
Haptische Mensch-Maschine-Schnittstelle für ein laparoskopisches Chirurgie-System

Haptic human machine interface for a laparoscopic surgical system

Zur Erlangung des akademischen Grades Doktor-Ingenieur (Dr.-Ing.)

genehmigte Dissertation von Sebastian Kassner aus Simmern

Januar 2013 — Darmstadt — D 17



TECHNISCHE
UNIVERSITÄT
DARMSTADT

Fachbereich Elektrotechnik und Infor-
mationstechnik
Institut für Elektromechanische Kon-
struktionen

Haptische Mensch-Maschine-Schnittstelle für ein laparoskopisches Chirurgie-System Haptic human machine interface for a laparoscopic surgical system

Genehmigte Dissertation von Sebastian Kassner aus Simmern

1. Gutachten: Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky
2. Gutachten: Prof. Dr.-Ing. Ulrich Konigorski

Tag der Einreichung: 25. Januar 2013

Tag der Prüfung: 29. Mai 2013

Darmstadt – D 17

Institut für Elektromechanische Konstruktionen
EMK-Dissertationsreihe, Band 28

Bitte zitieren Sie dieses Dokument als:

URN: : urn:nbn:de:tuda-tuprints-35806

URL: <http://tuprints.ulb.tu-darmstadt.de/3580>

Dieses Dokument wird bereitgestellt von tuprints, E-Publishing-Service der TU Darmstadt.

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

tuprints@ulb.tu-darmstadt.de

Diese Dissertation ist weiterhin als Buch im Verlag Dr. Hut , München, erschienen:

ISBN 978-3-8439-1243-3

Die Veröffentlichung steht unter folgender Creative Commons Lizenz:

Namensnennung-Keine kommerzielle Nutzung-Keine Bearbeitung 2.0 Deutschland

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/de/>



Zusammenfassung

Für eine Vielzahl von Operationen im Bauchraum ist die Laparoskopie heute Stand der Technik, so z.B. die Cholezystektomie zur Entfernung der Gallenblase. Hierbei handelt es sich um ein minimal-invasives Verfahren, bei dem der Zugang zum Operationsgebiet durch kleinste Schnitte in der Bauchdecke des Patienten erfolgt. Bei der Operation kommen lange starre Instrumente zu Einsatz. Im Gegensatz zu einer offenen Operation haben die Hände des Chirurgen keinen direkten Zugang zum operierten Gewebe. Ein Abtasten des Gewebes ist nicht möglich, der haptische Sinn zur Diagnose und Navigation im Operationsgebiet steht dem Operateur folglich nicht zur Verfügung. Diese Einschränkung erhöht die Komplexität laparoskopischer Eingriffe erheblich. Auch die Beweglichkeit im Operationsfeld ist stark eingeschränkt.

Eine technische Antwort auf diese Einschränkungen sind haptische Telemanipulationssysteme. Sie bestehen aus einer angetriebenen Instrumentenspitze sowie einem haptischen Bedienelement, das die Kontaktkräfte zwischen Instrumentenspitze und Gewebe an den Bediener meldet. Hierzu erfasst ein Kraftsensor an der Instrumentenspitze die auftretenden Kontaktkräfte. Antriebe im Bedienelement erzeugen daraus eine Kraftinformation und leiten sie über einen Mechanismus an den Bediener weiter.

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der Erweiterung der Entwurfsmethodik für haptische Bedienelemente und der Realisierung eines neuartigen Bedienelements. Basis ist eine Analyse des chirurgischen Szenarios in der minimal-invasiven Leberchirurgie. Daraus leitet sich das Entwurfsziel eines haptischen Bedienelementes mit drei kartesischen Freiheitsgraden ab.

Auf Grund ihrer guten dynamischen Eigenschaften sind besonders parallelkinematische Mechanismen zur Übertragung haptischer Informationen geeignet. Sie zeichnen sich durch eine große Struktursteifigkeit und geringe bewegte Massen aus. Ihr kinematisches Übertragungsverhalten ist hingegen meist komplex.

Aus der Analyse der kinematischen Bedingungen für ein rein kartesisches Ausgangsverhalten ergibt sich ein möglicher Lösungsraum geeigneter Topologien. Alle bestehen aus drei Beinen mit je fünf Gelenkfreiheitsgraden, einer Basis-Plattform

und einer Tool-Centre-Point-Plattform zur Ausgabe der haptischen Information. Für den vorliegenden Fall ist eine RUU- bzw. DELTA-Struktur geeignet. Diese Struktur übersetzt drei Antriebsmomente in eine rein kartesische Ausgabe. Basierend auf der Analyse der kinematischen Entwurfsziele für haptische Mechanismen erfolgt eine Auslegung des Mechanismus im Hinblick auf isotropes, d.h. richtungsunabhängiges Übertragungsverhalten. Charakteristisches Maß ist die globale Konditionszahl.

Entscheidend für die Qualität der haptischen Rückmeldung ist das dynamische Übertragungsverhalten haptischer Bedienelemente. Für eindimensionale Systeme ist in der Literatur zur Modellierung der Zwei-Tor Ansatz, basierend auf der elektromechanischen Netzwerktheorie, eingeführt. Im Rahmen dieser Arbeit erfolgt erstmalig die Erweiterung auch für den mehrdimensionalen Fall. Damit ist es möglich, auch die dynamischen Eigenschaften mehrdimensionaler Mechanismen mit dem Zwei-Tor Ansatz abzubilden. Dies erlaubt die Anwendung des Entwurfsverfahrens der *Transparenz* für mehrdimensionale Systeme.

Zur Analyse der mechanischen Eigenschaften des operierten Gewebes entstehen zwei Messplätze für die Frequenzbereiche $f = 10^1 \dots 10^4$ Hz (taktile Wahrnehmung) und $f = \text{DC} \dots 50$ Hz (kinästhetische Wahrnehmung). Sie ermöglichen die messtechnische Charakterisierung der mechanischen Impedanz und die Ableitung mechanischer Schaltungen. Damit lässt sich die Impedanz des Gewebes rechnerisch im Gütekriterium der Transparenz zur Bewertung eines haptischen Telemanipulationssystems einsetzen.

Die Realisierung eines haptischen Bedienelements erfolgt für ein neuartiges, tragbares Teleoperationssystem. Das Bedienkonzept ist an Hand eines ergonomischen Funktionsmusters im Tierversuch evaluiert. Kernkomponente ist ein haptischer Joystick mit drei kartesischen Freiheitsgraden durch einen RUU-Mechanismus. Der Arbeitsraum beträgt $743,5 \text{ cm}^3$. Das Bedienelement ist mit einer Impedanzgesteuerten Systemstruktur entworfen und feinwerktechnisch umgesetzt. Als Antriebe kommen drei EC-Motoren zum Einsatz. Mit einem maximalen Moment von $\pm 0,2 \text{ Nm}$ erzeugen sie eine haptische Rückmeldung von 5 N in 82% des Volumens im Arbeitsraum. Die zum Betrieb erforderlichen kinematischen Berechnungen sind auf einem Steuerrechner implementiert. Zusammen mit der Leistungselektronik ist dieser in einem mobilen Rack integriert. Der Nachweis der Funktionsfähigkeit erfolgt an einem experimentellen Telemanipulationssystem im Laborbetrieb.

Abstract

For a great variety of surgical interventions, laparoscopy is the state of the art approach. An example is the cholecystectomy for removing the gall bladder. As a minimally-invasive surgical technique, it is based on tiny incisions in the patient's abdominal wall through which long rigid instruments are inserted to reach the operating field. In contrast to open surgery the surgeon's hands do not have any access to the operated tissue. Thus, the haptic sense cannot be used to explore the tissue. This limitation considerably increases the complexity of laparoscopic interventions. Additionally the maneuverability in the operating field is limited to a great extent.

Technical answers to overcome those limitations are haptic telemanipulation systems. Major components of these systems are a driven instrument tip and a haptic human-machine interface which displays the contact forces between instrument and tissue to the surgeon. Therefore a force sensor measures the occurring contact forces at the instrument tip. Based on the measured contact forces motors in the haptic interface generate force information which is guided to the user's hand via a mechanical mechanism.

This thesis deals with the extension of the methodology of development for haptic interfaces and the realization of a novel device. It is based on the analysis of a surgical scenario in the field minimally-invasive liver surgery. This leads to the design goal of a haptic interface with three Cartesian degrees of freedom.

Due to their good dynamic behavior, especially parallel-kinematic mechanisms are suited for the transmission of haptic information. They are characterized by a high dynamic stiffness and low moved masses. On the other hand their kinematic transmission behavior is rather complex.

The analysis of restrictions for a pure Cartesian behavior leads to a set of possible kinematic topologies. All solutions comprise three legs, each leg with five joint degrees of freedom, a base platform and a tool-center-point-platform to exert the haptic information. A RUU or DELTA topology is chosen for the case on hand. This structure transforms the rotatory torques in pure Cartesian output. Based on the analysis of kinematic design goals the mechanism is dimensioned with respect to

isotropic transmission behavior. Characteristic measure is the global conditioning index.

Critical for the quality of the haptic feedback is the dynamic transmission behavior of the haptic interface. Especially the two-port approach based on the electromechanical network theory is established in the literature to model one-dimensional systems. This thesis introduces the extension for multi-dimensional cases for the first time. The application of two-ports on the dynamic properties of multi-dimensional systems is possible. This allows the design criterion transparency to be applied on multi-dimensional systems.

Two measurement setups are designed to probe the mechanical properties of the operated tissue: one setup for the frequency range of $f = 10^1 \dots 10^4$ Hz (tactile perception) and one for the frequency range of $f = \text{DC} \dots 50$ Hz (kinesthetic perception). They are used to determine the mechanical impedance of the tissue. Based on the measurement data equivalent mechanical circuits are derived. Thereby the mechanical impedance of the tissue can be used mathematically in the design criterion transparency to rate the transmission behavior of a haptic telemanipulation system.

A haptic interface is realized for a novel, portable teleoperation system. Its operational concept is evaluated using an ergonomic prototype in an animal experiment. Core component is a haptic joystick with three Cartesian degrees of freedom. The joystick has a workspace of $743,5 \text{ cm}^3$. The interface is designed as an open-loop impedance controlled device and realized using precision engineering. It is driven by three EC motors. With a maximum torque of $\pm 0,2 \text{ Nm}$ the motors generate a haptic feedback of 5 N in 82 % of the workspace volume. The required kinematic calculations are implemented on a control computer. Together with the power electronics the computer is built in a portable rack. Functionality is proved in the context of an experimental telemanipulation system under laboratory conditions.

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Elektromechanische Konstruktionen der TU Darmstadt in den Jahren 2007 bis 2012. Sie hat ihren Ursprung im Projekt INKOMAN innerhalb des bundesweiten Forschungskonsortiums SOMIT-FUSION.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky für die Betreuung dieser Arbeit und die große Freiheit, die er mir bei der Bearbeitung des Themas gewährte. Auch in Zeiten einer unsicheren Projektfinanzierung behielt er stets den Blick nach vorne und trug so zum Erfolg des gesamten INKOMAN-Projektes bei. Herrn Prof. Ulrich Konigorski danke ich für das entgegengebrachte Interesse an meinem Thema und die Übernahme des Zweitgutachtens.

Einen wichtigen Beitrag zum Gelingen dieses Forschungsvorhabens leisteten die Kollegen des Instituts für Elektromechanische Konstruktionen. Ihnen danke ich für die vielen konstruktiven Diskussionen und die angenehme Atmosphäre – auch abseits des Lehr- und Forschungsalltags!

Ein Dank geht auch an alle Studenten, die im Rahmen von Abschlussarbeiten und Projektseminaren, als Praktikanten oder wissenschaftliche Hilfskräfte zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Ohne ihre Unterstützung wäre es nicht möglich gewesen, die zahlreichen Ideen für Prototypen und Messplätze zu realisieren.

Meiner Familie und allen Freunden danke ich für ihre Unterstützung während dieser arbeitsintensiven Zeit!

Nürnberg im Januar 2013

Sebastian Kassner



Inhaltsverzeichnis

Glossar	XI
Symbolverzeichnis	XIII
Akronyme	XV
1 Einführung	1
1.1 Aufbau eines haptischen Telemanipulationssystems	1
1.2 Motivation	2
1.3 Forschungsinhalt und Struktur der Arbeit	5
2 Grundlagen zum Entwurf haptischer Systeme	7
2.1 Die haptische Wahrnehmung	7
2.1.1 Ausprägungen haptischer Sinneswahrnehmung und biologische Grundlagen	7
2.1.2 Kennwerte und Charakterisierung haptischer Interaktion	8
2.2 Entwurf haptischer Systeme: Methoden und Parameter	13
2.3 Dynamisches Übertragungsverhalten	17
2.3.1 Zwei-Tor-Darstellung	17
2.3.2 Entwurfsziel: transparentes Übertragungsverhalten	20
2.3.3 Bewertung der Transparenz und Stabilität	22
2.4 System-Strukturen	24
2.4.1 Impedanz-Systeme	25
2.4.2 Admittanz-Systeme	26
3 Chirurgisches Szenario	31
3.1 Laparoskopische Chirurgie	31
3.1.1 Ablauf und Instrumente	32
3.1.2 Grenzen laparoskopischer Eingriffe	36
3.2 Teilresektion der Leber	37
3.2.1 Szenario	37
3.2.2 Anforderungen an ein haptisches Bedienelement	38
4 Stand der Forschung und Technik	41
4.1 Kinästhetische Bedienelemente	41
4.1.1 Merkmale serieller oder paralleler Mechanismen	41

4.1.2	Beispiele für Impedanz- und Admittanzsysteme	44
4.2	Bedienelemente für chirurgische Telemanipulations- und Trainings- systeme	53
4.2.1	Bedienung mit haptischer Rückmeldung	53
4.2.2	Bedienung ohne haptische Rückmeldung	57
4.3	Bedienung mechanischer chirurgischer Werkzeuge	58
4.4	Fazit	60
5	Lösungskonzept: der INKOMAN-Telemanipulator	61
5.1	Intrakorporale flexible Instrumentenspitze	62
5.2	Bedienstrategie	62
5.3	Funktionsmuster ohne haptisches Feedback	66
5.3.1	Aufbau	66
5.3.2	Test im Tierversuch	68
6	Kinematischer Entwurf	71
6.1	Kinematische Topologie	71
6.1.1	Kinematische Entwurfsziele	71
6.1.2	3-DOF Mechanismen	76
6.1.3	Translatorische parallele Mechanismen	77
6.1.4	Topologie Auswahl	82
6.2	RUU-Topologie	85
6.2.1	Getriebeeigenschaften	85
6.2.2	Dimensionierung: Volumen und Isotropie des Arbeitsraumes	88
7	Dynamik des mehrdimensionalen parallelkinematischen Mechanis- mus	95
7.1	Mehrdimensionale Beschreibung des Telemanipulationssystems	95
7.2	Methoden der Mehrkörperdynamik	97
7.3	Elektromechanische Netzwerktheorie	101
7.4	RUU-Struktur als mehrdimensionales Netzwerkmodell	104
7.4.1	Konzept und auftretende Größen	104
7.4.2	Netzwerk des Trägheitsmoment-behafteten Stabes	107
7.4.3	Netzwerkmodell eines Beines	112
7.4.4	Netzwerkmodell des gesamten Mechanismus	116
7.4.5	Einsatz als Entwurfswerkzeug	120
7.5	Gütekriterium für mehrdimensionale Transparenz	127

8	Mechanische Eigenschaften von Weichgewebe	129
8.1	Grundlagen	129
8.2	Impedanz-Messplätze und Perfusionsstand	132
8.2.1	Messplatz I für den taktilen Frequenzbereich	132
8.2.2	Messplatz II für den kinästhetischen Frequenzbereich	132
8.2.3	Kalibration der Messplätze	134
8.2.4	Perfusionsstand	134
8.3	Messtechnische Charakterisierung und Netzwerkdarstellung	137
9	Entwurf und Realisierung eines 3-DOF Bedienelementes	145
9.1	Systemstruktur	145
9.1.1	Aktorprinzipien für haptische Displays	145
9.1.2	Test der Admittanz-geregelten und Auswahl der Impedanz-gesteuerten Struktur	148
9.2	Realisierung des haptischen Bedienelementes	150
9.2.1	Mechanismus und Aktorik	151
9.2.2	Steuereinheit und Software	152
9.2.3	Messtechnische Charakterisierung	158
9.3	Demonstrator: 3-DOF Telemanipulationssystem	160
9.3.1	Systemkomponenten: Manipulator und Kraftsensor	160
9.3.2	Gesamtsystem und Funktionsfähigkeit	163
10	Erreichter Stand und Ausblick	167
10.1	Erreichter Stand	167
10.1.1	Haptisches Bedienelement	167
10.1.2	Entwurfsprozess	168
10.2	Anregung für zukünftige Arbeiten	171
	Anhang	174
A	Vergleich von DC-Motoren	175
B	Herleitungen	177
C	Literaturübersicht: mechanische Eigenschaften von Weichgewebe	189
D	Ergänzende Impedanzmessungen	195



Glossar

anterior	vorne liegend
Gastroenterologie	medizinische Disziplin der Diagnostik, Therapie und Prävention von Erkrankungen des Magen-Darm-Trakts sowie der mit diesem Trakt verbundenen Organe Leber, Gallenblase und Bauchspeicheldrüse
Laparoskopie lateral	minimalinvasive Chirurgie im Bauchraum zur Seite hin liegend
Palpation	medizinische Untersuchung durch Betasten
Rekonvaleszenz Resektion	Genesung, letztes Stadium einer Krankheit operative Entfernung von Gewebeteilen eines Organs oder Tumors
Situs	Lage der inneren Organe zueinander, chirurgischer Sprachgebrauch: Operationsgebiet
Trilateration	Verfahren zur Positionsbestimmung eines Punktes durch den Schnitt von Kugeloberflächen



Symbolverzeichnis

a	Länge der unteren Strebe der RUU-Struktur
b	Länge der oberen Strebe der RUU-Struktur
\mathbf{D}_i	Drehmatrix (Netzwerkmodell der RUU-Struktur)
E	Fehlerfunktion
E_{kin}	kinetische Energie
E_{pot}	potentielle Energie
F	Kraft
f	Frequenz, allg. Funktion
G	allg. Übertragungsfunktion bzw. Gelenk
\mathbf{G}_i	Übertragungsmatrix des i -ten Beines (Netzwerkmodell der RUU-Struktur)
H	Übertragungsfunktion einer Komponente eines Telemanipulationssystems
I	allg. Reiz
\mathbf{I}	Einheitsmatrix
i	Strom bzw. Index
\mathbf{J}	Jakobi-Matrix
κ	Konditionszahl
L	Lagrange-Funktion
λ	Eigenwert
M	Moment
m	Masse bzw. Zählindex bei Matrizen
n	Nachgiebigkeit bzw. Zählindex bei Matrizen
ν	globale Konditionszahl
Ω	Winkelgeschwindigkeit
ω	Kreisfrequenz
P	Parallelitätsgrad
p	Leistungsdichte eines Antriebs
$P_{5/50/95}$	Perzentil
\mathbf{P}	Punkt/Position des TCP im Weltkoordinatensystem
q	Antriebskoordinate
r	Reibung bzw. Radius
S	allg. Signal

Σ	Summe bzw. Glied einer kinematischen Kette
σ	Singulärwert
τ	Vektor der Antriebskräfte bzw. -momente
Θ	Trägheitsmoment
θ	Gelenkwinkel
v	Geschwindigkeit
V_W	Volumen des Arbeitsraumes
W	Arbeitsraum
\mathbf{W}_i	Übertragungsmatrix des i -ten Beines incl. TCP-Masse im Weltkoordinatensystem (Netzwerkmodell der RUU-Struktur)
x	Position, Weg, Koordinate
z	mechanische Impedanz bzw. Koordinate

Abkürzungen

BMBF	Bundesministerium für Bildung und Forschung
DKP	direktes kinematisches Problem, Vorwärtskinematik
DOF	degrees of freedom, Zahl der Freiheitsgrade
FIP	Force-Impression, Entwurfsmethode aus [144]
IKP	invers-kinematisches Problem, Inverskinematik
INKOMAN	Intrakorporaler Manipulator
LKS	lokales Koordinaten-System
PWM	Pulsweiten-Modulation
TCP	Tool-Centre-Point
WKS	Welt-Koordinaten-System



1 Einführung

Im Jahre 1954 installieren GOERTZ und THOMPSON am Argonne National Laboratory bei Chicago ein neuartiges Manipulationssystem. Es erlaubt einem Nutzer, über einen ferngesteuerten Roboter-Arm radioaktive Proben gefahrlos zu bearbeiten (Abb. 1.1).

Das Besondere an diesem System sind Aktoren in der Bedieneinheit. Diese Antriebe stellen Kraft-Informationen dar. Dazu erfassen Sensoren am Roboter-Arm die Kontaktkraft zur bearbeiteten Probe. Der Nutzer ist so in der Lage, die Kontaktsituation zwischen dem von ihm gesteuerten Roboter-Arm und der radioaktiven Probe zu spüren. Der Nutzer erfährt eine *haptische Rückmeldung*, also eine Information, die er über seinen Tastsinn wahrnimmt. Mit ihrem System begründen GOERTZ und THOMPSON damit eine neue Klasse von Geräten: die *haptischen Telemanipulationssysteme*.

1.1 Aufbau eines haptischen Telemanipulationssystems

Abbildung 1.2 zeigt den schematischen Aufbau eines haptischen Telemanipulationssystems. Während der Bedienung gibt der Nutzer das Positionskommando x_h als Lage seiner Hand über einen Mechanismus in die Mensch-Maschine-Schnittstelle, den Master, ein. Die Position wird erfasst, verarbeitet und als Signal S_x an den Manipulator gesendet. Antriebe bewegen über einen Mechanismus die Werkzeugspitze des Slave an die gewünschte Position x_e .

Ein Kraftsensor erfasst die Kontaktkraft F_e zwischen manipuliertem Objekt und Werkzeugspitze. Die Messwerte werden wiederum verarbeitet und als Signal S_f zurück an die Mensch-Maschine-Schnittstelle gesendet. Hier erzeugen Antriebe nun einen Krafteindruck, der über den Eingabe-Mechanismus auf die Hand des Nutzers geleitet wird. Er spürt den Kontakt zwischen Werkzeug und Objekt als Kraft F_h .

Haptische Mensch-Maschine-Schnittstellen, d.h. Bedienelemente mit aktiver haptischer Rückmeldung, arbeiten demnach bidirektional. Sie dienen sowohl als Ein- als auch als Ausgabegerät. Darüber hinaus ist der Nutzer durch den direkten mechanischen Kontakt integraler Bestandteil des Systems. Darin unterscheiden sich

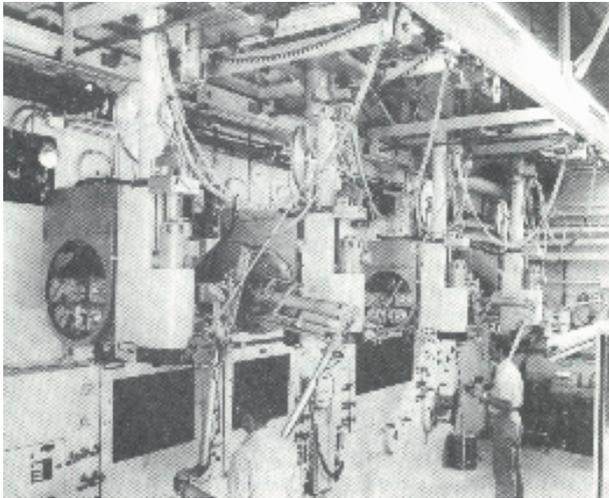


Abb. 1.1: Telemanipulationssystem von GOERTZ und THOMPSON [35]

haptische Systeme grundsätzlich von optischen oder akustischen Systemen zur Informationsvermittlung mit nur unidirektionalem Signalfluss. Beispiele sind Bildschirme und Lautsprecher auf die der Nutzer keine relevante Rückwirkung hat.

Haptische Bedienelemente stellen mechanische Informationen dar. In Anlehnung an Bildschirme ist für sie daher auch die Bezeichnung *haptisches Display* etabliert (u.a. [271]).

1.2 Motivation

Eine Tätigkeit, bei der der Tastsinn eine herausragende Rolle spielt, sind chirurgische Eingriffe. Der Operateur nutzt seinen haptischen Sinn, um im geöffneten Körper des Patienten Gewebestrukturen zu ertasten. So spürt er beispielsweise die Lage eines Tumors als Verhärtung des Gewebes oder lokalisiert im Gewebe verborgene Blutgefäße. Auch bei der Arbeit mit chirurgischen Werkzeugen hilft der Tastsinn, übermäßige Belastungen des Gewebes zu verhindern.

Bei einer wachsenden Zahl von Indikationen ersetzt jedoch eine andere Operationstechnik den Eingriff am geöffneten Körper: die *minimal-invasive Chirurgie*. Bei

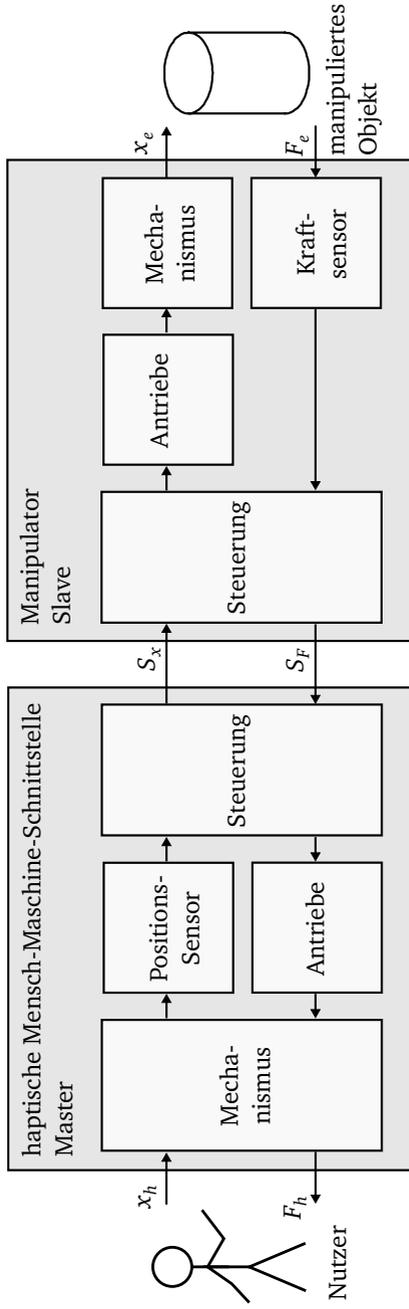


Abb. 1.2: Aufbau eines haptischen Telemanipulationssystems

Bedienkonsole

Manipulator-Einheit



Abb. 1.3: DaVinci-Operationssystem [120]

dieser Technik operiert der Arzt durch kleine Einschnitte in der Haut. Zum Einsatz kommen lange Instrumente, die in den Körper des Patienten eingeführt werden. Auf diese Weise sind für den Patienten schonende Eingriffe möglich. Durch diese *Schlüsselloch-Chirurgie* hat der Arzt jedoch keinen direkten Kontakt mehr zum operierten Gewebe. Der Einsatz des Tastsinnes zur Orientierung und Diagnose ist über die verwendeten Instrumente kaum mehr möglich. Eine weitere Einschränkung ist die stark-limitierte Beweglichkeit der Instrumente im Operationsgebiet. Diese Aspekte erschweren minimal-invasive Eingriffe besonders aus der Sicht des Operateurs. Einige Operationen in anatomisch engen Regionen des Körpers sind aus diesem Grund nicht minimal-invasiv durchführbar.

Eine mögliche technische Lösung, um den Einschränkungen minimal-invasiver Eingriffe zu begegnen, sind chirurgische Telemanipulationssysteme. Zum Zeitpunkt dieser Dissertation hat dabei nur ein System eine größere Verbreitung in Kliniken gefunden, das *Da Vinci Surgical System* (Intuitive Surgical, Inc.) (Abb. 1.3). Es besteht aus einer Bedienkonsole und einer Manipulatoreinheit. Der Arzt navigiert mit Hilfe eines 3D-Kamerabildes im Körper des Patienten. Eine haptische Rückmeldung ist jedoch nicht integriert.

Diese Ausgangslage ist Motivation für das Projekt „INKOMAN“ (**in**trakorporaler **Man**ipulator) am Institut für Elektromechanische Konstruktionen der TU Darm-

stadt. Das Projekt verfolgt die Entwicklung eines neuartigen haptischen Telemanipulationssystems. Die Arbeiten sind teilweise integriert in das vom Bundesministerium für Bildung und Forschung geförderte Konsortium FUSION (Future Environment for Gentle Liver Surgery Using Image-Guided Planning and Intra-Operative Navigation). Medizinisches Szenario ist die minimal-invasive Leber-Chirurgie.

1.3 Forschungsinhalt und Struktur der Arbeit

Die Entwicklung von INKOMAN orientiert sich an der Struktur eines haptischen Telemanipulationssystems aus Abb. 1.2. Die vorliegende Dissertation beschreibt die Entwicklung der haptischen Mensch-Maschine-Schnittstelle des Systems. Hierzu präsentiert Kapitel 2 zunächst die Grundlagen der haptischen Wahrnehmung sowie Entwurfsparameter haptischer Systeme. Ein Schwerpunkt bildet deren dynamisches Übertragungsverhalten. Weiterhin führt das Kapitel die aus regelungstechnischer Sicht existierenden Strukturen haptischer Mensch-Maschine-Schnittstellen ein. Kapitel 3 stellt als Szenario das Operationsverfahren der minimal-invasiven Chirurgie vor. Aus den auftretenden Einschränkungen leitet es die Motivation für die Entwicklung des neuartigen Operationssystems INKOMAN ab.

Zum Zeitpunkt dieser Dissertation existieren in der klinischen Praxis noch keine haptischen Telemanipulationssysteme für chirurgische Einsatzzwecke. Die Zusammenstellung des Standes der Technik in Kapitel 4 ist daher weiter gefasst. Neben universellen haptischen Bedienelementen stehen auch nicht-haptische chirurgische Roboter sowie die Bedienung rein mechanischer Operationswerkzeuge im Fokus.

Aus dem Fazit zum Stand der Technik resultiert die Vision eines neuartigen handgehaltenen Teleoperationssystems. Diese Vision skizziert Kapitel 5 und leitet ein ergonomisches Bedienkonzept ab. Ergebnis ist das Funktionsmuster eines Manipulators und ein erfolgreicher Test im Tierversuch am Schwein.

Zentrale Komponente des Bedienkonzeptes ist ein Joystick mit mehreren haptischen Freiheitsgraden. Zur Integration der haptischen Rückmeldung beschreibt Kapitel 6 den Entwurf eines parallelkinematischen Mechanismus. Dazu leitet das Kapitel die kinematischen Entwurfsziele für ein haptisches Bedienelement her und analysiert mögliche kinematische Topologien. Das Kapitel schließt mit der Auswahl und Dimensionierung des Mechanismus.

Entscheidend für die Qualität der haptischen Rückmeldung sind die dynamischen Übertragungseigenschaften eines haptischen Systems. Zur Darstellung des Übertragungsverhaltens ist in der Literatur die Zwei-Tor-Theorie etabliert. Es existieren

jedoch lediglich Beschreibungen für Systeme mit einem Freiheitsgrad. Vor diesem Hintergrund erweitert Kapitel 7 die Zwei-Tor-Theorie erstmalig für mehrdimensionale haptische Systeme. Der Ansatz basiert auf der Zerlegung eines mehrdimensionalen Systems in eindimensionale Komponenten und deren Modellierung mit Hilfe der elektromechanischen Netzwerktheorie. Ergebnis ist eine neuartige Beschreibung der Mehrkörperdynamik mehrdimensionaler Systeme. Damit führt das Kapitel eine Erweiterung der Entwurfsmethodik für mehrdimensionale haptische Systeme ein.

Die Qualität der haptischen Rückmeldung hängt weithin von den mechanischen Eigenschaften des manipulierten Gewebes ab. Kapitel 8 beschreibt dazu die Entwicklung von Messplätzen zur Messung der mechanischen Impedanz und die messtechnische Charakterisierung des Gewebes. Ergebnis ist die Abbildung der mechanischen Impedanz des Gewebes mit Hilfe mechanischer Schaltbilder.

Kapitel 9 beschreibt schließlich die Auswahl einer geeigneten regelungstechnischen Struktur des haptischen Bedienelements, seine Realisierung sowie die Integration mit einem neuartigen Kraftsensor zu einem haptischen Telemanipulationssystem. Die Arbeit schließt in Kapitel 10 mit einer Zusammenfassung und Anregung weiterführender Arbeiten.

2 Grundlagen zum Entwurf haptischer Systeme

Dieses Kapitel legt die systematischen Grundlagen für den Entwurf der haptischen Bedieneinheit. Hierzu zählt die Unterscheidung der grundsätzlichen Strukturen haptischer Bedienelemente mit den relevanten kinematischen Beziehungen, die Beschreibung des dynamischen Übertragungsverhaltens sowie die Herleitung von Merkmalen zur Quantifizierung der Übertragungsgüte haptischer Systeme.

2.1 Die haptische Wahrnehmung

Zur Begriffsklärung präzisiert der folgende Abschnitt die unterschiedlichen Arten haptischer Wahrnehmung und fasst Kennwerte zur Charakterisierung der Sinnesindrücke zusammen. Sie bilden eine Quelle der Anforderungsermittlung bei der Entwicklung haptischer Mensch-Maschine-Schnittstellen.

2.1.1 Ausprägungen haptischer Sinneswahrnehmung und biologische Grundlagen

Nach ISO 9241-910, erarbeitet unter aktiver eigener Mitwirkung im Rahmen dieser Forschungsarbeit (siehe [71]), ist die haptische Wahrnehmung „die sensorische und/oder motorische Aktivität, die in der Haut, in den Muskeln, Gelenken und Sehnen begründet ist“. Sie tritt in zwei Ausprägungen auf (Abb. 2.1):

1. Die *taktile Wahrnehmung* liefert Sinneseindrücke durch Rezeptoren in der Haut. Rezeptortypen sind SA1 (slowly adapting) vom Typ *Merkel*, SA2 vom Typ *Ruffini* - beide zur Intensitätsdetektion, RA (rapidly adapting) vom Typ *Meissner* zur Geschwindigkeitsdetektion und PC (Pacini) zur Detektion von Beschleunigungen [153]. Abbildung 2.2 zeigt ihre Lage in der Haut.
2. Die *kinästhetische Wahrnehmung*, auch Tiefensensibilität oder Propriozeption gewinnt Lageinformationen aus den Stellungen der Gliedmaßen oder

von Kräften und Momenten, die auf diese wirken. Rezeptortypen sind die primären und sekundären Muskelspindeln, Golgi-Sehnenorgane und Ruffini-Rezeptoren.

Das Buch von GRUNWALD [95] erläutert weiterführende Zusammenhänge der Physiologie und Psychophysik der haptischen Wahrnehmung.

2.1.2 Kennwerte und Charakterisierung haptischer Interaktion

Die haptische Wahrnehmung lässt sich durch eine Reihe von Kennwerten charakterisieren. Sie treten im Wesentlichen in zwei Ausprägungen aus:

1. Die absolute Wahrnehmungsschwelle gibt die minimale Stärke eines Reizes an, der erforderlich ist, um wahrgenommen zu werden. In der Psychophysik bezeichnet die Größe RL (Reiz-Limen) diese Grenze [85].
2. Die Just-Noticable-Difference (JND) beschreibt den erforderlichen Unterschied zwischen zwei gleichartigen Reizen, damit diese als unterscheidbare Reize wahrgenommen werden. Nach dem WEBER'schen Gesetz gilt

$$JND = \frac{\Delta I}{I} \quad (2.1)$$

mit der Reizänderung ΔI zum vorangegangene Reiz I . Die JND gilt für die Amplitudenauflösung physikalischer Größen wie Kraft, Druck, Weg oder Nachgiebigkeit.

Tabelle 2.1 zeigt eine Auswahl charakteristischer Werte.

Eine für den Systementwurf bedeutende Eigenschaft der haptischen Wahrnehmung ist ihre Frequenzabhängigkeit. Dies bedeutet, dass ein Mensch z.B. die Amplitude einer Schwingung bei unterschiedlichen Frequenzen in unterschiedlicher Intensität spürt. Diese Eigenschaft ist vergleichbar mit der Hellempfindlichkeitskurve $V(\lambda)$ der optischen Wahrnehmung oder der akustischen Wahrnehmung mit dem bewerteten Schalldruckpegel $L(f)$. Für den haptischen Fall hat besonders GESCHIEDER [84, 86] dieses Phänomen untersucht. Abbildung 2.3 zeigt hierzu die in psychophysikalischen Experimenten ermittelten Wahrnehmungsschwellen für Auslenkungen in Abhängigkeit der Frequenz. Erkennbar ist die maximale Empfindlichkeit für Vibrationen bei ca. 300 Hz.

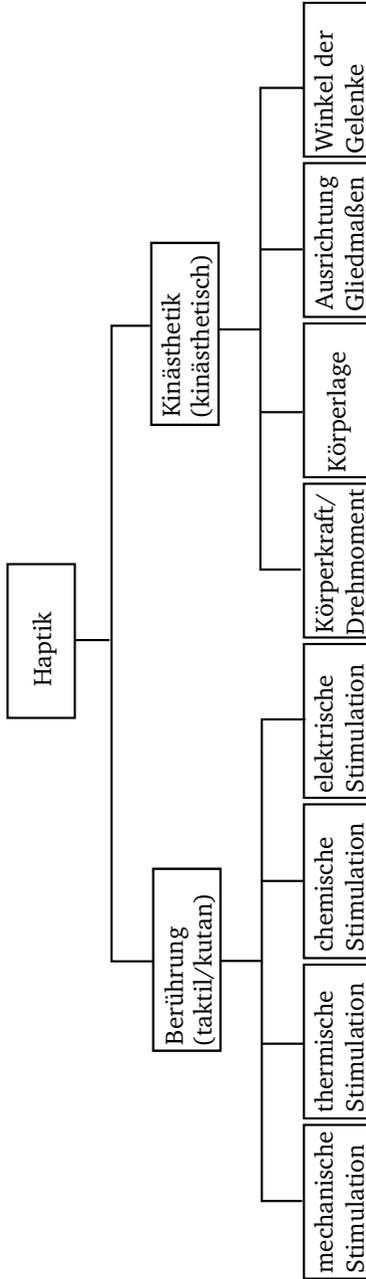


Abb. 2.1: Ausprägungen der haptischen Wahrnehmung nach ISO 9241-910

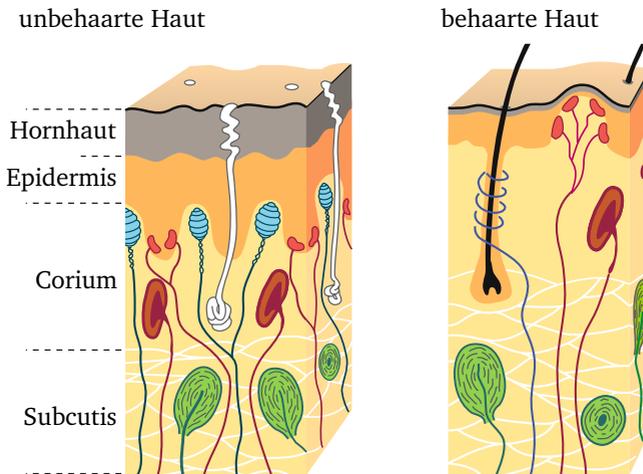


Abb. 2.2: Histologie der taktilen Mechanorezeptoren der Haut (basierend auf [264])

Tab. 2.1: Kennwerte der Wahrnehmungsfähigkeit der menschlichen Hand (Auswahl aus [68])

Größe	Kennwert	Körperstelle	Wert
Statische Auslenkung (Position)	Hautauslenkung, Absolutschwelle	Fingerspitze (taktil)	10 μ m
	Zweipunktschwelle	Fingerspitze (taktil)	2...3 mm
		Handfläche (taktil)	10...11 mm
	Positionsauflösung	Fingergelenk (kinästhetisch)	2,5°
		Handgelenk (kinästhetisch)	2,0°
	Frequenz, Obergrenze (taktile Wahrnehmung)	Finger (taktil)	5...10 kHz
Dynamische Auslenkung (Vibration)	Frequenz, Obergrenze (kinästhetische Wahrnehmung)	gesamter Körper (kinästhetisch)	20...30 Hz
	Amplitude, Absolutschwelle	Fingerspitze, Handfläche (taktil)	0,1...0,2 μ m bei 200...300 Hz
	Amplitudenauflösung, JND	Fingerspitze (taktil)	10...25 %
	Frequenzauflösung, JND	Fingerspitze (taktil)	8...10 %
Kraft	Absolutschwelle	Fingerspitze (taktil)	0,8 mN
		Handfläche (taktil)	1,5 mN
	JND	gesamter Körper (kinästhetisch)	5...10 %
Nachgiebigkeit	JND	Daumen, Zeigefinger (kinästhetisch)	5...15 mN

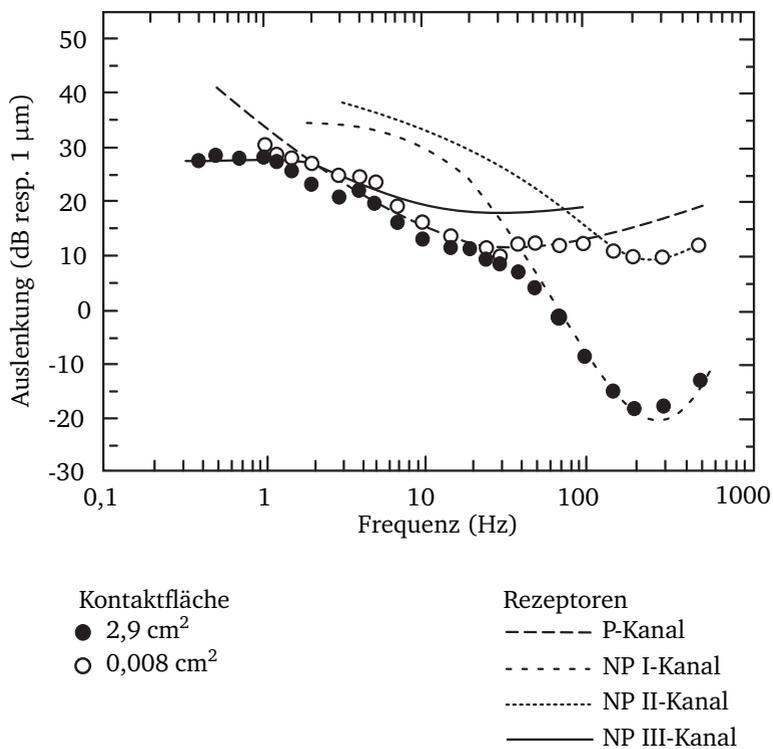


Abb. 2.3: Frequenzabhängige Wahrnehmungsschwellen von Auslenkungen nach GESCHIEDER, unterschieden nach Rezeptortypen P=Pacini-Körperchen bzw. NP=Nicht-Pacini-Körperchen (basierend auf [84, 86])

Die Frequenzabhängigkeit in Abb. 2.3 beschreibt eine Bewertung eines mechanischen Reizes hin zu einer Wahrnehmung. Aus diesem Grund erfolgt eine Unterscheidung zwischen dem physikalisch messbaren *haptischen Feedback* und dem dadurch erzeugten *Krafteindruck* [144].

Neben der Sinneswahrnehmung sind auch die motorischen Fähigkeiten der Gliedmaßen von großer Bedeutung für den Entwurf haptischer Systeme. Ihre Kenndaten geben besonders darüber Aufschluss, wie ein Nutzer mit einem Objekt bei direkter Manipulation interagiert. Von großer Bedeutung ist neben den maximal ausübbareren Kräften wieder der Frequenzbereich der aktiven Interaktion. Er liegt mit < 10 Hz deutlich niedriger als die sensorischen Fähigkeiten des Menschen. Tabelle 2.2 zeigt ausgewählte Kennwerte aus der Literatur.

2.2 Entwurf haptischer Systeme: Methoden und Parameter

Der Entwurf eines haptischen Telemanipulationssystems beinhaltet die Gestaltung aller in Abb. 1.2 gezeigten Komponenten. Die Komponenten gliedern sich in passive mechanische Mechanismen, Aktoren als aktiven Leistungskomponenten, Sensoren für Kraft- bzw. Momenten- und Positionmessungen sowie Elektronik und Steuer-Software. Eine generelle Einführung in den Entwurf eines haptischen Systems gibt [113, 179].

Veröffentlichungen, die generelle Handlungsempfehlungen für das System-Design geben, existieren kaum. Für Entwurf und Evaluierung dieser Komponenten macht besonders [234, 235] Vorschläge für geeignete physikalische Parameter (Tabelle 2.3). Eine vergleichbare Zusammenstellung gibt [112]. In [248] werden aus den sensorischen und motorischen Fähigkeiten der Hand Anforderungen an haptische Bedienelemente, wie eine minimale Kraftauflösung von 5 mN abgeleitet. Die Ergebnisse decken sich aber grundsätzlich mit der Zusammenstellung aus Abschnitt 2.1.2.

Ein besonderes Augenmerk gilt beim Entwurf den dynamischen Größen. Dies hat drei Gründe:

1. Regelungstechnische Fragestellungen wie z.B. die Stabilität des gekoppelten Systems Nutzer-Manipulator-Objekt
2. Die Darstellung eines manipuliertes Objektes mit dynamischen Feder-, Masse- und Dämpfer-Eigenschaften
3. Die frequenzabhängige Empfindlichkeit der haptischen Wahrnehmung.

Tab. 2.2: Kennwerte der Kraft- und Bewegungsausübung

Parameter	Wert	Bemerkung	Quelle	
Kraft	Maximum	50 / 60 N 100 N	Finger / Handgelenk Ellenbogen und Schulter	[257]
	Genauigkeit der Ausübung	11 ... 15 %		[253]
		1 %	bei 20 ... 50 N	[257]
		1 %	Handgelenk, Ellenbogen und Schulter bei 20 ... 50 N	
		10 %	bei 5 ... 18 N	[180]
	Bandbreite	2 ... 3 Hz		[213]
5 Hz			[26]	
2 ... 6 Hz			[123, 159]	
Bewegung	max. Geschwindigkeit	17,6 rad/s		[107]
	Bandbreite	< 2 Hz	aktives Berühren beim Tasten	[159]
		2 ... 4 Hz	beabsichtigte Bewegungen	[198]
		2 ... 7 Hz	periodisches Nachführen	[47]
		2 ... 8 Hz	geschulte Bewegungen: Schreiben, Tippen, Klopfen, Instrument spielen	[159]
		10 Hz	Reflex-Bewegungen	[26]
		< 10 Hz		[271]
		8 ... 12 Hz	Finger-Tremor (Zittern)	[231]

Tab. 2.3: Physikalische Entwurfs-Parameter (Auswahl aus [235])

Klasse	Parameter	Maß
passives System	Kinematik	Volumen, Form
		Freiheitsgrade (DOF)
		passive, aktive
		seriell, parallel, hybrid
	Struktur	Manipulierbarkeit
	Skalierung	(globale) Konditionszahl
	Elastostatik	Struktursteifigkeit
	Dynamik	Struktur-Dynamik
		Massenträgheit
aktives System	Antrieb	Kraft (max./min.)
		Hysterese
		Kraft-Auflösung
		D/A-Auflösung
	Frequenz-Antwort	Bandbreite der Kraftausgabe
		Ausgangsimpedanz
	Sprung-Antwort	Anstieg, Ein-, Überschwingen
	Impuls-Antwort	Geschw., Beschl.
	Sensor	statisch
		Hysterese, Fehler
gekoppeltes System (Nutzer-Telemanipulator- Objekt)	Impedanz	Impedanz (max./min.)
		z-Weite
	Bandbreite der Regelung	

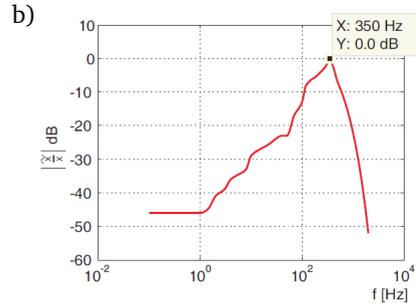
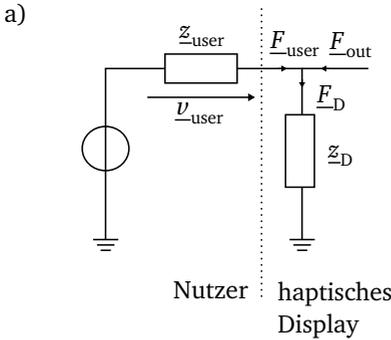


Abb. 2.4: Methode der Force Impression (FIP) nach [144]: a) zu Grunde liegende Kontaktsituation zwischen Nutzer und haptischem Display b) Gewichtungsfunktion $FIP(\omega)$ aus der GESCHEIDER-Kurve (Abb. 2.3)

Methodiken zur Vorhersage der Qualität der haptischen Rückmeldung im Entwurfsprozess existieren kaum. Einen Vorschlag hierzu macht die Methode der *Force Impression* (FIP) von KERN [144].

Die Methode der FIP gewichtet dazu die Kraft der haptischen Rückmeldung mit der Wahrnehmungskurve für Auslenkungen von GESCHEIDER (Abb. 2.3). Als Kopplung der Größen dienen die mechanischen Impedanzen von Nutzer und haptischem Display (Abb. 2.4). Ergebnis ist der Kräfteindruck

$$\tilde{K} = \left| \frac{z_D \cdot v_{out} - F_{out}}{j\omega z_{user}} \right| \cdot FIP(\omega) \quad (2.2)$$

als Maß für die Wahrnehmung von dynamischen Kräfteindrücken. Ein Nachweis der Zweckmäßigkeit dieser Methode existiert bislang jedoch nicht.

Als weiteres Maß beschreibt die *z*-Weite die Spanne der Impedanzen, die ein haptisches System dem Nutzer stabil darstellen kann [55]. Daneben ist besonders die *Transparenz* ein Maß zur Beurteilung der dynamischen Übertragungseigenschaften. Die frequenzabhängige *Transparenz* eines haptischen Systems beschreibt die Übertragungseigenschaften mechanischer Impedanzen vom manipulierten Objekt bis zum Nutzer. Hierzu vergleicht diese Methode die mechanische Impedanz des manipulierten Objektes mit der mechanischen Impedanz, die die haptische Mensch-Maschine-Schnittstelle dem Nutzer darstellt.

Im Vergleich zur *z*-Weite bewertet die Methode der *Transparenz* nicht nur die Randbereiche eines regelungstechnisch stabilen Bereiches, sondern vergleicht die

mechanischen Verhältnisse am Ein- und Ausgang des Systems über den gesamten Frequenzbereich. Sie ist damit ein geeignetes Maß zur Bewertung der Qualität des Übertragungsverhaltens eines haptischen Telemanipulationssystems.

Vor diesem Hintergrund beschreibt der folgende Abschnitt die dynamischen Übertragungseigenschaften haptischer Systeme durch den Zwei-Tor-Ansatz und führt die Transparenz als entscheidendes Maß für die Übertragungsqualität ein.

2.3 Dynamisches Übertragungsverhalten

Aufgabe eines haptischen Bedienelementes in einem Telemanipulationssystem ist die Wiedergabe der Kontaktsituation zwischen Manipulator-Werkzeug und manipuliertem Objekt. Die mechanische Information wird auf ihrem Weg zum Nutzer dabei von einer Vielzahl elektrischer, mechanischer und informationstechnischer Komponenten übertragen (vgl. Abb. 1.2). Alle Komponenten werden dabei durch ihre Übertragungsfunktionen beschrieben. Der Signalweg vom Kraftsensor an der Instrumentenspitze zum Nutzer wirkt entsprechend als mechanisches Filter. Für die Qualität der haptischen Rückmeldung ist der Einfluss dieses Filters auf den Signalweg das wichtigste Kriterium. Die Kenntnis der dynamischen Übertragungseigenschaften ist daher entscheidend für den Entwurf der haptischen Bedieneinheit.

Aus diesem Grund führt der folgende Abschnitt die Zwei-Tor-Darstellung als Konzept zur Modellierung der dynamischen Übertragungseigenschaften von Bedienelement und Gesamtsystem ein und leitet daraus das Qualitätskriterium der *Transparenz* ab.

2.3.1 Zwei-Tor-Darstellung

Eingeführt durch RAJU [220] ist die Zwei-Tor-Darstellung ein etabliertes Werkzeug zur Modellierung des dynamischen Übertragungsverhaltens von Telemanipulationssystemen. Besonders HANNAFORD und ADAMS vertiefen diesen Ansatz in ihren Veröffentlichungen (u.a. [1, 3, 101, 102, 104, 105, 230]) bei Systemen mit einem Freiheitsgrad. Der Fokus liegt dabei auf regelungstechnischen Fragestellungen, u.a. Stabilitätsbetrachtungen.

Der Ansatz der Zwei-Tor-Darstellung basiert auf der elektromechanischen Netzwerktheorie mit der Äquivalenz von elektrischen und mechanischen Bauteilen. In der vorliegenden Arbeit repräsentiert die *Flusskoordinate* des Netzwerks den Kraftfluss F und die *Differenzkoordinate* den Geschwindigkeitsabfall v und folgt dabei der

Isomorphie nach [169]. In der hier zitierten regelungstechnischen Literatur kommt meist die umgekehrte Zuordnung zur Anwendung. Dabei handelt es sich dann um eine reine Analogiebetrachtung und nicht um einen netzwerktheoretischen Ansatz im Sinne dieser Arbeit.

Charakteristische Größe zur Beschreibung passiver mechanischer Eigenschaften im Frequenzbereich ist die komplexe mechanische Impedanz

$$\underline{z} = \frac{F}{\underline{v}} \quad (2.3)$$

Abbildung 2.5 zeigt die abstrahierte Zwei-Tor-Übertragungsstrecke zwischen Nutzer und manipuliertem Objekt.

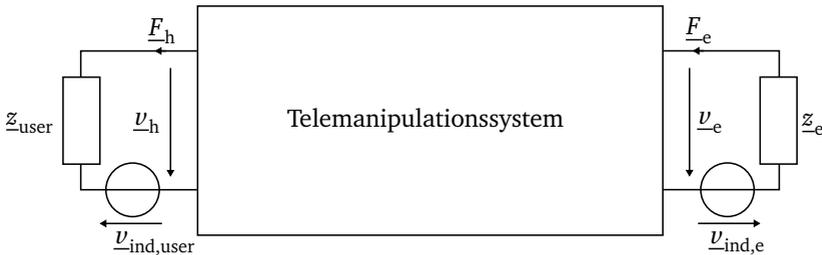


Abb. 2.5: Zwei-Tor-Darstellung eines Telemanipulationssystems

Die mechanische Impedanz $\underline{z}_{\text{user}}$ beschreibt die passiven Eigenschaften des Bedieners und ist in hohem Maße von der konkreten Kontaktsituation zwischen Nutzer und Bedienelement abhängig, so z.B. von der Art und Stärke eines Griffes mit dem der Nutzer das Bedienelement umfasst.

Die aktiven Eigenschaften des Nutzer bildet die Geschwindigkeitsquelle $\underline{v}_{\text{ind,user}}$ ab. Die Annahme einer Geschwindigkeitsquelle in Zwei-Tor-Netzwerken ist in der Literatur üblich (z.B. [101]). Die Dissertation von Kern [144] interpretiert diese Geschwindigkeit als eine Kombination aus willentlichen und spontanen Aktivitäten der Muskulatur mit einem stark nichtlinearen Verhalten. In der weiteren Betrachtung werden die aktiven Einflüsse des Nutzers jedoch als quasi-statisch interpretiert und im dynamischen Modell vernachlässigt. Basierend auf experimentellen Untersuchungen postuliert auch HOGAN in [116] einen passiven Nutzer bei der Interaktion mit einem Zwei-Tor-Netzwerk.

Ein vergleichbarer Ansatz gilt für die Seite des Manipulators und das manipulierte Objekt mit seiner Impedanz \underline{z}_e . Auch hier lassen sich die aktiven Eigenschaften $\underline{v}_{\text{ind},e}$ vernachlässigen. Im Falle einer Operation stellt diese Quelle beispielsweise die durch die Atmung des Patienten induzierte Bewegung dar. Frequenzen und Geschwindigkeits-Amplituden sind dabei tendenziell noch niedriger, als bei der Bewegung der Hand des Bedieners.

Die komplexe Übertragungsmatrix $\underline{\mathbf{H}}$ beschreibt das Übertragungsverhalten des Zwei-Tors und verknüpft die Nutzer- bzw. Manipulator-Seite über

$$\begin{pmatrix} \underline{F}_h \\ \underline{v}_h \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \underline{H}_{11} & \underline{H}_{12} \\ \underline{H}_{21} & \underline{H}_{22} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \underline{v}_e \\ -\underline{F}_e \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

wie u.a. von LAWRENCE [164] vorgeschlagen oder wie bei HANNAFORD [101] über

$$\begin{pmatrix} \underline{F}_h \\ \underline{v}_e \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \underline{H}_{11} & \underline{H}_{12} \\ \underline{H}_{21} & \underline{H}_{22} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} -\underline{v}_h \\ \underline{F}_e \end{pmatrix} \quad (2.5)$$

Die Vorzeichen in Gl. (2.5) sind an die Konvention von LAWRENCE angepasst.

Während Gl. (2.4) Ein- und Ausgang miteinander verknüpft, offenbart sich die Aussage von Gl. (2.5) bei einer Analyse der internen Struktur der Übertragungsstrecke. Abbildung 2.6 zeigt diese für den Fall einer Impedanz-Steuerung: Ein Geschwindigkeits- bzw. Positionssensor ermittelt unter Einbeziehung der Vorwärtskinematik Gl. (2.18) das vom Nutzer eingegebene Kommando. Das Steuersignal entspricht dem Positionsvektor \mathbf{x} . Der Manipulator wirkt als Positioniereinheit. Entsprechend ist er durch eine gesteuerte Geschwindigkeitsquelle $\underline{v}_{\text{Man}}$ und seine Impedanz $\underline{z}_{\text{Man}}$ repräsentiert.

Ein Kraftsensor erfasst die Reaktion \underline{F}_e . Die Ansteuerung der Kraft-Quelle des Impedanz-gesteuerten Bedienelements erfolgt über Gl. (2.21). Entsprechend lässt sich Gl. (2.5) als

$$\begin{pmatrix} \underline{F}_h \\ \underline{v}_e \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \underline{z}_D & \text{F-Skalierung} \\ \text{v-Skalierung} & \frac{1}{\underline{z}_{\text{Man}}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\underline{v}_h \\ \underline{F}_e \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

interpretieren. Mit $\underline{H}_{11} = \underline{z}_D$ und $\underline{H}_{22} = 1/\underline{z}_{\text{Man}}$ und den Skalierungsfaktoren beinhaltet die $\underline{\mathbf{H}}$ -Matrix nach HANNAFORD folglich klar identifizierbare physikalische Eigenschaften des Übertragungssystems. Der Ansatz von LAWRENCE ermöglicht hingegen keine vergleichbare Interpretation.

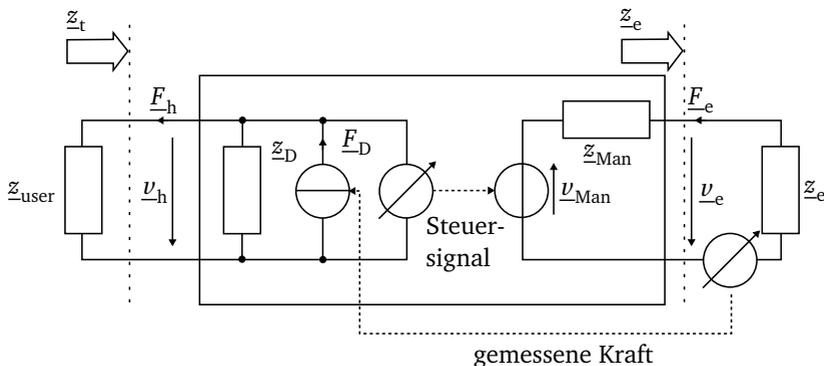


Abb. 2.6: Interne Struktur des Manipulationssystems

2.3.2 Entwurfsziel: transparentes Übertragungsverhalten

Entscheidend für die Qualität der haptischen Rückmeldung und das Steuerverhalten des Manipulators ist das Übertragungsverhalten des Systems Mensch-Telemanipulationssystem-Objekt. Einen ersten Ansatz zur Bewertung der Übertragungsstrecke macht 1980 HANDLYKKEN [99]. Hierzu analysiert er die Funktion x_h/F_h im Frequenzbereich.

RAJU [220] und später LAWRENCE [164] greifen den Ansatz auf und etablieren das Konzept der *Transparenz*. Demnach ist ein System dann ideal, wenn es *transparent* ist, der Nutzer also am Bedienelement die mechanischen Eigenschaften des manipulierten Objektes mit einer Impedanz z_e verlustfrei spürt. Entwurfsziel für ein haptisches Telemanipulationssystem ist demnach

$$z_t \stackrel{!}{=} z_e. \quad (2.7)$$

Die Impedanzen sind in Abb. 2.6 dargestellt.

Mit

$$z_e = \frac{F_e}{v_e} \quad (2.8)$$

$$z_t = \frac{F_h}{v_h} \quad (2.9)$$

ergeben sich daraus die Bedingungen für die Elemente \underline{H}_{ij} der Übertragungsmatrizen, bei denen das haptische Telemanipulationssystem transparentes Übertragungsverhalten aufweist. Das Ergebnis fasst Tabelle 2.4 zusammen.

Tab. 2.4: Transparenzbedingungen

	nach LAWRENCE	nach HANNAFORD
Verknüpfung	$\begin{pmatrix} \underline{F}_h \\ \underline{v}_h \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \underline{H}_{11} & \underline{H}_{12} \\ \underline{H}_{21} & \underline{H}_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \underline{v}_e \\ -\underline{F}_e \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} \underline{F}_e \\ \underline{v}_h \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \underline{H}_{11} & \underline{H}_{12} \\ \underline{H}_{21} & \underline{H}_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \underline{v}_h \\ -\underline{F}_e \end{pmatrix}$
Transparenz-Bedingung	$\underline{H}_{11} = 0$ $\underline{H}_{22} = 0$ $\underline{H}_{12} = -\underline{H}_{21}$	$\underline{H}_{11} = 0$ $\underline{H}_{22} = 0$ $\underline{H}_{12} = -\frac{1}{\underline{H}_{21}}$

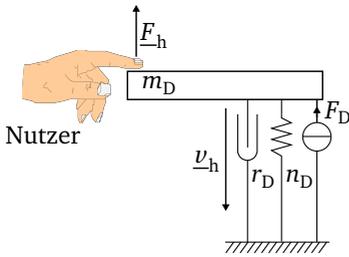
Nach der Interpretation dieses Ergebnisses im Sinne von Gl. (2.6) sind die zentralen Entwurfsbedingungen für ein ideales haptisches Telemanipulationssystem demnach

- Aus $\underline{H}_{22} = 0$ folgt $|\underline{z}_{\text{Man}}| \rightarrow \infty$.
- Aus $\underline{H}_{11} = 0$ folgt $\underline{z}_D = 0$.

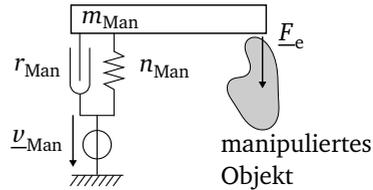
Was das für den mechanischen Entwurf bedeutet, zeigt ein einfaches Beispiel (Abb. 2.7). Haptisches Bedienelement und Manipulator seien jeweils ein Feder-Masse-Dämpfer-System mit

$$\underline{z} = j\omega m + \frac{1}{j\omega n} + r \quad (2.10)$$

Für den Manipulator ist $|\underline{z}_{\text{Man}}| \rightarrow \infty$, wenn einer der Summanden maximal ist. Aus praktischer Sicht ist das die Nachgiebigkeit n_{Man} , die im Gegensatz zur Masse m_{Man} und zur Reibungsimpedanz r_{Man} nur Einfluss auf den statischen Anteil des Übertragungsverhaltens hat. Im Hinblick auf die begrenzte Leistungsabgabe der Quelle $\underline{v}_{\text{Man}}$ sind demnach Masse und Reibung klein zu halten. Ergebnis ist ein möglichst steifer, leichter und reibungsarmer Manipulator.



haptisches Bedienelement



Manipulator

Abb. 2.7: Mechanisches Schema eines einfachen Telemanipulationssystems

Um $z_D = 0$ zu erreichen, müssen hingegen alle Summanden der Impedanzgleichung minimal sein. Das Bedienelement muss folglich eine geringe Masse m_D , eine geringe Reibung r_D sowie eine möglichst große Nachgiebigkeit n_D besitzen. Hierbei ist es jedoch entscheidend wie diese große Nachgiebigkeit erreicht wird. Ein generell flexibler Mechanismus löst das Problem nicht, sondern fügt dem System parasitäre Bewegungs-Freiheitsgrade hinzu. Weiterhin entkoppelt eine verteilte Nachgiebigkeit, die dann in Reihe zur Quelle F_D geschaltet ist, die Wirkung der Kraftquelle vom Nutzer. Der Mechanismus des haptischen Bedienelements muss also ebenfalls mit maximaler Steifigkeit ausgelegt sein.

2.3.3 Bewertung der Transparenz und Stabilität

Die im vorherigen Abschnitt eingeführten Entwurfsziele lassen sich bei realen Systemen nur zu einem gewissen Grad erreichen. Ideal-transparentes Übertragungsverhalten existiert nicht.

Zur Bewertung der Übertragungsqualität ist daher ein Gütekriterium sinnvoll, das die Transparenz eines Systems quantifiziert. Hierzu schlägt LAWRENCE [164]

$$\frac{z_t}{z_e} \stackrel{!}{=} 1 \quad (2.11)$$

als Entwurfsziel vor. Nach [144] dient dieser Ansatz vor allem zu regelungstechnischen Stabilitätsbetrachtungen und sollte um $\pm 3\text{dB}$ liegen.

Einen zweckmäßigen Ansatz zur Bewertung der Transparenz schlägt HEREDIA [115]

$$\underline{E} = z_t - z_e \quad (2.12)$$

vor. Aus Gl. (2.4) leitet er damit die Fehlerfunktion

$$\underline{E} = \frac{\underline{H}_{11} - (\underline{H}_{12} - \underline{H}_{21}) \cdot \underline{z}_e + \underline{H}_{22} \cdot \underline{z}_e^2}{\underline{H}_{21} - \underline{H}_{22} \cdot \underline{z}_e} \quad (2.13)$$

ab. Nach diesem Vorbild lässt sich $E = f(\underline{H}_{ij}, \underline{z}_e)$ auch aus der für den Entwurf intuitiveren HANNAFORD-Matrix herleiten (siehe Anhang B). Hier gilt

$$\underline{E} = \frac{\frac{1}{\underline{z}_e} \cdot \underline{H}_{11} + \underline{H}_{22} \underline{H}_{11} - \underline{H}_{12} \underline{H}_{21}}{\frac{1}{\underline{z}_e} + \underline{H}_{22}} - \underline{z}_e. \quad (2.14)$$

Die beiden Fehlerfunktionen stellen nun ein Maß dar, das die dynamischen Übertragungseigenschaften des Telemanipulationssystems bewertet. Über die \underline{H}_{ij} -Elemente sind dabei alle mechanischen, elektrischen, regelungstechnischen und informationstechnischen Eigenschaften des Telemanipulationssystems abgebildet. Die beiden Fehlerfunktionen stellen nun ein Maß dar, das die dynamischen Übertragungseigenschaften des Telemanipulationssystems bewertet. Über die \underline{H}_{ij} -Elemente sind dabei alle mechanischen, elektrischen, regelungstechnischen und informationstechnischen Eigenschaften des Telemanipulationssystems abgebildet.

Beide Funktionen sind dabei von den Eigenschaften \underline{z}_e des manipulierten Objektes abhängig. Das trägt der Filtereigenschaft des Übertragungssystems Rechnung. Je besser das System an die Manipulations-Aufgabe angepasst ist, desto kleiner ist die Abweichung E von transparentem Verhalten.

Stabilität

Mit direktem mechanischen Kontakt zum Nutzer und zum manipulierten Objekt bildet das haptische Telemanipulationssystem ein gekoppeltes Gesamtsystem. Bei der Analyse der Stabilität sind somit auch die Eigenschaften von Nutzer und Objekt zu berücksichtigen. Unter der Annahme, dass Nutzer und Objekt passiv sind, ist die Stabilität des Gesamtsystems unabhängig von diesen Systemgrenzen. In diesem Fall liegt *absolute Stabilität* vor [260].

Die Bedingung für absolute Stabilität von Zweitoren mit passiven Abschlussimpedanzen beschreibt das LLEWELLYN-Kriterium [111, 177] anhand der Übertragungsmatrix Gl. (2.5): Demnach ist ein System dann absolut stabil, wenn

- \underline{H}_{11} und \underline{H}_{22} keine Pole in der rechten Halbebene besitzen

- alle Pole von \underline{H}_{11} und \underline{H}_{22} einfach sind und reelle und positive Residuen besitzen

und für alle Frequenzen die Bedingungen

$$\Re(\underline{H}_{11}) \geq 0 \quad (2.15)$$

$$\Re(\underline{H}_{22}) \geq 0 \quad (2.16)$$

$$2\Re(\underline{H}_{11}) \cdot \Re(\underline{H}_{22}) - \Re(\underline{H}_{12}\underline{H}_{21}) - |\underline{H}_{12}\underline{H}_{21}| \geq 0 \quad (2.17)$$

erfüllt sind. Ist einer der Bedingungen nicht erfüllt, so ist das System potentiell, jedoch nicht zwangsweise instabil [2].

2.4 System-Strukturen

Haptische Bedienelemente erfüllen in Teleoperationssystemen zwei Aufgaben: das Einlesen von Steuerkommandos und die Wiedergabe von haptischen Informationen. Um diese Funktionen zu realisieren sind technische Lösungen möglich, die das haptische Bedienelement zu je einer von vier Klassen zuordnen:

- Impedanz-gesteuerte Systeme
- Impedanz-geregelte Systeme
- Admittanz-gesteuerte Systeme
- Admittanz-geregelte Systeme

Diese Klassen unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Aus- und Eingangsgrößen *Kraft* und *Weg* bzw. *Geschwindigkeit*. Auch ihre jeweiligen technischen Realisierungen unterscheiden sich grundsätzlich voneinander, besonders durch die jeweils eingesetzten Aktoren.

Die folgende Darstellung der Strukturen erfolgt mit dem Schwerpunkt der kinematischen Eigenschaften des Mechanismus, der mit dem Nutzer interagiert. Eine verstärkt regelungstechnische und signalverarbeitungstechnische Sicht gibt ADAMS [3].

2.4.1 Impedanz-Systeme

Systeme mit einer Impedanz-Steuerung bzw. -Regelung beruhen auf dem Mechanismus *Positions-Eingabe und Kraft-Ausgabe*. Zur Erzeugung des haptischen Eindrucks kommen rücktreibbare Kraft-Quellen zum Einsatz, typischerweise DC- oder EC-Antriebe. Im Betrieb bewegt der Nutzer einen Mechanismus und gibt über ihn die gewünschte Stellung des Manipulators auf der Slave-Seite ein. Die eingegebene Position wird von Positionssensoren erfasst und als Stellung des Mechanismus im Vektor \mathbf{q} abgebildet. In der Steuerung des Bedienelements erfolgt die Transformation in die Koordinaten \mathbf{x} eines generalisierten Koordinatensystems. Dies geschieht mittels der Gleichung des *direkten kinematischen Problems* (DKP) oder auch *Vorwärts-Kinematik*.

$$\mathbf{x} = f(\mathbf{q}) \quad (2.18)$$

Typisches Beispiel ist die Transformation von Winkelstellungen $\mathbf{q} = (\theta_1 \theta_2 \theta_3)^T$ in ein kartesisches Koordinatensystem mit der Stellung $\mathbf{x} = (x y z)^T$. Die Koordinatentransformation ist abhängig von den geometrischen Eigenschaften des Mechanismus sowie seiner Stellung. Die Vektoren \mathbf{q} und \mathbf{x} sind damit über die Getriebeeigenschaften des Mechanismus miteinander verknüpft. Die Getriebeeigenschaften sind in der JACOBI-Matrix \mathbf{J} abgebildet.

Die JACOBI-Matrix stellt für die Kinematik des Mechanismus die Übertragungsmatrix erster Ordnung dar und ist Träger sämtlicher Informationen hinsichtlich Abmessungen und Übertragungseigenschaften. Sie ist definiert durch die partiellen Ableitungen der Transformationsgleichung (2.18) nach den Gelenkkordinaten \mathbf{q} . Damit stellt sie den Geschwindigkeitszusammenhang zwischen den Koordinatensystemen dar [23].

Die Transformation ist eine Abbildung der differenzierbaren Funktion $f : \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}^m$, $n = 1 \dots 6$, $m = 1 \dots 6$ über eine $n \times m$ -Matrix. Es gilt

$$\mathbf{J}(\mathbf{q}) = \frac{\partial f}{\partial \mathbf{q}^T} = \begin{pmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial q_1} & \dots & \frac{\partial f_1}{\partial q_n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial f_m}{\partial q_1} & \dots & \frac{\partial f_m}{\partial q_n} \end{pmatrix}. \quad (2.19)$$

Für die Vorwärtskinematik zum Einlesen des Steuerbefehls gilt damit:

$$d\mathbf{x} = \mathbf{J} \cdot d\mathbf{q} \quad (2.20)$$

Der Koordinatenvektor \mathbf{x} wird an die Steuereinheit des Slave-Systems übermittelt und dessen Manipulator führt die vom Nutzer gewünschte Bewegung aus.

In der Gegenrichtung erfasst ein Kraftsensor die Kontaktkraft zwischen Manipulator und Objekt, d.h. dem operierten Gewebe. Diese Information übermittelt der Slave an die Steuereinheit des Bedienelementes als Kraftvektor \mathbf{F} . Wiederum unter Nutzung der JACOBI-Matrix berechnet die Steuereinheit des Bedienelementes über

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}^T \cdot \mathbf{F} \quad (2.21)$$

die erforderlichen Kräfte oder Momente $\boldsymbol{\tau}$ zur Ansteuerung der Aktorik. Der Mechanismus setzt diese dann in die haptische Rückmeldung um.

Die Aktorik stellt eine gesteuerte Kraftquelle dar. Entsprechend wird der gewünschte Krafteindruck durch die dynamischen Eigenschaften $G_{\text{Display,out}}$ des Mechanismus verfälscht. Aus diesem Grund können Impedanz-Systeme auch als geschlossener Regelkreis ausgeführt sein, um die Güte der haptischen Rückmeldung zu erhöhen. Hierzu wird die offene Impedanz-Struktur um einen Kraftsensor zwischen Mechanismus und Nutzer sowie einen Regler ergänzt. Mechanische Verluste in $G_{\text{Display,out}}$ lassen sich so bis zu einem gewissen Grad kompensieren. Der zusätzliche technische Aufwand und die damit verbundenen Kosten machen geregelte Impedanz-Systeme daher nur für spezialisierte Anwendungen interessant.

Durch ihre rücktreibbaren Antriebe eignen sich Impedanz-Systeme gut zur Darstellung von großen Nachgiebigkeiten und Freiraumbewegungen.

2.4.2 Admittanz-Systeme

Ziel ist auch bei Admittanzsystemen die Erzeugung eines Krafteindrucks. Im Gegensatz zu Impedanz-Systemen basieren sie jedoch auf dem Prinzip *Kraft-Eingabe und Positions-Ausgabe*. Gezielte Krafteindrücke lassen sich dabei nur über einen geschlossenen Regelkreis erzeugen. Hierzu erfasst ein Kraftsensor die Nutzerintention als Kraftreaktion zwischen Nutzer und Bedienelement. Aus der Regelabweichung zur gemessenen Interaktionskraft \mathbf{F} ermittelt ein Regler die erforderliche Ausweichbewegung des Bedienelementes. Die Berechnung der Aktorstellungen und damit der Ausweichbewegung aus der Position des Bedienelementes erfolgt mittels der Inverskinematik

$$d\mathbf{q} = \mathbf{J}^{-1} \cdot d\mathbf{x}. \quad (2.22)$$

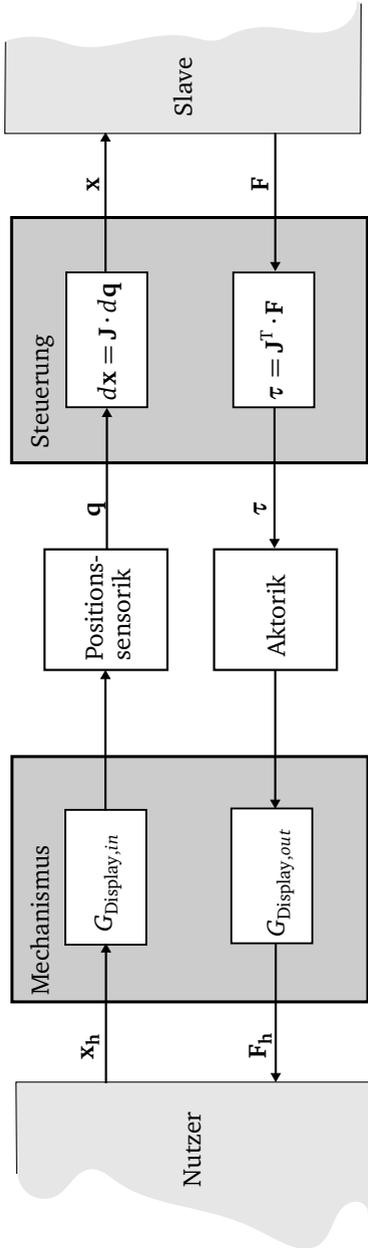


Abb. 2.8: Blockschaubild eines Bedienelements mit Impedanz-Steuerung

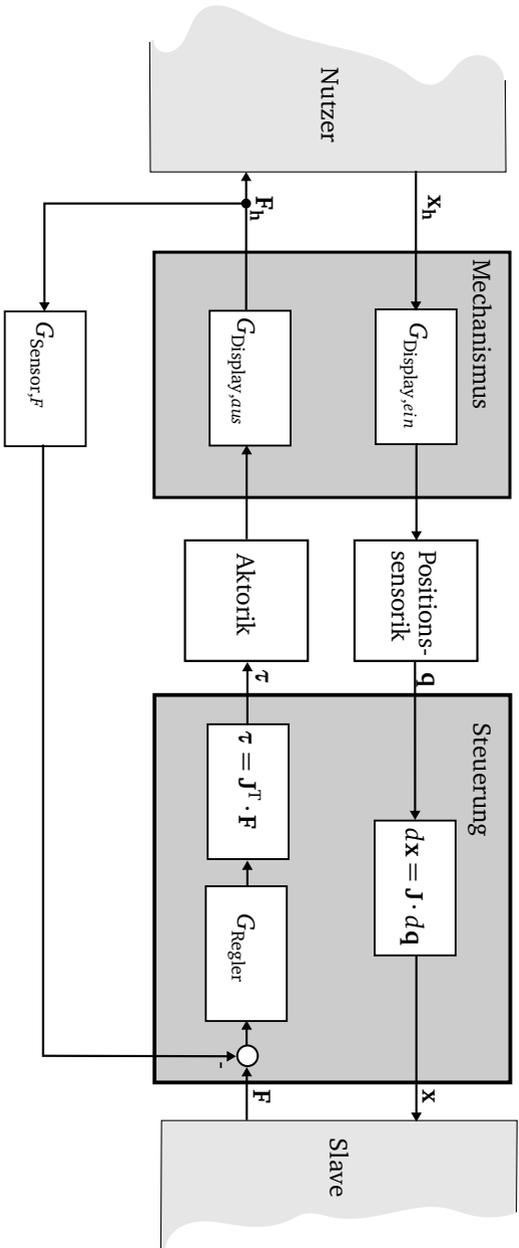


Abb. 2.9: Blockschaltbild eines Bedienelements mit Impedanz-Regelung

Wie in Abb. 2.10 dargestellt, wird der Steuervektor \mathbf{x} für die Slave-Einheit aus der Stellgröße des Regelkreises abgeleitet. Alternativ ist auch eine zusätzliche Positionsmessung der Stellung des Bedienelementes, u.U. mittels der Vorwärtskinematik Gl. (2.18), möglich.

Wesentlicher Unterschied zu Impedanz-orientierten Systemen ist, dass der Nutzer mit seiner Übertragungsfunktion $\underline{G}_{\text{user}}$ Bestandteil des Regelkreises wird. $\underline{G}_{\text{user}}$ fasst sowohl die passiven mechanischen Eigenschaften des Nutzers als auch seine Muskelaktivitäten zusammen. Da diese Übertragungsfunktion zeitvariant ist, muss der Regler entsprechend robust ausgelegt sein.

In Admittanz-geregelten Bedienelementen kommen typischerweise nicht-rücktreibbare Positions-Antriebe zum Einsatz. Die Bedienelemente sind dadurch in der Lage hohe Steifigkeiten und vergleichsweise große Kräfte darzustellen. In der Praxis eignen sie sich daher zur Wiedergabe harter Kontakte und großer Massen. Dagegen führen Freiraumbewegungen tendenziell zu instabilem Verhalten [144].

Admittanz-Systeme existieren auch ohne geschlossenen Regelkreis als *Admittanz-gesteuerte* Variante. Hierbei entfällt die Messung der Kraftreaktion zwischen Nutzer und Bedienelement. Die Aktorik des Bedienelements wird ausschließlich positionsgesteuert betrieben. Damit reduziert sich die Funktion des Bedienelementes auf eine reine Positioniereinheit. Eine Ausgabe von gezielten Kräften ist nicht möglich. Damit entfallen Anwendungen, in denen der Nutzer ein Objekt mit dem Slave-System ebenfalls mit gezielten Kräften manipulieren möchte. Im weitesten Sinne zählen Flugsimulatoren für die Pilotenausbildung zu den Admittanz-gesteuerten Systemen.

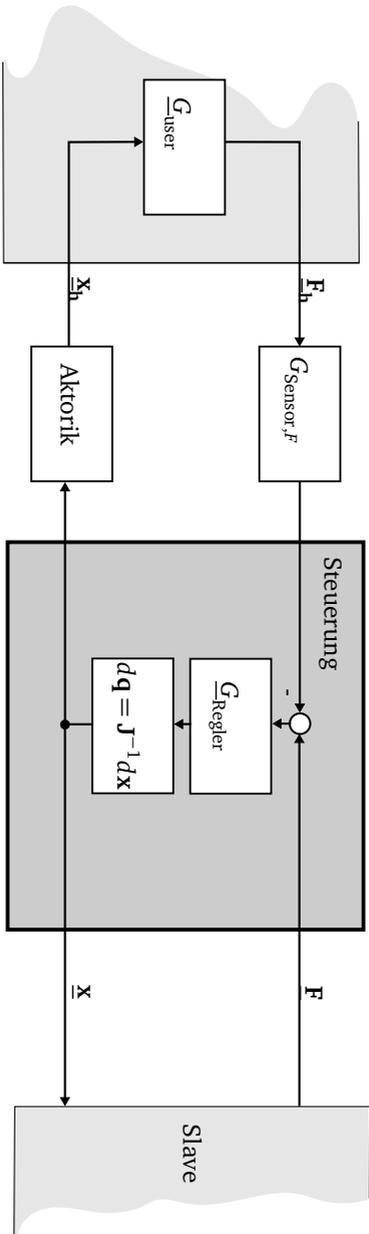


Abb. 2.10: Blockschatbild eines Bedienelements mit Admittanz-Regelung

3 Chirurgisches Szenario

Am 23. September 1901 referiert der Dresdner Chirurg und Gastroenterologe Georg KELLING in Hamburg zum Thema „Über die Besichtigung der Speiseröhre und des Magens mit biegsamen Instrumenten“. Am Ende seines Vortrages demonstriert er eine Bauchspiegelung an einem Hund. Dabei nutzt Kelling eine zur damaligen Zeit bahnbrechende Idee: Er füllt die Bauchhöhle mit Luft und schafft so ein freies Sichtfeld für die Inspektion der inneren Organe mit endoskopischen Instrumenten. Kelling nennt sein Verfahren „Coelioskopie“ [240]. Basierend auf KELLINGS Idee entwickelt sich in den darauf folgenden Jahren eine neue Operationstechnik: die *Laparoskopie*.

Das folgende Kapitel führt in die grundsätzlichen Abläufe der Laparoskopie ein und fasst die dabei auftretenden Einschränkungen zusammen. Im zweiten Abschnitt erfolgt eine kurze Zusammenfassung des konkreten chirurgischen Szenarios und der daraus resultierenden Anforderungen an ein haptisches Bedienelement.

3.1 Laparoskopische Chirurgie

Die laparoskopische Chirurgie ist ein Operationsverfahren aus dem Gebiet der minimalinvasiven Chirurgie (MIC). Es basiert auf 0,3... 2 cm langen Schnitten in der Bauchdecke des Patienten, durch die der Chirurg verschiedene stabförmige diagnostische und therapeutische Instrumente in das Operationsgebiet einführt. Besonders aus der Sicht des Patienten bietet dieses Vorgehen eine Reihe von Vorteilen [18]:

- Verringerung des Operationstraumas durch kleine Zugänge, vermindertes Infektionsrisiko der Hautwunde
- bei Operationen im Abdominalraum weniger Verwachsungen, verkürzte Darmlähmung, raschere orale Nahrungsaufnahme
- weniger Schmerzen
- verkürzte Rekonvaleszenz, frühere Mobilisation, kürzerer stationärer Aufenthalt

- verbesserte Kosmetik

Aufgrund dieser Vorteile hat sich die laparoskopische Technik für eine Reihe von Eingriffen etabliert. Mit jährlich ca. 160.000 laparoskopischen Cholezystektomien (Entfernung der Gallenblase) und einem Anteil von ca. 90% aller Cholezystektomien in der Bundesrepublik, ist diese Operation eine der am häufigsten durchgeführten [25].

Andere verbreitete laparoskopische Operationen sind u.a. die Appendektomie (Blinddarmentfernung), Leistenbruchoperationen, Kolonresektionen (Teilentfernung des Dickdarms) oder auch die Sterilisation (Unterbindung der Eileiter). Auch Operationen an Magen, Milz und Bauchspeicheldrüse sowie gynäkologische Eingriffe sind teilweise laparoskopisch möglich.

3.1.1 Ablauf und Instrumente

Um für einen laparoskopischen Eingriff einen Arbeits- und Untersuchungsraum zu schaffen, wird die Bauchdecke zunächst mit einer Verress-Kanüle punktiert und mit CO₂ gefüllt. Der Chirurg öffnet die aufgeblähte Bauchdecke anschließend mit kleinen Schnitten und setzt Trokare in diese Öffnungen. Die Trokare dienen als Schleusen, um chirurgische Werkzeuge in das Operationsgebiet zu führen. Die Lage der Zugänge hängt dabei von der Art des chirurgischen Eingriffs ab.

Voraussetzung für alle laparoskopischen Arbeiten ist ein Kamera-System, das dem Chirurgen Bilder vom Operationsgeschehen liefert. Hierzu dient das Laparoskop, eine starre Optik, die Licht von einer Kaltlichtquelle in den Bauchraum leitet. Mittels einer auf die Optik aufgesetzten Videokamera und eines Bildschirms erhält der Chirurg Einblick in das Operationsgebiet. Abbildung 3.1 zeigt das Szenario eines laparoskopischen Eingriffs für eine Leber- bzw. Gallenblasen-Operation.

Bedingt durch diese Art des Zugangs zum Operationsgebiet kommen bei einer laparoskopischen Operation vorwiegend lange, starre Instrumente zum Einsatz. An ihrer Spitze befindet sich ein Werkzeug zum Halten, Trennen oder Verbinden von Gewebe. Tabelle 3.1 fasst die bei diesen Aktionen auftretende Kräfte als Ergebnis einer Literaturrecherche zusammen. Die Werkzeuge steuert der Chirurg meist über einen Scherengriff. Abbildung 3.2 zeigt typische laparoskopische Operationswerkzeuge. Ein klassisches Standardinstrumentarium ist in Tabelle 3.2 zusammengefasst.

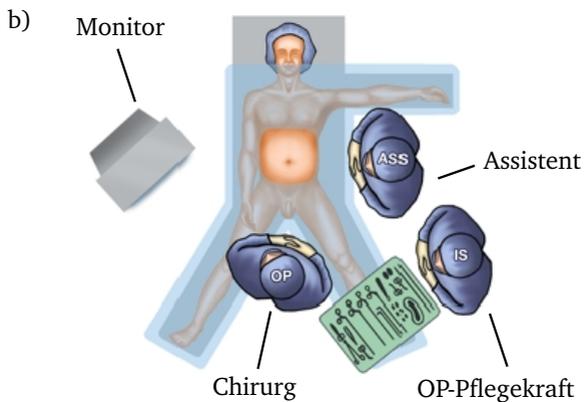
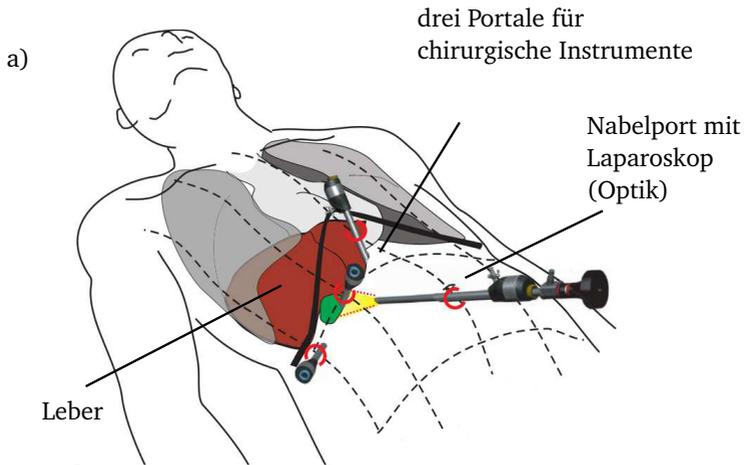


Abb. 3.1: Laparoskopie an Leber und Gallenblase: a) Zugänge zum Operationsgebiet (basierend auf [151]), b) OP-Setup (basierend auf [212])

Tab. 3.1: Kräfte bei minimalinvasiven Operationen

Interaktion mit Gewebe	Kräfte	Anmerkung	Quelle
greifen, ziehen, drücken und halten	axiale Kräfte −20...35 N, radiale Kräfte < 5 N	unerfahrene Chirurgen wenden 30...40 % größere Kräfte auf, als erfahrene Chirurgen	[162], [227], [30]
schneiden	Kräfte auf das Schneidwerkzeug 3...6 N	Schneiden mit Scheren oder Skalpellen	[50], [27]
nähen, durchstechen	−1,25...3 N	negatives Vorzeichen beim Herausziehen einer Nadel	[27], [206], [249]

Optik



Dissektor (monopolar)



Trokar



Varianten von Handgriffen

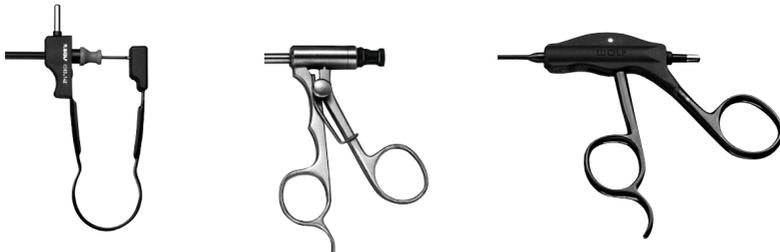


Abb. 3.2: Auswahl laparoskopischer Instrumente und Griffvarianten (Fa. Richard Wolf)

Tab. 3.2: Laparoskopisches Instrumentarium („Neuwerker Standardsieb“, vgl. [46])

Instrument	Funktion
Trokare (Durchmesser 5 ... 12mm)	gasdichte Schleuse zum Einführen von Instrumenten durch die Bauchdecke
Lichtleitkabel	Verbindung zwischen Kaltlichtquelle und Optik
Verres-Kanülen	Durchstoßen der Bauchdecke, Gas-Zuleitung in den Bauchraum
Dissektor	stumpfe Präparation des Gewebes durch Spreizen der Backen
Schere	scharfe Präparation durch Schnitte
bipolare Koagulationszange	Greifen, Schneiden und Verschließen der Blutung
Fasszangen	Greifen von Gewebe
Clipapplikator	Applikation von Titanclips oder resorbierbaren Kunststoffclips zum Verschluss von Gefäßen
Nadel- und Gegennadelhalter	manuelles Nähen
Ultraschall- Dissektor	Trennung von Gewebe durch Kavitation der Zellen
Klammernahtgerä- te	Verschluss von Gewebeteilen mit gleichzeitiger Durchtrennung des Gewebes zwischen den Nahtreihen
Saug-Spül- Instrumente	Applikation von Spülflüssigkeit, Absaugen von Blut
Punktionskanüle	Anstechen von Hohlräumen

3.1.2 Grenzen laparoskopischer Eingriffe

Durch die Art des schonenden Eingriffs sind minimal-invasive Eingriffe für den Patienten zunächst mit den bereits aufgezählten Vorteilen verbunden. Auf der anderen Seite treten jedoch für den Operateur Einschränkungen auf, die die Komplexität minimal-invasiver Eingriffe erhöhen. So sind die Bewegungsmöglichkeiten laparoskopischer Instrumente durch ihre Führung im Trokar und die Nachgiebigkeit der Bauchdecke bestimmt. Insgesamt stehen dabei vier Freiheitsgrade zur Verfügung (Abb. 3.3 a)). Die Bewegungsmöglichkeiten der Instrumente sind entsprechend eingeschränkt. Darüber hinaus kann der Chirurg mit dem starren Schaft nur Gewebe erreichen, das vom Trokar aus auf direktem Wege zugänglich ist. Will der Chirurg diese Bewegungsmöglichkeiten erweitern, so ist er gezwungen einen weiteren Zugang durch die Bauchdecke zu öffnen, um das Operationswerkzeug danach im erforderlichen Winkel an das Gewebe zu führen.

Der eingeschränkte Zugang zum Operationsgebiet bedingt einen weiteren wesentlichen Nachteil: der reduzierte Tastsinn. Bei der offenen Chirurgie setzt der Operateur seinen Tastsinn zur Orientierung im Situs und zur Palpation ein. Obwohl der Sinneseindruck auch in diesem Fall durch das Tragen der Operationshandschuhe bereits stark eingeschränkt ist, liefert er dem Chirurgen wichtige Erkenntnisse. Im Falle einer minimal-invasiven Operation ist der direkte Kontakt mit dem Gewebe jedoch nicht mehr möglich. Der Kontakt erfolgt nur noch indirekt über die eingesetzten Operationswerkzeuge. Durch die mechanischen Eigenschaften der Werkzeuge, wie Massen und Nachgiebigkeiten sowie Gelenkspiel ist der haptische Eindruck des Gewebes auf ein Minimum reduziert. Die Reibung zwischen Instrument und Trokar verstärkt diesen Effekt.

Entsprechende Hebelverhältnisse am Instrument können die Kontaktkräfte auch verstärken und so ebenfalls den Tasteindruck verfälschen. Abbildung 3.3 b) zeigt die auftretenden Kräfte und Momente an Instrumentenspitze und Griff. Die Literaturübersicht [219] fasst die Einflüsse folgendermaßen zusammen:

- Reibkräfte in Trokaren: bis zu 3 N
- Kräfte durch die Nachgiebigkeit der Bauchdecke: bis 0,7 N
- Skalierung der Kontaktkräfte am Griff: Faktor 0,2 ... 4,5
- Mechanische Effizienz von Greifern: 50%
- Variation der Kraftübertragung in Greifern: Faktor –6,1 ... 1,9

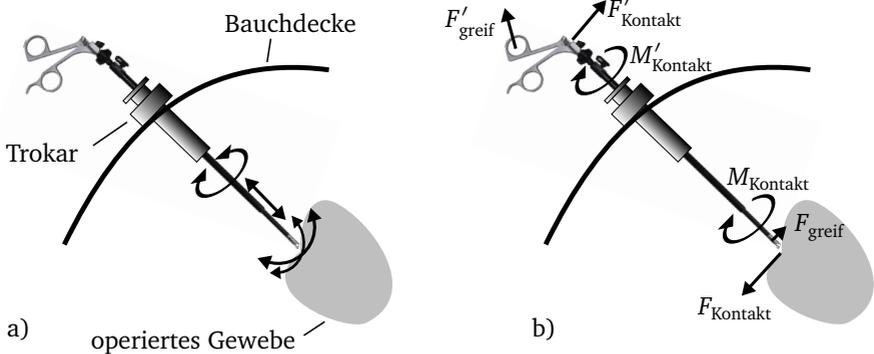


Abb. 3.3: Mechanik einer laparoskopischen Operation: a) vier Bewegungs-Freiheitsgrade, b) Kräfte und Momente am Gewebe und Griff mit $F'_{\text{Kontakt}} \neq F_{\text{Kontakt}}$, $M'_{\text{Kontakt}} \neq M_{\text{Kontakt}}$, $F'_{\text{greif}} \neq F_{\text{greif}}$

Der verfälschte Tasteindruck behindert die Orientierung im Operationsgebiet, die Unterscheidung von Gewebe-Arten und das Dosieren der Manipulationskräfte, z.B. beim Greifen von Gewebe. Im schlimmsten Fall kann eine Überlastung des Gewebes ungewollte Verletzungen hervorrufen. In jedem Fall erschwert der verfälschte Tasteindruck das Erlernen der laparoskopischen Operationstechnik.

3.2 Teilresektion der Leber

Mit jährlich mehr als 5 Millionen neu auftretenden Fällen stellen Lebertumore weltweit eine Erkrankung mit höchster klinischer und sozioökonomischer Relevanz dar. Die chirurgische Resektion ist dabei die bis heute einzige anerkannte Therapieform. Ziel des BMBF-Projekts SOMIT-FUSION ist daher die Weiterentwicklung dieses Eingriffes mittels medizintechnischer Ansätze [31]. Einen Schwerpunkt des Projektes bildet die Entwicklung eines neuartigen haptischen Telemanipulationssystems. Der folgende Abschnitt führt daher kurz in das Operationsszenario ein und leitet Anforderungen für die spätere Entwicklung des Telemanipulationssystems ab.

3.2.1 Szenario

Die laparoskopische Entfernung von Lebertumoren ist bislang nicht etabliert und wird nur durch spezialisierte Zentren durchgeführt. In Frage kommen für das lapa-

roskopische Vorgehen insbesondere kleine Tumore in den linkslateralen Segmenten (II, III) und den anterioren Lebersegmenten des rechten Leberlappens (IVb, V, VI) [152]. Schwer zugänglich sind die Segmente VII, VIII und IVa (Abb. 3.4). Die Instrumente müssen unter einem sehr flachen Winkel eingebracht werden.

schwer laparoskopisch zugänglich

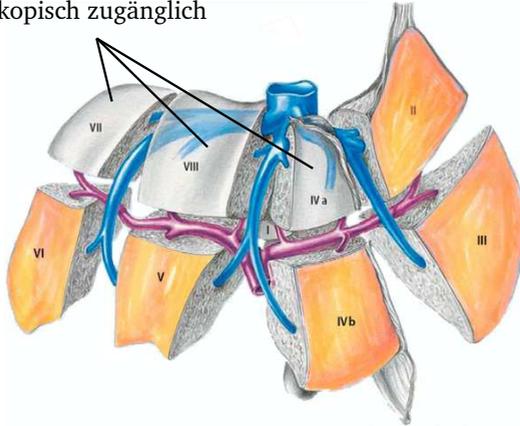


Abb. 3.4: Segmente der Leber [152]

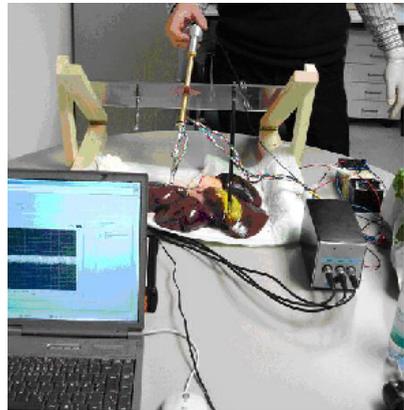
Die Lokalisierung des tumorösen Gewebes erfolgt im Vorfeld der Operation durch bildgebende Verfahren. Beim Eingriff sind die Tumore jedoch optisch in vielen Fällen nicht mehr vom umliegenden gesunden Gewebe unterscheidbar. Während der Arzt bei einem offenen Eingriff die genaue Lage des Tumors ertasten könnte, entfällt diese Möglichkeit beim laparoskopischen Vorgehen aus den in Abschnitt 3.1.2 genannten Gründen vollständig. Die taktile Lokalisation des Tumors ist folglich unmöglich. Als Resultat erfolgt häufig eine Resektion eines größeren Gewebeabschnitts als eigentlich notwendig, um eine vollständige Entfernung des erkrankten Gewebes zu gewährleisten. Hier soll das zu entwickelnde haptische System den Arzt unterstützen, indem es gesundes und erkranktes Gewebe auch fühlbar unterscheidbar macht.

3.2.2 Anforderungen an ein haptisches Bedienelement

Relevant für die Entwicklung eines neuartigen Operationswerkzeuges - besonders bei integrierter haptischer Rückmeldung - sind die bei der Operation auftretenden



a)



b)

Abb. 3.5: Messung der Interaktionskräfte bei minimalinvasiver Leberchirurgie: a) Interaktion „Palpieren“ von Gewebe, b) Gesamtansicht des Messaufbaus [223]

den Kräfte. Zu diesem Zweck erfolgt die messtechnische Analyse dieser Kräfte (Tabelle 3.3) für den spezifischen Fall der minimal-invasiven Teilresektion der Leber (Abb. 3.5). Aus dieser Analyse leiten sich erste Anforderungen an das neue Operationswerkzeug ab. Die Mensch-Maschine-Schnittstelle muss daher mindestens in der Lage sein, dem Chirurgen Interaktionskräfte bis in den Bereich von ca. 5 N darzustellen. Damit der Arzt während der Operation auch haptisch einen räumlichen Eindruck spürt, ist eine Darstellung in mindestens drei Freiheitsgraden erforderlich.

Neben der Wiedergabe der haptischen Rückmeldung dient das Bedienelement zur Steuerung eines Manipulators. Die Anforderungen an diese Komponente zur Erhöhung der intrakorporalen Beweglichkeit beschreibt [229]. Hieraus leitet sich eine 4-DOF Kinematik ab, mit der der Chirurg das Gewebe bearbeitet. Abschnitt 5.1 stellt diesen Mechanismus im Detail vor.

Für die Akzeptanz des zu entwickelnden Systems bei den Chirurgen sind besonders auch die ergonomischen Aspekte von großer Bedeutung. Hierzu zählt im Besonderen die ergonomische Bedienung des Instrumentes und seine nahtlose Integration in den Arbeitsablauf am Operationsplatz.

Tab. 3.3: Auftretende Maximalkräfte während der minimalinvasiven Leber-Chirurgie [222]

Interaktion	maximale Kraft
stumpfe Dissektion	2,5 N
Aufdrängen der Dissektionslinie	4,7 N
Hochdrücken (Parenchym)	4,1 N
Ziehen (Bindegewebe)	4,5 N
Halten	3,2 N
großflächiges Koagulieren (Elektrokauter)	1,9 N
Koagulieren (Elektrokauter)	2,8 N
Zerreißen des Parenchyms (Elektrokauter)	4,7 N
Schneiden (LASER)	1,1 N
Palpieren	4,2 N

4 Stand der Forschung und Technik

Zum Zeitpunkt dieser Forschungsarbeit sind Telemanipulationssysteme oder chirurgische Roboter nur in sehr begrenztem Umfang in der Medizin etabliert. In Wissenschaft und Forschung existieren jedoch Ansätze für zahlreiche chirurgische Szenarien. Mit einem Schwerpunkt auf der Gestaltung der Manipulatoren stellen besonders die Medizin-Roboter-Datenbank MERODA [216, 217] sowie das Buch von ROSEN [228] umfangreiche Beschreibungen der Forschungsprojekte zur Verfügung. Einen Überblick zu derzeitigen oder ehemaligen kommerziellen Chirurgie-Robotern wie daVinci, ZEUS oder AESOP geben mehrere Veröffentlichungen [10, 12, 62, 66, 69, 100, 178].

Im Hinblick auf die Entwicklung einer neuartigen haptischen Schnittstelle geht das folgende Kapitel zunächst auf haptische Displays für punkt-basierte Interaktion ein. Den zweiten Abschnitt des Kapitels bildet die Analyse haptischer Bedienschnittstellen für chirurgische Trainingssysteme und Telemanipulatoren. Weiterhin stehen auch nicht-haptische Bedienelemente zur Steuerung von Operationswerkzeugen mit mehreren Freiheitsgraden im Fokus. Hierzu zählen sowohl robotische als auch rein mechanische Ansätze.

4.1 Kinästhetische Bedienelemente

Der Abschnitt beschreibt haptische Displays für universelle Anwendungen. Dabei dient die kinematische Topologie als weiteres Unterscheidungsmerkmal neben der Systemstruktur aus Abschnitt 2.4.

4.1.1 Merkmale serieller oder paralleler Mechanismen

Wesentliches Element bei der Unterscheidung kinästhetischer Bedienelemente ist ihr kinematischer Mechanismus, die mechanische Verbindung zwischen Nutzer und den Aktoren des Bedienelements. Die Mechanismen unterscheiden sich dabei nach der Ausgestaltung ihrer kinematischen Ketten. Nach [118] bezeichnet eine kinematische Kette dabei ein System von Gliedern $\{\Sigma_0, \Sigma_1, \dots, \Sigma_{(n-1)}\}$, die sich in einer

Ebene oder im Raum bewegen. Jedes Glied Σ_i ist mit mindestens einem Glied Σ_j über ein Gelenk G_{ij} verbunden. Die Glieder sind im Allgemeinen starre Scheiben oder Stäbe. Ein Glied bildet meist die Basis des Mechanismus und ist gestellfest.

Nach ihrer topologischen Struktur unterscheiden sich kinematische Ketten in drei Grundtypen:

- serielle Struktur: offene kinematischen Ketten
- parallele Struktur: geschlossene kinematische Kette
- hybride Struktur: Kombination aus offenen und teilweise geschlossene Ketten

Abbildung 4.1 zeigt die Grundtypen exemplarisch mit den tyischerweise passiven und aktiven Gelenken.

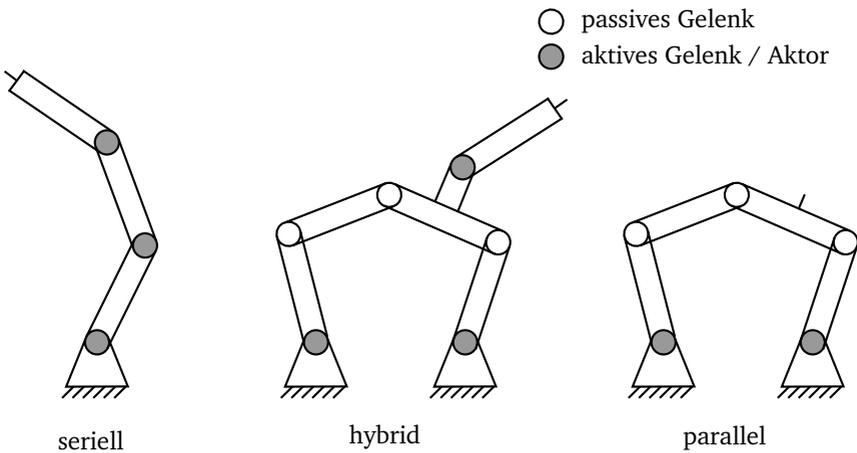


Abb. 4.1: Grundtypen kinematischer Ketten

Serielle Mechanismen

Serielle Mechanismen sind in verschiedensten robotischen Anwendungen weit verbreitet. Klassisches Beispiel sind serielle Montage-Roboter in der Fließbandfertigung von Kraftfahrzeugen. Vorteil von seriellen Anordnungen ist ihr einfacher Aufbau und vergleichsweise großer Arbeitsraum. Für Positionieraufgaben sind sie darüber hinaus auch aus steuerungstechnischer Sicht einfach zu handhaben. Die

serielle Abfolge der Elemente ermöglicht den Einsatz von schrittweisen Transformationsverfahren entlang der kinematischen Kette. Ein etabliertes Verfahren ist hier die DENAVIT-HARTENBERG-Transformation (u.a. [23]). Die für Positionieraufgaben zu lösende *Vorwärts-Kinematik* in Gl. (2.18) ist auf diese Weise meist in geschlossener Form lösbar.

Im Gegensatz dazu ist die für den Einsatz als Eingabegerät erforderliche *Invers-Kinematik* (2.22) oft nur numerisch zu lösen. Auch aus dynamischer Sicht hat der serielle Ansatz Nachteile. Da die auf den Mechanismus wirkende Last von nur einer kinematischen Kette getragen wird, besitzen serielle Mechanismen im Vergleich zu ihrem Eigengewicht eine geringe Struktursteifigkeit. Weiter eingeschränkt ist das dynamische Übertragungsverhalten durch die großen bewegten Massen. Die Ursache hierfür liegt zum einen in der Masse der Streben, um Struktursteifigkeit zu erreichen und zum andern in der Masse der in den bewegten Mechanismus integrierten Aktoren. Jeder Antrieb beschleunigt dabei alle weiteren Antriebe, die in der seriellen Kette folgen.

Parallele Mechanismen

Hier liegt der Vorteil paralleler Strukturen. Sie besitzen gestellfeste oder nur geringfügig im Raum bewegte Antriebe und ermöglichen eine Verteilung der Last auf mehrere Ketten. Daher sind diese Mechanismen im Vergleich zu ihrem Eigengewicht struktursteif und besitzen daher verhältnismäßig hohe Grenzfrequenzen. Im Hinblick auf das in Abschnitt 2.3.2 abgeleitete Entwurfsziel einer geringen Impedanz \underline{z}_D spielen parallele Mechanismen daher für den Entwurf haptischer Bedienelemente eine große Rolle.

Im Vergleich zu seriellen Kinematiken besitzen parallele Strukturen einen kleinen Arbeitsraum. Die mathematische Beschreibung ihres Übersetzungsverhaltens ist aufwändig und der Zusammenhang zwischen Antriebsvektor \mathbf{q} und Abtriebsvektor \mathbf{x} nicht-linear. Die „Vorwärts-Kinematik“ ist in der Regel nur mit numerisch-iterativen Verfahren lösbar. Vorteilhaft für den Einsatz in Bedienelementen ist die meist geschlossene Lösbarkeit der „Rückwärts-Kinematik“.

Tabelle 4.1 fasst die grundlegenden qualitativen Merkmale serieller und paralleler Mechanismen zusammen.

Ob eine serielle oder parallele Kinematik für eine Aufgabe geeignet ist, entscheidet die konkrete Anwendung. In haptischen Systeme kommen beide Varianten zum Einsatz. Der folgende Abschnitt zeigt Beispiele für haptische Systeme und unterscheidet diese nach den in Kapitel 2.4 eingeführten Sytemstrukturen in Impedanz-

Tab. 4.1: Wesentliche Eigenschaften serieller und paralleler Mechanismen

Eigenschaft	seriell	parallel
Arbeitsraum	groß	klein
Vorwärts-Kinematik	analytisch lösbar	numerisch lösbar
Rückwärts-Kinematik	numerisch lösbar	analytisch lösbar
Struktursteifigkeit	gering	hoch
Arbeitsraum/Bauraum	groß	klein
Geschwindigkeit, Dynamik	gering	hoch

und Admittanz-Systeme. Im Zuge dieser Beispiele ist auch jeweils die kinematische Struktur erläutert.

4.1.2 Beispiele für Impedanz- und Admittanzsysteme

Tabelle 4.2 zeigt eine Auswahl haptischer Displays aus wissenschaftlichen Projekten und kommerzielle Geräte.

Impedanz-gesteuerte Displays mit hybriden Mechanismen

Die überwiegende Mehrheit der Projekte basiert auf impedanz-gesteuerten Strukturen. Als Kraftquelle kommt nahezu ausnahmslos das elektrodynamische Wirkprinzip zu Einsatz, unter Nutzung der Proportionalitäten $i \sim F$ und $i \sim M$. Durch dieses Wirkprinzip sind haptische Displays durch Treiben eines Motors mit einer Stromquelle in der Lage, eine gezielte Kraft an den Nutzer auszugeben. Ein geschlossener Regelkreis, wie bei Admittanz-Systemen, unter Einsatz eines Kraftsensors entfällt. Impedanz-Systeme bestehen daher aus einfachen Komponenten und sind somit auch kostengünstig zu fertigen.

Kommerziell verbreitet sind die Impedanz-gesteuerten *Phantoms* (Fa. sensible). Sie sind als Tisch-Geräte ausgeführt und kommen bei einer Reihe von Anwendungen zum Einsatz. Hierzu zählen beispielsweise auch Forschungsprojekte zur Steuerung von Telemanipulatoren [250], zur Simulation von Montageprozessen [74] oder molekularen Vorgängen in der Biologie [256]. Meist handelt es sich um Anwendungen aus dem Umfeld der „virtual reality“.

Die *Phantoms* basieren auf einer hybriden kinematischen Topologie. Auf einem rotierenden Fuß sitzt seriell ein paralleler Hebel-Mechanismus. Der so realisier-

Tab. 4.2: Auswahl universeller haptische Displays

Gerät	DOF (lin./rot.)	kinematische Struktur	System- struktur	max. Kraft/ Moment	Quelle
Phantom Desktop	3 / 0	hybrid	Imp.-gest.	1,75 N	[74, 182]
Phantom Premium 6DOF	3 / 3	hybrid	Imp.-gest.	3,0 N / 188mNm	[74, 182]
Freedom 6S	3 / 3	hybrid	Imp.-gest.	2,5 N / 370 mNm	[65]
Virtuose6D40-40	3 / 3	seriell	Imp.-gest.	30,0 N / 300 mNm	haption
CyperGrasp	5 Finger	hybrid	Imp.-gest.	12,0 N pro Finger	Immersion
omega .3/.6/.7	3 / 0	parallel	Imp.-gest.	12,0 N	Force Dim.
delta .3/.6/.7	3 / 3	paral./ hyb.	Imp.-gest.	20,0 N / 150 mNm	Force Dim.
sigma.7	3 / 3	hybrid	Imp.-gest.	20,0 N / 400 mNm	Force Dim.
Pen-based force display	3 / 3	parallel	Imp.-gest.	4,9 N	[121]
3DOF Panthograph	2 / 1	parallel	Imp.-gest.	3,1 N / 77 mNm	[39, 40]
5DOF Haptic Wand	3 / 2	parallel	Imp.-gest.	3,0 N / 110 mNm	Quanser
ShaDe	0 / 3	parallel	Imp.-ger.	n.a.	[20]
KAIST MASTER I	3 / 3	parallel	Imp.-ger.	n.a.	[276]
6 DOF Device	3 / 3	parallel	Imp.-gest.	n.a.	[49]
Haptic Master	3 / 0	seriell	Adm.-ger.	100,0 N	[172]
VISHARD10	3 / 3	seriell	Adm.-ger.	170,0 N	[270]
6-DOF Haptic Interface	3 / 3	hybrid	Adm.-ger.	10,0 N / 710 mNm	[268]
DELTA-4	3 / 0	parallel	Imp.-gest.	50,0 N	[8, 9]
Rutgers Master II	4 Finger	hybrid	Imp.-gest.	16,0 N pro Finger	[24]
Haptic Glove	2 Finger à 2	seriell	Adm.-gest.	899 mNm	[21]
Sensor Glove II	5 Finger à 4	hybrid	Imp.-gest.	n.a.	[160]
SKK Hand Master	2 Finger à 3	seriell	Adm.-ger.	n.a.	[51]

te Mechanismus wirkt wie eine serielle Struktur und deckt Arbeitsräume von $838 \times 548 \times 406 \text{ mm}^3$ ab (*Phantom PREMIUM*). Die drei bürsten-kommutierten DC-Antriebe übertragen ihre Momente über einen Seil-Rollen-Mechanismus. Die Anordnung der Antriebe balanciert das Eigengewicht des Arm-Mechanismus' aus und wirkt so als statische Kompensation der Mechanik [35]. Abbildung 4.2 a,b) zeigt zwei *Phantoms*.



Abb. 4.2: Impedanz-gesteuerte Displays mit hybriden Mechanismen: a) Phantom PREMIUM [246], b) Phantom OMNI [246], c) Pen-based Display [121]

Die so realisierte Grundstruktur des *Phantom* kann eine räumliche haptische Rückmeldung wiedergeben und dabei im gesamten Arbeitsraum kontinuierliche Kräfte bis 3 N erzeugen. Bei orthogonaler Stellung des Arm-Mechanismus sind Maximalkräfte bis 22 N möglich. Das *Phantom* ist in der Lage, Steifigkeiten bis 1 N/mm darzustellen. Eine Erweiterung um drei zusätzliche rotatorische Freiheitsgrade erfolgt bei ausgewählten Versionen des *Phantom* durch die Applikation eines seriellen Mechanismus mit drei weiteren DC-Antrieben an das Ende des Arm-Mechanismus, direkt an den Griff für die Nutzer-Interaktion. Ebenfalls sechs haptische Freiheitsgrade stellt das *Pen-based Display* [121] durch die Kopplung zweier *Phantom*-ähnlicher Mechanismen zur Verfügung. Zwei Arme führen einen Stift-ähnlichen Griff an beiden Enden in fünf Freiheitsgraden. Ein zusätzlicher Antrieb rotiert den Stift um seine Achse (Abb. 4.2 c)). Einen zum *Phantom* vergleichbaren kinematischen Ansatz nutzt auch das *Freedom 6S* (Fa. mpb technologies) [65], das *CyberForce* (Fa. immersion) oder die Geräte *Virtuose 3D-25* bzw. *35-45* (Fa. haption). Eine vergleichbare voll-parallele Realisierung zeigt [4].

Impedanz-gesteuerte Displays mit parallelen Mechanismen

Die zweite große Gruppe von Impedanz-Systemen basiert auf voll-parallelen Strukturen. Verbreitet sind dabei besonders Mechanismen, die ein räumliches haptisches

Feedback mit drei kartesischen Freiheitsgraden zur Verfügung stellen. Eine Erweiterung auf bis zu sechs Freiheitsgrade erfolgt wie bei der Phantom-Struktur meist durch die Ergänzung einer seriellen Verkopplung von rotatorischen Antrieben am Punkt der Nutzer-Interaktion.

Kommerzielle Systeme, die diesem Prinzip folgen, sind die *omega*-, *delta*- und *sigma*-Geräte der Firma Force Dimension in Versionen mit drei Freiheitsgraden als paralleler Struktur und der Erweiterung auf sechs Freiheitsgrade zu einem hybriden System. Grundlegende mechanische Struktur ist die sogenannte DELTA- oder RUU-Kinematik. Sie besteht aus drei kinematischen Ketten, die im 120° -Winkel, um eine Basis-Plattform angeordnet sind und rotatorisch angetrieben werden (Abb. 4.3 a))

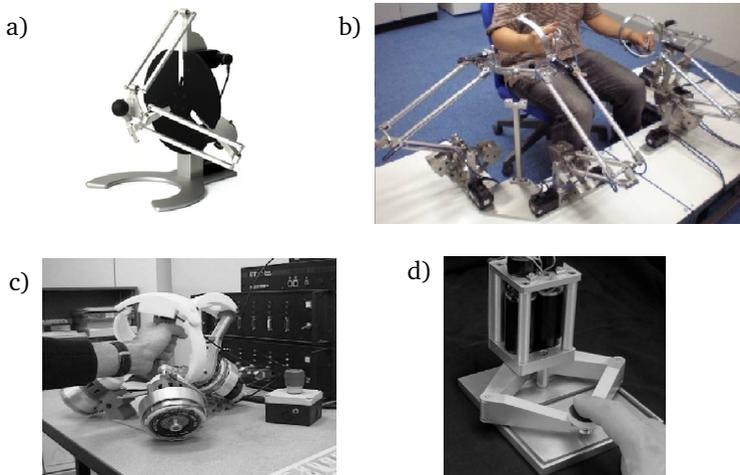


Abb. 4.3: Impedanz-gesteuerte Displays mit parallelen Mechanismen: a) delta.3 [67], b) DELTA-4 [8], c) SHaDe [20], d) Panthograph [114]

Der Vorteil des parallelen Ansatzes zeigt sich bei einem Blick auf die maximal darstellbaren Steifigkeiten. Das Gerät *delta.3* erreicht Maximalkräfte von 20 N und liegt damit in der Größenordnung des erwähnten Phantom. Mit einer maximal darstellbaren Steifigkeit von $14,5 \text{ N/mm}$ ist es aber in der Lage, deutlich größere Steifigkeiten zu generieren. Hier kommt die Verteilung der mechanischen Last auf mehrere kinematische Ketten zum tragen. Besonders bei großen Arbeitsräumen im Bereich von dm^3 wirkt sich das kleine Verhältnis von Arbeitsraum zu Baugröße parallel-kinematischer Strukturen aus. Für den Einsatz in einer Bedienkonsole

löst aus diesem Grund das *DELTA-4* die rotationssymmetrische Struktur auf [8] (Abb. 4.3 b)). *DELTA-4* besteht aus zwei Beinen, die als Parallelogramme ausgeführt sind und von vier Antrieben getrieben werden. Zwei Motoren wirken dabei redundant. Ergebnis ist ein ergonomisches System, bei dem der Nutzer den Kontaktgiff gut erreicht. Vergleichbar der *DELTA*-Struktur, jedoch linear angetrieben, ist die Orthoglide-Topologie, wie in [49] eingesetzt.

Naheliegender ist auch die Darstellung aller sechs Freiheitsgrade durch voll-parallele Mechanismen. Ein wichtiges Beispiel aus dem Bereich der Werkzeugmaschinen und Positionier-Roboter ist hier der Hexapod, auch *STEWART*- oder *GOUGH*-Plattform [94]. Für haptische Systeme sind diese Ansätze allerdings eine Ausnahme. Einer der wenigen Beispiele ist der *KAIST MASTER I* [276]. Die Gründe für die Realisierung von 6-DOF Systemen in hybrider Struktur liegen speziell für kommerzielle Systeme im modularen Aufbau. Ein einfaches Gerät mit drei translatorischen Freiheitsgraden lässt sich mit geringem Aufwand um drei rotatorische Freiheitsgrade erweitern und entsprechend vermarkten. Auch die hohe steuerungs-technische Komplexität spielt eine Rolle.

Das in [20] vorgestellte *SHaDe* (Spherical Haptic Device) stellt dem Nutzer drei rotatorische haptische Freiheitsgrade zur Verfügung (Abb. 4.3 c)). Damit unterscheidet es sich in diesem Aspekt von den bisher vorgestellten Ansätzen mit drei kartesischen Freiheitsgraden. Kinematisch nutzt das *SHaDe* dazu wiederum drei Ketten zu je fünf rotatorischen Freiheitsgraden. Der gemeinsame Drehpunkt aller Ausgangs-Freiheitsgrade liegt im Zentrum des Gerätes, in der Faust des Nutzers. Eine weitere Besonderheit ist der Betrieb des Gerätes im geschlossenen Regelkreis mit einem 6-DOF Kraftsensor am Nutzer-Griff.

Die Wiedergabe von drei rein translatorischen oder rotatorischen bzw. von sechs Freiheitsgraden ist für universell eingesetzte haptische Geräte naheliegender. Darüber hinaus existieren auch Ansätze mit anderen Verteilungen der Freiheitsgrade. Speziell für die Übertragung von hochfrequenten haptischen Signalen bis 400 Hz entsteht an der McGill University der *Panthograph MK-II* [40] (Abb. 4.3 d)). Dieses Impedanz-gesteuerte Gerät basiert auf einem parallel-kinematischen Mechanismus für planare Bewegungen. Der *Phantograph* wird von bürsten-kommutierten Motoren angetrieben. Mögliches Anwendungsszenario ist die Darstellung von textilen Oberflächen. Der Fokus des Systems liegt folglich mehr auf der Darstellung taktiler Informationen. Bestehend aus zwei *Panthograph*-Mechanismen und erweitert um einen weiteren aktiven Freiheitsgrad vertreibt die Firma Quanser den *HapticWand*. Das Gerät ist wiederum in der Lage, räumliche haptische Information darzustellen.

Impedanz-gesteuerte Displays mit seriellen Mechanismen

Die überwiegende Mehrheit dieser Impedanz-Systeme ist als universell einsetzbares Tisch-Gerät konzipiert. Die erzeugten Kräfte liegen im Bereich bis etwa 50 N und agieren damit im Leistungsbereich der Hand- und Finger Muskulatur (vgl. u.a. [68]).

Für größere Arbeitsräume sind parallele Mechanismen auf Grund ihres großen Bauraumes nur noch bedingt geeignet. Serielle Mechanismen erfüllen diese Aufgabe zweckmäßiger. Wie in Abschnitt 4.1.1 erläutert, steigen durch die großen zu bewegend Massen jedoch die Anforderungen an die eingesetzten Antriebe. Die Kompensation des Eigengewichtes spielt dabei eine wichtige Rolle.

Eine der wenigen Ausnahmen eines Impedanz-gesteuerten seriellen Bedienelementes für große Bewegungen des Nutzers ist der *Virtuose6D40-40* (Fa. haption) zur Steuerung eines Manipulators in gefährlichen Umgebungen (Abb. 4.4 a)). Seine maximale Ausgangs-Kraft von nur 30 N ist im Vergleich zu seiner Baugröße eher gering. Damit zeigt er die Grenzen von impedanz-basierten Systemen für haptische Rückmeldungen auf ganze Gliedmaßen, wie z.B. Arme.

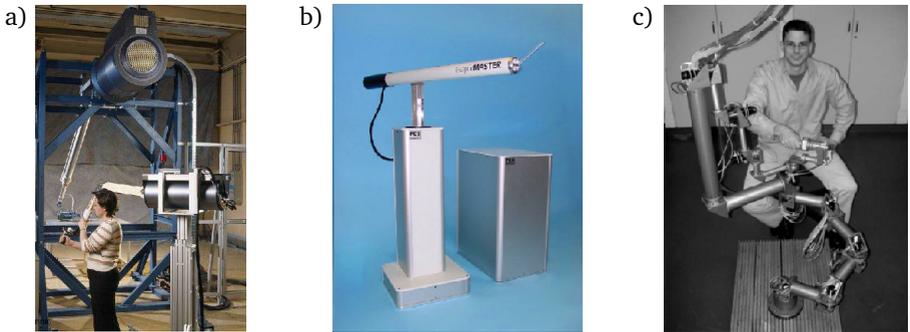


Abb. 4.4: Impedanz- und Admittanz-Displays mit seriellen Mechanismen: a) Virtuose 6D40-40 [106], b) Haptic Master [172], c) VISHARD10 [270]

Admittanz-geregelte Displays mit seriellen Mechanismen

Besser geeignet für diese Anwendung sind serielle Admittanz-geregelte Systeme, wie der *Haptic Master*, kommerziell vertrieben von FCS Control Systems [171, 172] (Abb. 4.4 b)). Seine kinematische Kette besteht aus drei angetriebenen Gelenken: einem Rotations-Gelenk als Basis, gefolgt von einer höhen-veränderlichen Strebe

als Schubgelenk und einem weiteren Rotationsgelenk. Als Antriebe kommen DC-Motoren mit Spindelgetrieben zum Einsatz. Ein auf Dehnmessstreifen basierender Kraftsensor im Griff misst die Kraft zwischen Nutzer und dem Haptic Master. Basierend darauf übernimmt ein PID-Regler die Positionsregelung der drei Aktoren. Mit einer ähnlichen Baugröße wie der Impedanz-gesteuerte Virtuose6D40-40 erreicht der *Haptic Master* mit 100 N eine weitaus höhere Ausgangskraft. Angaben über das dynamische Übertragungsverhalten sind nicht veröffentlicht. Jedoch liegt der Arbeitsfrequenzbereich mit hoher Wahrscheinlichkeit unter dem der Impedanz-Systeme. Das vorgeschlagene Anwendungsgebiet liegt im Umfeld der Rehabilitation, bei der Patienten wiederholt kontrollierte Bewegungen mit ihren Armen durchführen müssen. Mit Frequenzen von maximal 2...5 Hz [26] liegen die Bewegungen von Gliedmaßen aber im niedrigen Frequenzbereich. Die Übertragung taktiler Informationen spielt keine Rolle.

Während der Haptic Master mit drei Freiheitsgraden ausgestattet ist, übertragen die Geräte VISHARD6 [269] und Vishard10 [270] sechs Freiheitsgrade mit Admittanz-geregelten seriellen Strukturen (Abb. 4.4 c)). Im Falle des Vishard10 sind vier Freiheitsgrade redundant ausgelegt. Insgesamt ist er damit mit zehn aktiven Gelenken ausgestattet.

Admittanz-geregelte Displays mit parallelen Mechanismen

Untypisch für Admittanz-geregelte Geräte ist in der in [268] vorgestellte Ansatz: Zum Einsatz kommt eine erweiterte DELTA-Kinematik, wie sie in vielen Impedanz-Systemen zum Einsatz kommt. Auch die Baugröße des vorgestellten Systems ist vergleichbar mit Tischgeräten, wie dem *delta.3*. Motivation der Autoren ist es, über eine Admittanz-Regelung von Getriebe-Motoren mit einer Übersetzung von 1:80 höhere Steifigkeiten zu generieren, als dies mit Impedanz-Systemen möglich ist. Die erreichten Leistungsdaten sind jedoch nicht veröffentlicht.

Die bisher beschriebenen haptischen Bedienelemente nutzen DC-Antriebe - rücktreibbar für Impedanz-Systeme oder gekoppelt mit höher übersetzten Getrieben in Admittanz-Systemen. Darüber hinaus bietet jedoch die Admittanz-Regelung auch die Möglichkeit, weitere Wirkprinzipien als Antrieb in haptischen Bedienelemente einzusetzen.

So zeigt [154] den Entwurf eines Kraft-geregelten Hexapods, der mittels Hydraulik angetrieben ist. Ein piezoelektrischer Wanderwellenmotor kommt in [34] beim Entwurf eines 1-DOF Displays zum Einsatz. Ergebnis ist ein Gerät, das im Feld eines Magnetresonanztomographen für psychophysikalische Experimente eingesetzt

wird (Abb. 4.5). Auch [89] nutzt einen piezoelektrischen Wanderwellenmotor. Sowohl bei hydraulischen, als auch bei piezoelektrischen Antrieben handelt es sich um Wegquellen im Sinne von Kapitel 2.4.2.



Abb. 4.5: MRT-kompatibles haptisches Display mit piezoelektrischem Wanderwellenmotor [34]

Haptische Displays für „virtual reality“-Anwendungen

Ob Impedanz- oder Admittanz-basiert haben alle vorgestellten Ansätze eine Gemeinsamkeit: Der Nutzer interagiert über einen Griff in definierten Freiheitsgraden mit dem haptischen System. Darüber hinaus existiert - besonders im Umfeld der virtual reality - jedoch noch eine weitere Möglichkeit der Interaktion. Hierbei trägt der Nutzer das haptische Display als Handschuh und erfährt das Gefühl gegriffener Objekte.

Ein verbreitetes Prinzip in diesen Handschuhen sind Seilzug-Mechanismen. Ein Beispiel ist einer der ersten haptischen Handschuhe, in [160] vorgestellt, mit insgesamt 20 angetriebenen Gelenken. Nur einen Freiheitsgrad pro Finger besitzt dagegen der einzige kommerziell vertriebenen haptische Handschuh: der *Cyber Grasp* (Fa. immersion bzw. CyberGlove Systems LLC) in Abb. 4.6 a).

Ein ebenfalls impedanz-gesteuerte Lösung entsteht an der Rutgers University, USA. Rutgers Master II ist pneumatisch betrieben. Zur leichten Rücktreibbarkeit kommen Glaskolben mit Graphit-Stößeln zum Einsatz, die auf den Fingergliedmaßen sitzen [24] (Abb. 4.6 b)).

Der Vorteil der Kraftübertragung durch Seile bzw. Pneumatik-Leitungen liegt im geringen Eigengewicht der Handschuhe. Die eigentliche Antriebseinheit steht auf

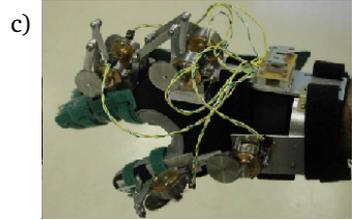
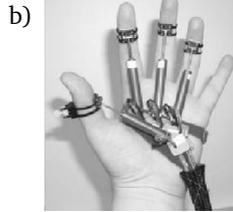


Abb. 4.6: Haptische Handschuhe: a) CyberGrasp [58], b) Rutgers Master II [24], c) Haptic Glove [21]

dem Boden. Das Ziel eines leichten haptischen Handschuhs ohne eine externe Aktor-Einheit stellt [51] mit dem *SKK Hand Master* vor. In einem Admittanz-geregelten System treiben Ultraschallantriebe direkt den Mechanismus an den Fingergelenken an. Der Regelkreis ist über mehrere Momenten-Sensoren geschlossen.

Das Ziel, die Antriebe direkt in den haptischen Handschuh zu integrieren, verfolgt auch die Entwicklung des *Haptic Glove* [21]. Die kinematische Struktur ähnelt dem *SKK Hand Master* mit Kraftübertragung an den Finger-Gelenken über einen vier-gliedrigen Koppelmehanismus (Abb. 4.6 c)). Grundsätzlich verschieden ist jedoch die Aktorik ausgeführt. Der *Haptic Glove* nutzt magnetorehologische Bremsen, um den Bewegungen des Nutzers einen mechanischen Widerstand entgegenzusetzen. Das magnetorehologische Wirkprinzip basiert auf einer Suspension, die unter dem Einfluss eines magnetischen Feldes ihre rehologischen Eigenschaften ändert [283]. Durch die Bewegung der Finger strömt die Suspension durch einen Kanal. Die Steuerung eines Spulenstroms zur Felderzeugung beeinflusst den Strömungswiderstand.

Bedingt durch den bremsenden Mechanismus ist der Nutzer in der Lage, Massen- und Dämpfungseffekte zu spüren. Nachgiebigkeiten kann er nur bei Schließbewegungen der Hand und einer gleichzeitigen Erhöhung des Bremsmomentes erfassen. Die Wiedergabe statischer Federkräfte ist nicht möglich. Die haptische Rückmeldung ist folglich unidirektional. Für Greifbewegungen spielt dies jedoch keine Rolle.

Mit dem Einsatz einer Bremse unterscheidet sich das Antriebsprinzip des *Haptic Glove* auch von allen anderen haptischen Geräten in dieser Übersicht. Die Änderung der rehologischen Eigenschaften entspricht der Wirkung eines sich öffnenden und schließenden Ventils [254], also einem positionierten Aktor. Der *Haptic*

Glove besitzt darüber hinaus keine geschlossene Schleife zur Regelung der Gelenkmomente. Er basiert ausschließlich auf der Erfassung der Gelenkstellungen und einer gezielten Ansteuerung der Bremsen. Damit ist der *Haptic Glove* eines der wenigen admittanz-gesteuerten haptischen Displays.

4.2 Bedienelemente für chirurgische Telemanipulations- und Trainingssysteme

Entsprechend der Zielstellung dieser Arbeit konzentriert sich die folgende Übersicht auf den Einsatz aktiver haptischer Bedienschnittstellen für chirurgische Trainingssysteme und Telemanipulatoren. Außerdem stehen auch nicht-haptische Bedienelemente zur Steuerung von Operationswerkzeugen mit mehreren Freiheitsgraden im Fokus. Hierzu zählen sowohl robotische als auch rein mechanische Ansätze.

4.2.1 Bedienung mit haptischer Rückmeldung

Der Einsatz haptischer Displays ist besonders im Umfeld der laparoskopischen Ausbildung etabliert. Im Zusammenspiel mit einer rechnergestützten Simulation führen Chirurgen Operationen unter kontrollierten Trainingsbedingungen durch. Die Fachliteratur zeigt, dass der Einsatz dieser Simulationstechniken ein geeignetes Mittel zum Erlernen chirurgischer Fähigkeiten ist [14, 72, 161, 167, 211, 236].

Kerngedanke der haptischen Simulatoren ist, dass der zu trainierende Chirurg mit einer Schnittstelle interagiert, die der Bedienung herkömmlicher laparoskopischer Werkzeuge entspricht. Das Impedanz-gesteuerte *Xitact IHP* (Mentice) führt zu diesem Zweck ein laparoskopisches Standardinstrument, z.B. eine Faszange, in einem parallelkinematischen Mechanismus ein. Es basiert auf dem Panthograph (Abb. 4.7 a)). Insgesamt stellt es alle vier Freiheitsgrade eines laparoskopischen Eingriffs haptisch dar und erzeugt dabei Kräfte bis 20 N und Momente bis 1400 mNm.

Zur Darstellung einer realistischen Trainingsumgebung existieren am Markt kombinierte Systeme aus haptischer Bedienschnittstelle in einer Box als Patienten-Dummy, einer virtuellen Kamera und einem Monitor zur Darstellung der graphischen Simulation des Operationsgeschehens. Verbreitete Beispiele sind der *Lap Mentor* (Symbionix) mit zwei integrierten *Xitact*-Systemen (Abb. 4.7 b)) oder der *Virtual Endoscopic Surgery Trainer* (Select-IT VEST Systems AG) mit einem seriellen haptischen Mechanismus von Immersion [158]. Ähnliche Systeme bieten auch die

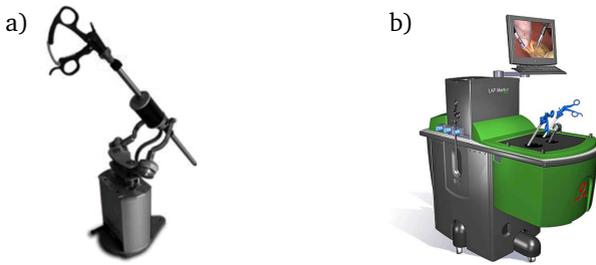


Abb. 4.7: Haptische Trainingsysteme: a) Xitact IHP [98], b) Lap Mentor [11]

Firmen Surgical Science AB, CAE Healthcare und Reachin Technologies AB an (vgl. [70, 236]).

Auch universelle haptische Bedienelemente kommen bei haptischen Gewebesimulationen zum Einsatz. Besonders verbreitet ist hier das *Phantom*, beispielsweise bei Projekten zur haptischen Simulation offener Eingriffe an Weichgewebe [215, 273], zur generellen Evaluation von virtuellen Organmodellen [63], zur Simulation von Katheter-Eingriffen [282], zur Nachbildung gynäkologischer Prozeduren [218] oder beim Training gastroenterologisch-endoskopischer Prozeduren [224].

Neben der Simulation kommt das *Phantom* in vielen Projekten auch zur Steuerung von chirurgischen Telemanipulatoren zum Einsatz. So stellt [259] ein haptisches Bedienelement vor, bei dem ein *Phantom* die haptische Rückmeldung auf ein laparoskopisches Standardinstrument koppelt (Abb. 4.8). Die Bedienkonsole zur Steuerung eines Manipulators ist ebenfalls durch ein *Phantom* realisiert [258]. Der Master wird über ein trainiertes neuronales Netz kraftkompensiert angesteuert und wirkt so als Positioniersystem. Zur Messung der Kontaktkräfte zum manipulierten Objekt dient eine Kombination aus einem kommerziellen Kraftsensor und applizierten Dehnmessstreifen. Ein Beschreibung des Gesamtsystems gibt [260].

Im Umfeld der Herzchirurgie kommt das *Phantom* zur Steuerung des seriellen Roboters *D2M2* (direct drive medical manipulator) zur Anwendung [56, 279]. Gleiches gilt für das *ARAMIS* System am Deutschen Herzzentrum in München, basierend auf vier universellen seriellen Robotern für die Grobpositionierung eines Operationswerkzeuges [15]. Als eigentliches Operationswerkzeug dienen die *EndoWrist* Effektoren des *DaVinci* Roboters (vgl. Abschnitt 4.2.2), die mittels applizierter Dehnmessstreifen um eine Kraftsensorik erweitert werden [187]. *ARAMIS*

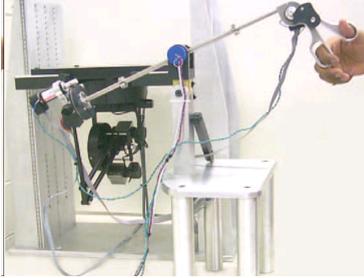


Abb. 4.8: Haptischer Manipulator von TAVAKOLI: Bedienkonsole (links) und Manipulator [258]

stellt damit über große serielle Roboter die vier Trokar-Freiheitsgrade zur Verfügung und ergänzt diese um drei weitere Freiheitsgrade am Ende des *DaVinci*-Werkzeuges.

Der Ansatz eines roboter-gehaltenen Multi-DOF-Werkzeuges zielt auf die Lösung der in Abschnitt 3.1.2 beschriebenen Probleme von eingeschränkter Beweglichkeit und Tastsinn. Der Arzt sitzt in ergonomisch vorteilhafter Haltung an einem Bedienkonsole, das Halten von Instrumenten und Kamera durch den chirurgischen Assistenten entfällt und die extrakorporalen Roboter-Arme positionieren Werkzeuge und Optik ermüdungsfrei und ohne störende ungewollte Bewegungen eines menschlichen Nutzers.

Mit dieser Motivation entsteht auch das *MiroSurge*-System am Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR) (u.a. [97, 208]). Als Halterarme dienen mehrere serielle *DLR MIRO* Leichtbauroborter. Wie die Halteroboter ist auch das Operationswerkzeug eine Entwicklung des DLR. Ein weiterer Entwicklungsschwerpunkt ist der 6-DOF Kraftsensor mit einem Verformungskörper in der Struktur eines parallelkinematischen Hexapods [243, 244]. Der Arzt sitzt während der Bedienung des DLR *MiroSurge* an einer Konsole und steuert die Effektoren mit zwei kommerziellen haptischen *Omega.7* Bedienelementen. In Vorstufen erfolgt dies auch über ein *Phantom* [155]. Abbildung 4.9 zeigt das Gesamtsystem. Auch in [48] kommt mit dem nicht mehr fortgeführten *Immersion Impulse Engine 3000* eine kommerzielle parallelkinematische Schnittstelle zum Einsatz.

Besonders im Hinblick auf die Entwicklung eines neuartigen robotischen Haltesystems sind auch die Arbeiten an der TU/e Eindhoven fortgeschritten. Hier entsteht der *SOFIE* Chirurgie-Roboter [16]. Im Unterschied zu den meisten anderen haptischen Telemanipulatoren verfolgt dieses Projekt die Entwicklung einer eigenen

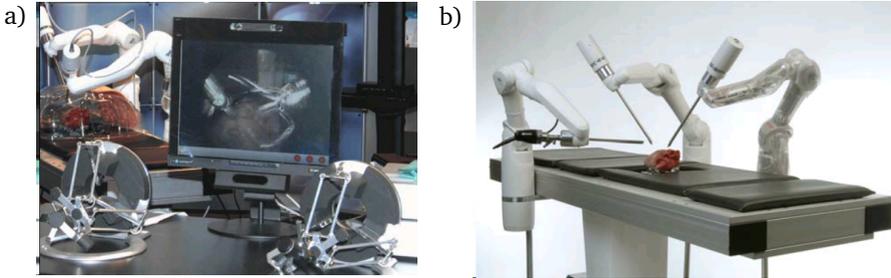


Abb. 4.9: DLR Miro Surge [97]: a) Bedienkonsole b) Manipulatoren

angepassten haptischen Bedieneinheit. Diese besteht aus einem seriellen Mechanismus mit fünf haptischen Freiheitsgraden [17]. Das Bedienelement ist Impedanzgesteuert. Zwei Freiheitsgrade sind direkt von Motoren angetrieben und drei Freiheitsgrade mit einem rücktreibbaren Getriebe untersetzt, um die Größe der Antriebe zu beschränken. Der Arzt führt ein Stift-Werkzeug und steuert darüber Haltearm und Endeffektoren. Der Fokus liegt auf Eingriffen in der Augenchirurgie.

Einer der wenigen Ansätze für ein chirurgisches haptisches Bedienelement, das nicht auf einem kommerziellen Standard-Systeme beruht, stellt [93, 122] vor - vergleichbar dem *Pen-based Display* aus Abschnitt 4.1.2 mit der Kopplung zweier hybrider 3-DOF Mechanismen und eines weiteren rotatorischen Freiheitsgrades (Abb. 4.10).

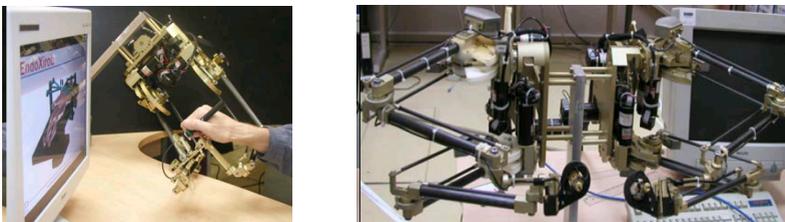


Abb. 4.10: Zwei Ansichten der 6-DOF Bedieneinheit [93]

Neben der Positionssteuerung von Manipulatoren unter haptischem Feedback ist auch die Dosierung von Schneid- und Greifkräften von Interesse. Entsprechend existieren in der Literatur Beispiele für Eingabegeräte in Form haptischer Pinzetten für die Neurochirurgie [36, 226] oder haptischer Scheren [207].

4.2.2 Bedienung ohne haptische Rückmeldung

Besonders für laparoskopische und urologische Interventionen ist das aus Abschnitt 1.3 bekannte *daVinci* Operationssystem am Markt erfolgreich [92, 96]. Dieser Roboter besteht aus drei bis vier seriellen Haltearmen, die durch Trokare eine 3D-Optik sowie verschiedenste Schneid- und Greifwerkzeuge in den Patienten führen. Über einen Seilzugmechanismus sind diese sogenannten *EndoWrist* Werkzeuge abwinkelbar, angelehnt an die Bewegungen des menschlichen Handgelenks. Der Chirurg sitzt an einer Bedienkonsole und arbeitet unter einer dreidimensionalen visuellen Darstellung. Abbildung 4.11 zeigt das System und seine Bedienung.

Der Chirurg greift zur Steuerung der Greif- und Schneidwerkzeuge mit jeweils Daumen und Zeigefinger in die Schlaufen eines Schließmechanismus. Dieser Mechanismus ist das Ende einer seriellen Mechanik, die wiederum die Bewegungsfreiheitsgrade der *EndoWrist* Werkzeuge nachbildet. Der Arzt blickt in die 3D-Optik und sieht dort die intrakorporalen Werkzeuge, die die Bewegungen seiner Hand abbilden. Trotz der hohen Komplexität des Systems sind so selbst komplexe intraabdominelle Bewegungen, wie das intrakorporale Nähen, nach kurzem Training möglich [241]. Die Bedienung erfolgt bislang ohne haptisches Feedback. Erste Ansätze zur Integration einer einfachen taktilen Rückmeldung über Vibrations-Motoren [156, 188] oder Pneumatik [79, 149], zur OP-Planung mit kinästhetischer Rückmeldung [110] und auch haptischer Bedienkonsolen [202] sind Gegenstand der Forschung. Ein Ansatz zur Kontaktkraftmessung ist in [247] beschrieben.

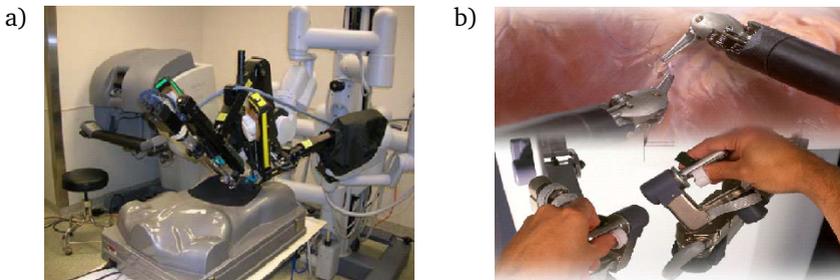


Abb. 4.11: *daVinci*-Operationssystem: a) Bedienkonsole und Roboter im OP [241], b) Bedienelemente und Manipulatoren [100]

Ebenfalls mit dem Ziel einer intuitiven Bedienung verfügt das experimentelle Chirurgie-System *Hyper Finger* über kinematisch identische Master- und Slave-Einheiten [119] (Abb. 4.12 a)).

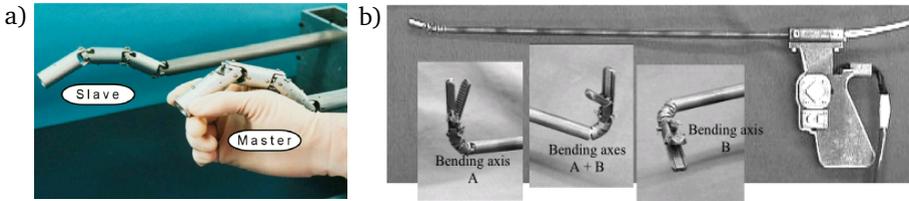


Abb. 4.12: Master-Slave Systeme zur Erhöhung der Beweglichkeit: a) Hyper Finger [119], b) handgehaltenes 2-DOF Werkzeug [196]

Einen anderen elektro-mechanischen Ansatz zur Erhöhung der Beweglichkeit im Patientenkörper schlägt NAKAMURA [196] vor. Vergleichbar einem klassischen laparoskopischen Instrument besteht seine Entwicklung aus einem starren Schaft mit Griff und einer in zwei Freiheitsgraden abwinkelbaren Spitze. Ihr Antrieb erfolgt über Seilzüge, die durch den Schaft zu einer externen Antriebseinheit laufen. Die Steuerung des Systems erfolgt mit dem Daumen über ein 2-DOF Joystick, der an der Seite des Handgriffs angebracht ist (Abb. 4.12 b)).

4.3 Bedienung mechanischer chirurgischer Werkzeuge

Schere oder Greifzange sind die wichtigsten Grundfunktionen der meisten laparoskopischen Werkzeuge. Entsprechend sind die dazugehörigen Handgriffe ausgestaltet. Abbildung 4.13 zeigt eine Auswahl der üblichen Griffe. Häufig dient ein Fußschalter zum Auslösen elektrischer Funktionen, wie etwa zur HF- oder Ultraschall-Dissektion.

Scherengriffe erlauben präzise Schneid- und Greifbewegungen. Gleichzeitig halten im Wesentlichen Daumen und Zeige- oder Mittelfinger das Instrument. Mit dem Ziel, diese Finger zur Bedienung weiterer Funktionen in einem Griff einzusetzen, schlägt MATERN einen Multi-Funktionsgriff vor [183, 184, 185]. Zum Halten des Instrumentes dient ein Pistolengriff und mehrere Finger sind in der Lage, Bewegungen der Instrumentenspitze zu steuern oder Dissektionsfunktionen auszulösen (Abb. 4.14 a)).

Ein rein mechanisches Werkzeug für laparoskopische und urologische Interventionen mit erhöhter Beweglichkeit ist auch das „Radius Surgical System (RSS)“ [80],

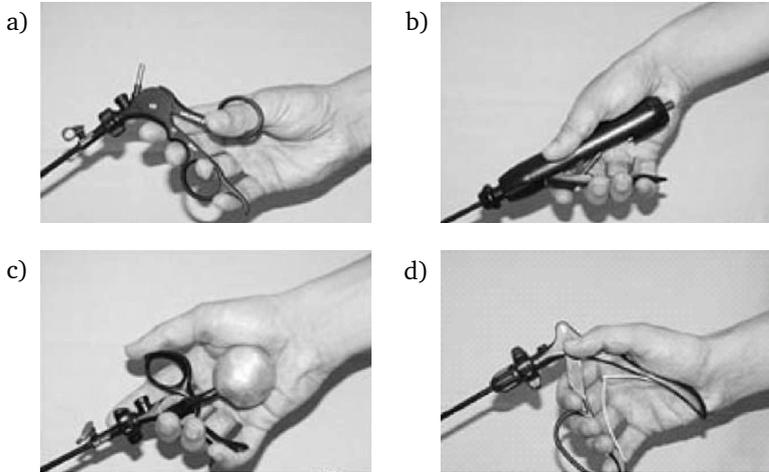


Abb. 4.13: Handgriffe chirurgischer Werkzeuge: a) Ring-Griff, b) Axial-Griff, c) Vario-Griff, d) Schaft-Griff [185]

entwickelt von BUESS an der Universitätsklinik Tübingen. Über einen schwenkbaren Griff kann der Chirurg die Instrumentenspitze schwenken. Ein Drehrad zwischen Daumen und Zeigefinger ermöglicht die Rotation der Spitze (Abb. 4.14 b)). Ein Zusammendrücken den Griffs schließt den Greifer. Die Übertragung der Bewegungen zwischen Griff und Instrumentenspitze erfolgt über ein Zahnrad-Gestänge.

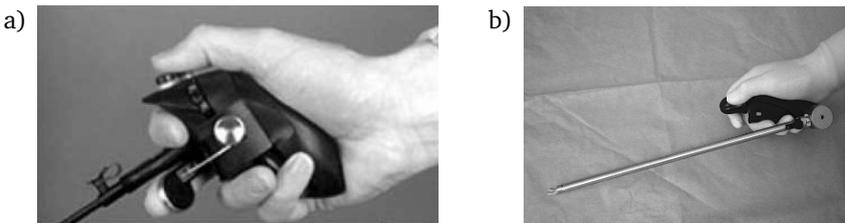


Abb. 4.14: Griffe mit erweiterter Funktionalität: a) Multifunktions Griff [185], b) Radius Surgical System [33]

4.4 Fazit

Der Schwerpunkt haptischer Anwendungen in der Chirurgie liegt bisher bei der Ausbildung und dem Training an haptischen VR-Simulatoren. Es existiert eine Vielzahl von Geräten, die ein haptisches Feedback auf Standardinstrumente koppeln. Weiterhin kommen in vielen Forschungsprojekten universelle haptische Displays zur Gewebesimulation zum Einsatz. Besonders verbreitet ist das hybrid-kinematische *Phantom* und die parallel-kinematischen Geräte der Firmen *force dimension* und *Novint*. Alle sind Impedanz-gesteuert. Ein weiteres Anwendungsgebiet dieser universellen Geräte ist die Steuerung experimenteller Chirurgie-Roboter.

Ansätze für chirurgische Robotik-Systeme existieren seit den 1980er Jahren. Besonders für komplexe chirurgische Aufgaben scheint der Einsatz von Robotern der klassischen laparoskopischen Technik überlegen zu sein [19]. Trotz einer mechanischen Entkopplung von Bedienung und Manipulator existieren jedoch kaum Ansätze für angepasste haptische Bedienelemente.

Das etablierteste System zur robotergestützten Chirurgie ist der *daVinci*-Roboter. Er kommt mittlerweile an vielen großen medizinischen Zentren zum Einsatz. Seine ergonomische Bedienung scheint ein Grund für die Verbreitung zu sein. Nachteilig aus Sicht der Krankenhäuser sind jedoch die hohen Anschaffungskosten, die langen Rüstzeiten und der hohe Wartungsaufwand der Systeme. Auch der große Flächenverbrauch im Operationssaal steht einem Einsatz eines Roboters häufig im Wege [163]. Darüber hinaus ist auch das verbreitete *daVinci*-System bislang nicht mit haptischer Rückmeldung ausgestattet. Auch wenn Forschungsprojekte an der Integration von taktiler Rückmeldung arbeiten, ist für den Arzt eine Dosierung der Manipulationskräfte ausschließlich über den optischen Eindruck möglich.

Es gilt folglich, die Eigenschaften leicht zu bedienender, kostengünstiger Standardinstrumente und die technischen Möglichkeiten eines Chirurgieroboters zu vereinigen. Das schließt besonders die Integration einer aktiven haptischen Bedienschnittstelle ein. Ein möglicher Weg hierhin ist die Entwicklung eines „intelligenten handgehaltenen Operationswerkzeuges“ [60]. Ein solches Gerät würde strategisch die Nische zwischen klassischen laparoskopischen Werkzeugen und großen Chirurgie-Robotern besetzen. Ergebnis wäre ein Werkzeug mit erweiterter Funktionalität und verbesserte Bedienbarkeit, das sich einfach und kostengünstig in den OP-Workflow integrieren ließe. Dieses Ziel verfolgt das Projekt INKOMAN.

5 Lösungskonzept: der INKOMAN-Telemanipulator

Konsequenz aus der Analyse des Standes der Technik ist die in Abb. 5.1 dargestellte Vision des handgehaltenen Teleoperationssystems INKOMAN (Intrakorporaler Manipulator). Das Konzept entsteht in enger Abstimmung mit den klinischen Partnern des SOMIT-FUSION Konsortiums.

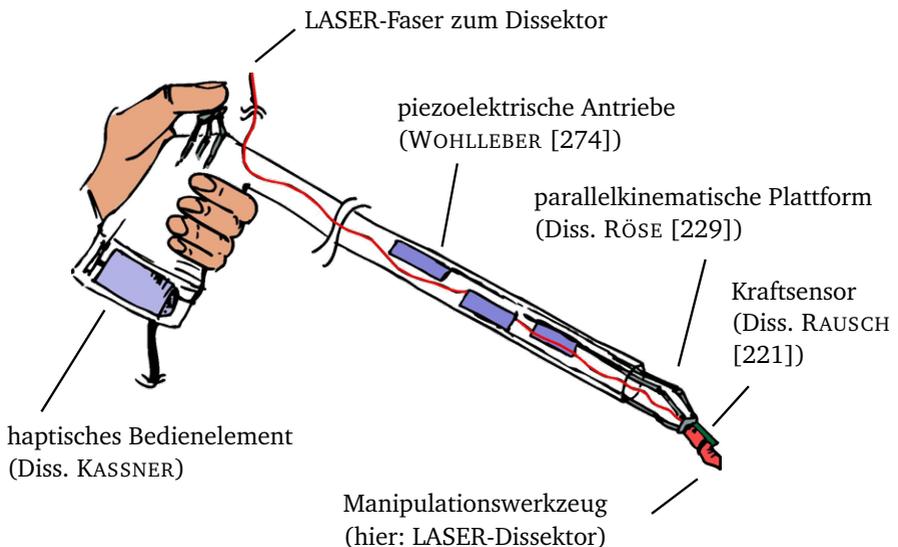


Abb. 5.1: Vision des INKOMAN-Systems: Komponenten des Telemanipulators mit der aufgeteilten Bearbeitung innerhalb des Instituts für Elektromechanische Konstruktionen

Als universeller Instrumententräger soll dieses Werkzeug in der Lage sein, verschiedene chirurgische Werkzeuge auf seiner beweglichen Plattform zu tragen. Dies

kann ein Greifer, ein HF-Dissektor oder auch eine Kamera sein. Abbildung 5.1 zeigt einen LASER-Dissektor, wie er auch im späteren Tierversuch zum Einsatz kommt.

Der Fokus dieses Kapitels liegt auf dem Ableiten der Bedienstrategie und ihrem Test im Tierversuch mit einem Funktionsmuster - zunächst ohne haptisches Feedback. Mit dem Ziel einer intuitiven Bedienung, bestimmen die Bewegungen der Instrumentenspitze wesentlich die Gestalt des Bedienelementes. Dies ist Inhalt des folgenden Abschnitts.

5.1 Intrakorporale flexible Instrumentenspitze

Entwurf und Realisierung des Slave, also der parallel-kinematischen Instrumentenspitze und deren Antriebe, bearbeitet RÖSE im Rahmen seiner Dissertation [229]. Die Instrumentenspitze erweitert die vier vorhandenen Freiheitsgrade laparoskopischer Eingriffe (vgl. Abb. 3.3) um vier weitere Bewegungsmöglichkeiten: einen linearen Freiheitsgrad q_1 sowie drei rotatorischen Freiheitsgrade (q_1, q_2, q_3). Abbildung 5.2 zeigt die Freiheitsgrade als serielle Kette und ihre feinwerktechnische Realisierung als parallelkinematischer Mechanismus mit einer Basis aus vier linear bewegten Schubstangen. Die vier Schubstangen laufen durch den Schaft des Instrumentes zur Aktorik.

Die Freiheitsgrade ermöglichen eine lineare Bewegung von $q_1 = 0 \dots 20$ mm und Gelenkwinkel von $q_i = \pm 40^\circ$. Insgesamt ist ein Abknicken der Spitze von $\theta_1 + \theta_3 = 80^\circ$ möglich. Im Gegensatz zu einem 2-DOF Gelenk (θ_1, θ_2) sind diese beiden Freiheitsgrade im Funktionsmuster durch zwei senkrecht zueinander stehende 1-DOF Scharniergelenke in dichtem Abstand realisiert. Der Grund hierfür liegt in der Vision, die flexible Spitze als kostengünstiges Einweg-Produkt zu fertigen. Hierfür kommt besonders eine Fertigung in Kunststoff-Spritzguss in Frage. Dabei kommen Filmgelenke zum Einsatz, die nur in einem Knick-Freiheitsgrad eine ausreichende Torsionssteifigkeit aufweisen (vgl. [131]).

5.2 Bedienstrategie

Neben dem Einlesen der Steuersignale und der Ausgabe des haptischen Feedbacks dient das Bedienelement auch zum Halten des INKOMAN. Das Greifen und Loslassen des Instrumentes muss dabei während der Operation mit minimalem Aufwand möglich sein. Jede feste Verbindung zur Hand des Chirurgen, z.B. über einen haptischen Handschuh, ist hierfür ungeeignet. Der Ablauf der Operation und die

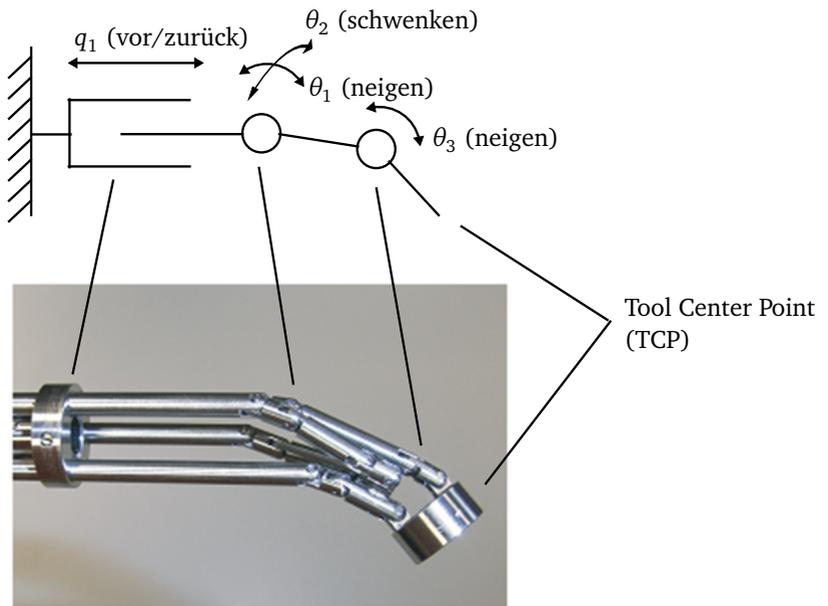


Abb. 5.2: Bewegungsfreiheitsgrade der Instrumentenspitze: schematisch als serielle Kette (oben), feinwerktechnische Realisierung (unten)

Aufmerksamkeit des Operators würde in einem nicht-vertretbaren Maße gestört. Negativbeispiele sind hier die „Endo Hand“ oder auch das laparoskopische Tastinstrument der Harvard University, beide in [255]. Die Verbindung zu INKOMAN hat folglich über einen Griff zu erfolgen, der das gesamte Werkzeug sicher führt, gleichzeitig eine Steuerung der vier Freiheitsgrade des intrakorporalen Mechanismus erlaubt und die Integration einer haptischen Rückmeldung ermöglicht. Abbildung 5.3 zeigt dazu die Systematik der Griffe, unterschieden in Kontakt-, Zufassungs- und Umfassungs-Griffe. Eine weitere Übersicht gibt [73].

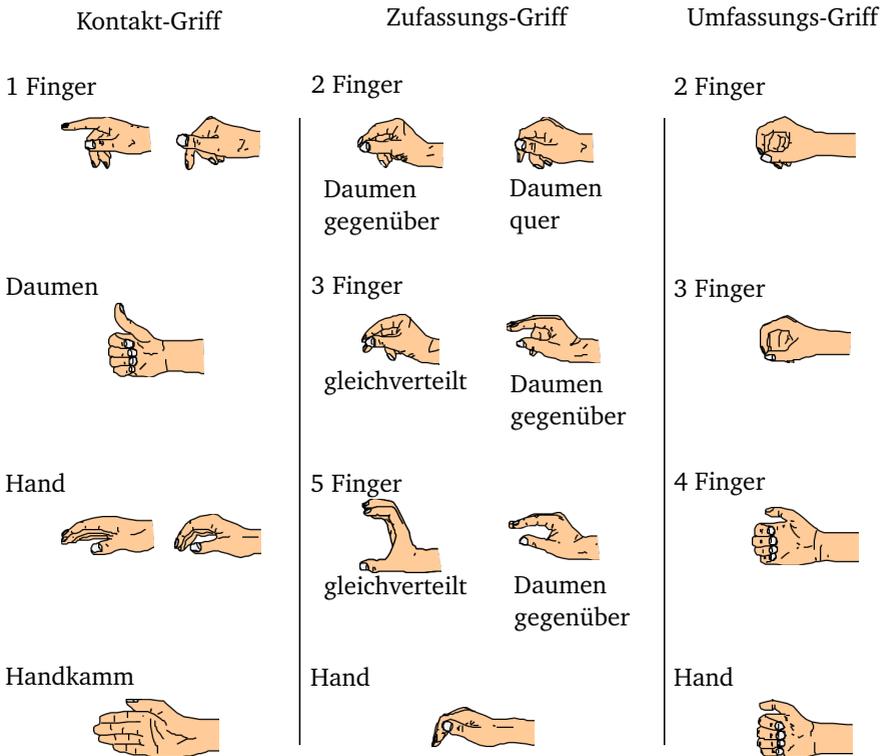


Abb. 5.3: Systematik der Greifarten (basierend auf [252])

Das in Zusammenarbeit mit den am Projekt beteiligten Chirurgen entwickelte Bedienkonzept beruht auf einem „eingeschränkten Umfassungsgriff“ bzw. Pistolengriff. Dabei sind Zeigefinger und Daumen frei zur Erfüllung von Bedienungsaufgaben.

Exemplarisch für die zu berücksichtigenden anatomischen Eigenschaften der Hand zeigt Abb. 5.4 die Beweglichkeit verschiedener Fingergelenke.

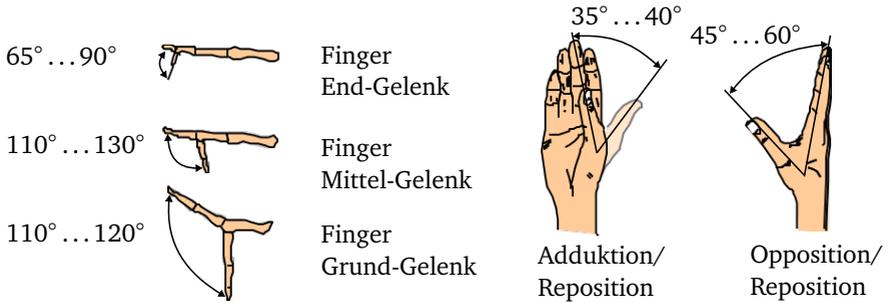


Abb. 5.4: Beweglichkeit der Finger (basierend auf [252])

Die intrakorporale Kraftmessung erfolgt in kartesischen Freiheitsgraden punktuell an der Instrumentenspitze. Für eine intuitive Bedienung ist es folglich zweckmäßig, auch die Wiedergabe der haptischen Rückmeldung auf einen Punkt zu konzentrieren. Daraus leitet sich ein haptisches Joystick mit ebenfalls drei kartesischen Bewegungsfreiheitsgraden ab. Die Bewegung der Instrumentenspitze ist damit das Abbild des Angriffspunktes am Joystick. Die Steuerung übernimmt der Daumen als beweglichster Finger im Raum (vgl. Abb. 5.5).

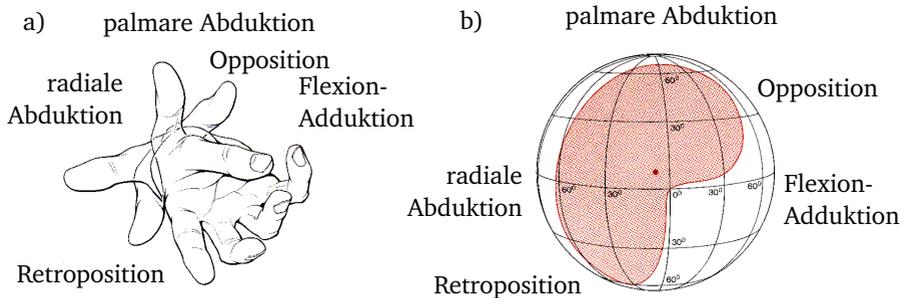


Abb. 5.5: Räumliche Bewegung des Daumens: a) Stellungen des Daumens in der Ansicht von vorn, b) Das markierte Feld entspricht der Verkehrsfläche des Daumens auf einer Bahnkugel, der Punkt der Lages des Sattelgelenks (basierend auf [239])

Im Körper erzeugen die intrakorporalen Freiheitsgrade q_1, θ_1, θ_2 die Bewegung der Instrumentenspitze im Raum. Der Winkel θ_3 kennzeichnet die Abwinkelung der Spitze. Seine Steuerung erfolgt über ein zusätzliches Stellelement am Griff.

Abbildung 5.6 zeigt verschiedene Entwicklungsstufen des Bedienkonzeptes: eine Studie und zwei realisierte, funktionsfähige Bedienelemente. Die Gestaltung erfolgt auf Basis ergonomischer Gestaltungsrichtlinien (z.B. [78]) und einfacher Knetmodelle. In einer ersten Studie dient ein 3-DOF Joystick zur Positionierung der Instrumenten-Spitze über $(\theta_1, \theta_2, q_1)$ und zwei Taster (auf/ab) ermöglichen das kontinuierliche Verfahren des Knickwinkels θ_3 (Abb. 5.6 b)). Nach Bewertung durch die Chirurgen erfolgt eine Überarbeitung der Handhaltung und eine neue Verteilung der Freiheitsgrade. Die Bewegung ist jetzt redundant zur Bewegung des gesamten Instrumentes durch den Trokar. Zur Vereinfachung kommt eine zweite Version mit einem 2-DOF Joystick in Verbindung mit einem linearen Schieber zum Einsatz (Abb. 5.6 c)).

Die Fertigung der Bedienelemente erfolgt mit dem Rapid Prototyping Verfahren „Selektives Laser Sintern“ (SLS). Zur Erfassung der Steuervorgaben dienen lineare oder rotatorische Potentiometer bzw. Taster. Die Anbindung an die Steuereinheit des Manipulators erfolgt über jeweils vier analoge Kanäle.

5.3 Funktionsmuster ohne haptisches Feedback

Die Überprüfung des Konzeptes von INKOMAN erfolgt durch ein Funktionsmuster. Der folgende Abschnitt beschreibt das realisierte System und fasst die Ergebnisse eines Tierversuches zusammen.

5.3.1 Aufbau

Zum Antrieb der vier intrakorporalen Freiheitsgrade kommen vier piezoelektrische Motoren zum Einsatz. Grund für den Einsatz dieses Wirkprinzips sind die hohen erreichbaren Momente im Bezug zur Baugröße bzw. Masse des Antriebes. Ein Vergleichsmaß ist hier die Leistungsdichte als Quotient aus abgegebener mechanischer Leistung P_{ab} und Bauvolumen V . INKOMAN-begleitende Arbeiten geben für piezoelektrische Antriebe eine um den Faktor 10...100 höhere Leistungsdichte als für Gleichstrommotoren mit vergleichbaren Leistungsdaten an [237].

In INKOMAN kommen vier piezoelektrische Wanderwellenmotoren *USR-30* (Shinsei) zum Einsatz. Sie sind am Ende des starren Instrumentenschaftes integriert. Die

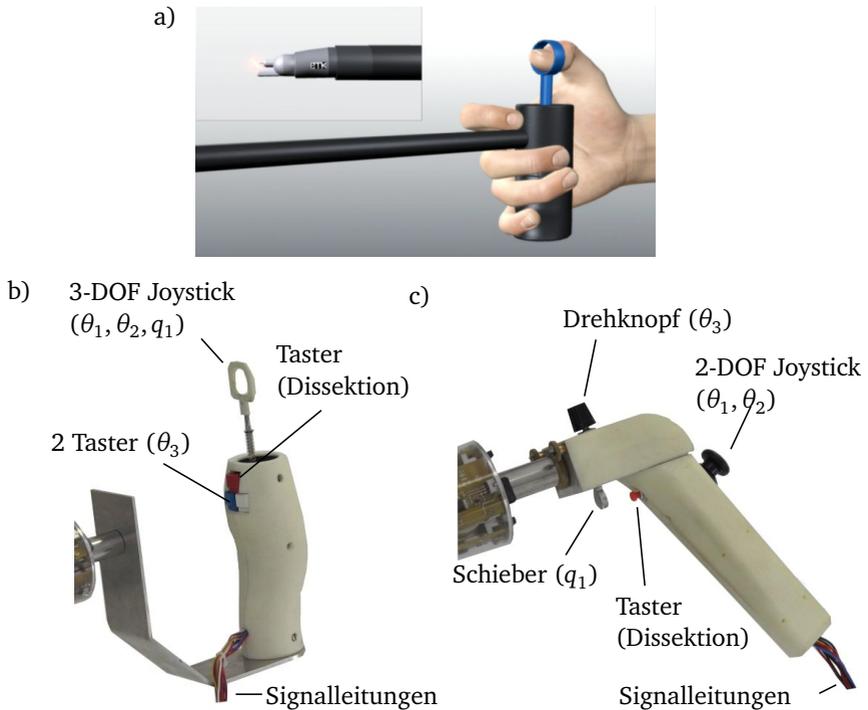


Abb. 5.6: Evolution des Bedienkonzeptes: a) Animierte Fallstudie, b) erste Studie mit einem 3-DOF Joystick zur Positionierung der Instrumenten-Spitze über $(\theta_1, \theta_2, q_1)$, zwei Taster (auf/ab) ermöglichen das kontinuierliche Verfahren des Knickwinkels θ_3 c) Geänderte Griffhaltung nach Feedback der Chirurgen und neue Verteilung der Freiheitsgrade: Die lineare Bewegung q_1 ist redundant zur Bewegung von INKOMAN durch den Trokar und zur Bedienung ohne Haptik zur Vereinfachung nicht in das Joystick integriert

vier Beine des intrakorporalen Mechanismus laufen durch den Schaft zu den Aktoren. Die Kopplung zwischen den Schubstangen und den Antrieben erfolgt über Zahnstangen. Im Hinblick auf eine Sterilisierbarkeit ist der Mechanismus zur Reinigung zerlegbar. Als Werkstoff kommt im Wesentlichen medizinischer Edelstahl zum Einsatz.

Die piezoelektrischen Wanderwellenmotoren werden über ihre Ansteuerelektronik als spannungsgesteuerte Geschwindigkeitsquellen betrieben. Ihre Ansteuerung erfolgt über einen P-Positionsregler gefolgt von einem PI-Geschwindigkeitsregler. Die Regelung basiert auf einer Winkelmessung mittels magnetischer Encoder. Die Regelung gleicht Abweichungen von der gewünschten Rotationsgeschwindigkeit der Wanderwellenmotoren aus. Darüber hinaus glättet eine Trajektorienplanung die Geschwindigkeitsvorgaben aus der Berechnung der Inverskinematik und sorgt für kontinuierlichere Bewegungen der Instrumentenspitze.

Der mechanische Entwurf der Slave-Einheit sowie die Implementierung der vorwärts-kinematischen Berechnung des intrakorporalen parallel-kinematischen Mechanismus bearbeitet RÖSE [229]. Die Regelungs-Software zum Betrieb der piezo-elektrischen Antriebe implementiert WOHLLEBER [274].

Durch den Schaft von INKOMAN läuft ein hohler Arbeitskanal zur Führung von Versorgungs- und Signalleitungen zur Instrumentenspitze, z.B. zum Betrieb des später integrierten Kraftsensors oder eines Dissektionswerkzeuges. Als Dissektionswerkzeug ist für den Tierversuch ein $1,94\ \mu\text{m}$ Faser-LASER [263] integriert, eine Entwicklung des Lübecker Institutes für Biomedizinische-Optik als Projektpartner des FUSION-Konsortiums. Die LASER-Faser läuft durch den Arbeitskanal von INKOMAN zur externen Lichtquelle. Zusätzlich ist ein Schlauch zur Zuführung von Kühlwasser an das geschnittene Gewebe integriert.

Abbildung 5.7 zeigt das Gesamtsystem.

5.3.2 Test im Tierversuch

Die Überprüfung der Zweckmäßigkeit des Lösungsansatzes erfolgt im Tierversuch am Schwein im OP des FUSION-Konsortiums am Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck. Zielstellung ist die laparoskopische Teilresektion von Lebergewebe in Form eines Keiles aus dem Randbereich eines Leberlappens. Die Operation erfolgt analog einer Human-OP mit einem laparoskopisch erfahrenen Chirurgen, einem Assistenten zur Führung der Kamera, einer OP-Pflegekraft und Anästhesie.

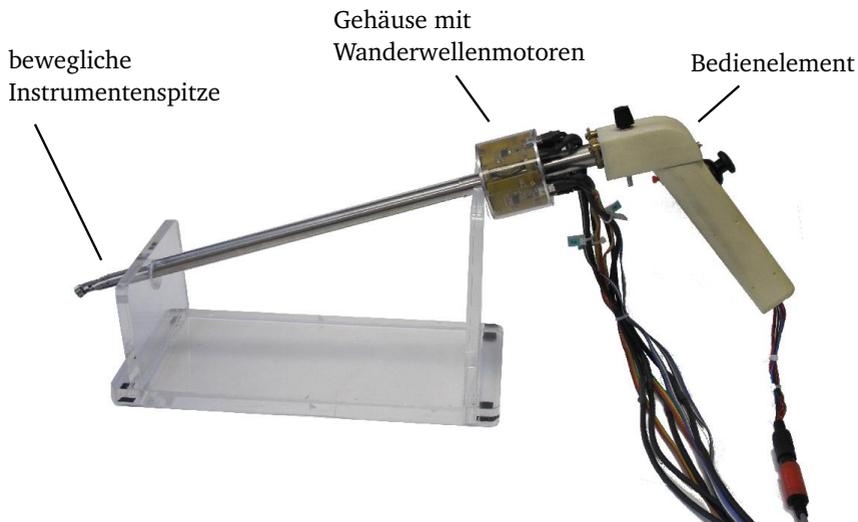


Abb. 5.7: Gesamtansicht von INKOMAN

Vier Trokare bilden den Zugang zum Operationsgebiet. Neben INKOMAN kommt bei der Operation eine Kamera, ein Saug-Spül-Instrument sowie ein laparoskopischer Greifer zum Einsatz (Abb. 5.8). Zur Dokumentation erfolgt die Aufzeichnung sowohl des Operationsgeschehens als auch des extrakorporalen Ablaufs auf Video. Die wesentlichen Ergebnisse des Tierversuchs sind:

- INKOMAN verläuft nahezu waagrecht durch den Trokar, der Griff liegt auf Hüfthöhe des Chirurgen. Während der Operation wechselt häufig die Handhaltung.
- Neben dem vorgesehenen Pistolengriff fasst der Chirurg den Griff auch leicht mit einigen Fingern. Ein großer Kraftaufwand ist nicht nötig, da die Bauchdecke einen Großteil des Eigengewichts von INKOMAN trägt. Die Chirurgen begrüßen die einfache Form des Griffstücks, das neben dem Pistolengriff auch Variationen von Handhaltungen zulässt (Abb. 5.9).
- Die Chirurgen nutzen sowohl die vier herkömmlichen Freiheitsgrade laparoskopischer Werkzeuge als auch die vier zusätzlichen Freiheitsgrade der

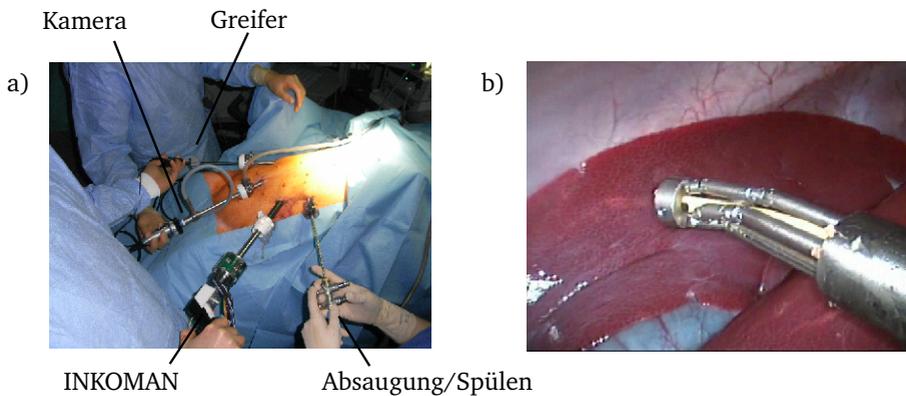


Abb. 5.8: Einsatz von INKOMAN im Tierversuch: a) Zugänge und eingesetzte Werkzeuge, b) Kamerabild aus dem Bauch des Schweins mit der beweglichen Spitze von INKOMAN

Instrumentenspitze. Die Bewegung erfolgt meist in zwei Schritten. Der Grobpositionierung des gesamten Systems folgt die Feinpositionierung der Spitze. Die Bedienung über den Daumen-Joystick ist gut möglich. Die Chirurgen bestätigen die Bedienstrategie.

- Die Entnahme des Lebersegmentes ist erfolgreich. Bei Anheben des Leberlappens mit dem Greifer gelingt durch das Abwinkeln der Instrumentenspitze ein Ansetzen des Schnitts sowohl auf der Ober- als auch auf der Unterseite des Gewebes.



Abb. 5.9: Bedienung von INKOMAN im Tierversuch

6 Kinematischer Entwurf

Aus dem Bedienkonzept leitet sich ein haptischer Joystick als zentrale Komponente des Bedienelements ab. Ziel ist die Wiedergabe eines räumlichen haptischen Feedbacks. Besonders im Hinblick auf die günstigen dynamischen Eigenschaften erfolgt der Entwurf des kraftübertragenden Mechanismus' als parallelkinematische Struktur (vgl. Tabelle 4.1).

Dieses Kapitel beschreibt die Auswahl und Dimensionierung der kinematischen Struktur des Joysticks. Zu Grunde liegt der Entwurf des Bedienelements als Impedanz-gesteuertes System. Die Entscheidung hierfür gibt der spätere Abschnitt 9.1.

6.1 Kinematische Topologie

Der folgende Abschnitt leitet die kinematischen Entwurfsziele und Anforderungen an einen Mechanismus für dreidimensionales, translatorisches – d.h. rein kartesisches – Übertragungsverhalten ab. Ergebnis ist die Auswahl einer geeigneten Topologie.

6.1.1 Kinematische Entwurfsziele

Ein besonderes Augenmerk beim Entwurf parallel-kinematischer Mechanismen erfordert die Bewertung ihres Getriebeverhaltens. Maschineneigenschaften wie Geschwindigkeits- und Kraftübertragung sowie die dynamischen Eigenschaften verhalten sich hochgradig nichtlinear über dem Arbeitsraum. Eine Bewertung dieses Verhaltens erfolgt über die Analyse der Singulärwerte σ_i der inversen Jakobimatrix \mathbf{J}^{-1} . Die Singulärwerte einer Matrix \mathbf{A} sind definiert als

$$\sigma_i(\mathbf{A}) = \sqrt{\lambda_i(\mathbf{A}^T \mathbf{A})}. \quad (6.1)$$

Sie bilden ein Maß für die Verzerrung einer allgemeinen linearen Abbildung des Vektors \mathbf{u} auf \mathbf{v} über

$$\mathbf{v} = \mathbf{A} \cdot \mathbf{u} \quad (6.2)$$

Abbildung 6.1 zeigt ein Beispiel dieser Verzerrung für eine zweidimensionale Abbildung.

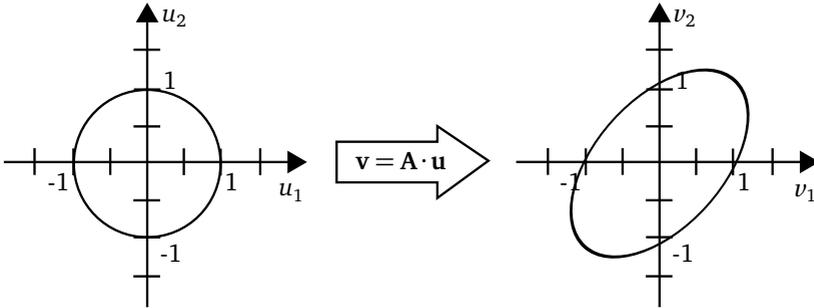


Abb. 6.1: Lineare Abbildung eines Vektors (Beispiel nach [150])

Die Wirkungsweise der Singulärwerte bei der Verzerrung verdeutlicht sich am Verfahren der Singulärwertzerlegung von GOLUB [91]. Es basiert auf der Tatsache, dass jede komplexe $m \times n$ -Matrix \mathbf{A} mit Rang r in das Produkt

$$\mathbf{A} = \mathbf{U} \cdot \mathbf{\Sigma} \cdot \mathbf{V}^* \quad (6.3)$$

mit der unitären $m \times m$ -Matrix \mathbf{U} , der adjungierten Matrix \mathbf{V}^* der $n \times n$ -Matrix \mathbf{V} zerlegbar ist. Dabei ist $\mathbf{\Sigma}$ eine $m \times n$ -Diagonalmatrix mit

$$\mathbf{\Sigma} = \left(\begin{array}{ccc|ccc} \sigma_1 & & & & \vdots & \\ & \ddots & & \cdots & 0 & \cdots \\ & & \sigma_r & & \vdots & \\ \hline & \vdots & & & \vdots & \\ \cdots & 0 & \cdots & \cdots & 0 & \cdots \\ & \vdots & & & \vdots & \end{array} \right) \quad (6.4)$$

und $\sigma_1 \geq \dots \geq \sigma_r > 0$. In der linearen Abbildung wirken \mathbf{U} und \mathbf{V}^* als Rotationen und $\mathbf{\Sigma}$ als Dehnung bzw. Stauchung der Ellipse aus Abbildung 6.1. σ_{min} und σ_{max} quantifizieren dabei die minimale bzw. maximale Verstärkung des Eingangsvektors \mathbf{u} .

Ein Maß zur Bewertung der Verzerrung ist die Konditionszahl (u.a. [23])

$$\kappa = \frac{\sigma_{max}(\mathbf{J}^{-1})}{\sigma_{min}(\mathbf{J}^{-1})} \quad (6.5)$$

als Verhältnis der beiden maximalen Singularwerte σ_{max} und σ_{min} von \mathbf{J}^{-1} . Die Konditionszahl κ ist demnach ein Maß für eine gleichmäßige Verstärkung von \mathbf{u} in allen Raumrichtungen [199]. Als Funktion der Jakobi-Matrix ist κ folglich abhängig von der Stellung des Mechanismus. Die Konditionszahl nimmt Werte im Bereich von $\frac{1}{\kappa} = 0 \dots 1$ an.

Ziel des kinematischen Entwurfes ist es, ein möglichst richtungsunabhängiges, d.h. isotropes Verhalten im Arbeitsraum zu gewährleisten. Aus den Verzerrungseigenschaften der Singularwerte leitet sich das Entwurfsziel für isotropes Verhalten mit

$$\frac{1}{\kappa} = 1 \quad (6.6)$$

ab. Zu vermeiden ist singuläres Verhalten mit

$$\frac{1}{\kappa} = 0 \quad (6.7)$$

In singulären Stellungen verkleinert sich der Rang der Jakobi-Matrix \mathbf{J} , d.h. die Unabhängigkeit der Transformationsgleichungen geht verloren. Praktisch bedeutet dies den Verlust eines oder mehrerer steuerbarer Freiheitsgrade. Mathematisch drückt sich der Rangverlust in

$$\det(\mathbf{J}) = 0 \quad (6.8)$$

$$\det(\mathbf{J}^{-1}) = 0 \quad (6.9)$$

aus. Die beiden Bedingungen charakterisieren zwei Arten singulärer Stellungen [23] (Abb. 6.2):

1. *Endeffektorsingularität*: Stellung der Kinematik mit eingeschränkter Geschwindigkeitsübertragung vom Aktor auf die TCP-Plattform. Es gilt $\det(\mathbf{J}) = 0$
2. *Aktorsingularität*: Die Transformation der Plattformgeschwindigkeit führt zu keiner eindeutigen Lösung für die Aktorbewegung. Es gilt $\det(\mathbf{J}^{-1}) = 0$

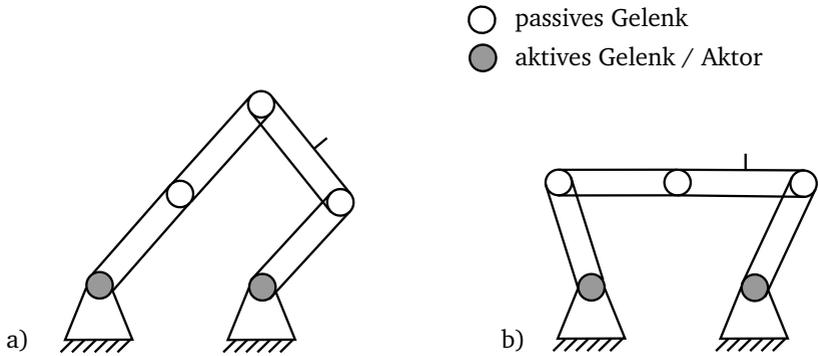


Abb. 6.2: Singuläre Stellungen: a) Endeffektorsingularität, b) Aktorsingularität

Neben der Isotropie lässt eine Analyse der Singulärwerte auch Rückschlüsse auf die Qualität der Getriebeeigenschaften eines zu entwerfenden Mechanismus zu.

Bei allen Schlussfolgerungen ist die gewählte Definition von \mathbf{J} zu beachten. Dieser Arbeit liegt stets Gl. (2.19) zu Grunde. Jedoch ist auch die inverse Definition mit

$$\mathbf{J}_{\text{alternativ}}(\mathbf{x}) = \begin{pmatrix} \frac{\partial q_1}{\partial x_1} & \dots & \frac{\partial q_1}{\partial x_n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial q_m}{\partial x_1} & \dots & \frac{\partial q_m}{\partial x_n} \end{pmatrix} = \mathbf{J}^{-1} \quad (6.10)$$

möglich und in der etablierten Literatur weit verbreitet, beispielsweise bei NEUGEBAUER/KIRCHNER [150, 199]. Da für die Singulärwerte einer Matrix \mathbf{A} jedoch

$$\sigma(\mathbf{A}) = \frac{1}{\sigma(\mathbf{A}^{-1})} \quad (6.11)$$

gilt, sind die aus der Jakobi-Matrix abgeleiteten Aussagen zu den Entwurfszielen für beide Definitionen ineinander überführbar.

Für einen parallelkinematischen Mechanismus in einem haptischen Bedienelement sind besonders zwei Aspekte relevant:

1. *Kraftübersetzung:* Besonders bei einem handgehaltenen Bedienelement ist der Einsatz kleiner Motoren relevant. Das bedeutet, dass auch in Richtungen mit einer ungünstigen Skalierung σ_i eine möglichst gute Verstärkung

der Kräfte und Momente erfolgen soll, um das maximal aufzubringende Moment τ_{\max} zu minimieren. Aus der umgestellten Gl. (2.21)

$$\mathbf{F} = \mathbf{J}^T \cdot \boldsymbol{\tau} \quad (6.12)$$

leitet sich folglich das Kriterium

$$\sigma_{\min}(\mathbf{J}^T) \rightarrow \max \quad (6.13)$$

ab und mit $\sigma(\mathbf{A}) = \sigma(\mathbf{A}^T)$ folgt

$$\sigma_{\min}(\mathbf{J}^{-1}) \rightarrow \max \quad (6.14)$$

als Entwurfskriterium für die Kraftübertragung.

2. *Geschwindigkeitsübersetzung*: Ergebnis von Abschnitt 2.3.2 ist für transparentes Verhalten das Entwurfsziel einer minimierten mechanischen Impedanz \underline{z}_D des haptischen Displays. Mit $\underline{z} = \underline{F}/\underline{v}$ ist demnach die Geschwindigkeitsübersetzung für die ungünstigste Raumrichtung zu maximieren.

Mit der Jakobi-Matrix als Maß für die Geschwindigkeitsübersetzung

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J} \cdot \dot{\mathbf{q}} \quad (6.15)$$

gilt folglich

$$\sigma_{\min}(\mathbf{J}) \rightarrow \max \quad (6.16)$$

als Entwurfsziel. In Analogie zur Bedingung für die Kraftübersetzung folgt mit Gl. (6.11) aus

$$\begin{aligned} \sigma_{\min}(\mathbf{J}) &= \min \{ \sigma_1(\mathbf{J}), \dots, \sigma_r(\mathbf{J}) \} \\ &= \frac{1}{\max \left\{ \frac{1}{\sigma_1(\mathbf{J})}, \dots, \frac{1}{\sigma_r(\mathbf{J})} \right\}} \\ &= \frac{1}{\max \{ \sigma_1(\mathbf{J}^{-1}), \dots, \sigma_r(\mathbf{J}^{-1}) \}} \\ &= \frac{1}{\sigma_{\max}(\mathbf{J}^{-1})} \end{aligned} \quad (6.17)$$

das Kriterium

$$\sigma_{\max}(\mathbf{J}^{-1}) \rightarrow \min. \quad (6.18)$$

Ein Blick auf die Definition der Konditionszahl in Gl. (6.5) zeigt jedoch, dass sie schon die Forderung nach $\sigma_{\min}(\mathbf{J}^{-1}) \rightarrow \max$ und $\sigma_{\max}(\mathbf{J}^{-1}) \rightarrow \min$ in einem Kennwert vereint. Beide Forderungen sind hierbei gleich gewichtet [150]. Neben der Isotropie beschreibt die Konditionszahl folglich auch die Skalierung von Kraft bzw. Moment und Geschwindigkeit zwischen Aktoren und Nutzer.

Für den Entwurf von Werkzeugmaschinen diskutiert NEUGEBAUER diese Kriterien [199]. Tabelle 6.1 fasst die Optimierungsziele zusammen.

Tab. 6.1: Optimierungskriterien nach [23], basierend auf [199]

Bezeichnung	Kriterium
Kraftübersetzungsverhältnis	$\sigma_{\min}(\mathbf{J}) \rightarrow \max$
Keine Singularitäten	$\sigma_{\min}(\mathbf{J}) \rightarrow \max$
Hohe Steifigkeit	$\sigma_{\min}(\mathbf{J}) \rightarrow \max$
Geschwindigkeitsübersetzung	$\sigma_{\max}(\mathbf{J}) \rightarrow \min$
Isotropie	$\frac{\sigma_{\min}(\mathbf{J})}{\sigma_{\max}(\mathbf{J})} \rightarrow \max$

Für den Entwurf eines haptischen Gerätes sind diese Kriterien übertragbar.

6.1.2 3-DOF Mechanismen

HUSTY [118] definiert den Parallelitätsgrad P_g einer Struktur als

$$P_g = \frac{\text{Anzahl der Beine}}{\text{Freiheitsgrad}} = \frac{b}{F} \quad (6.19)$$

Eine Struktur ist teilweise parallel für $P_g < 1$ und hochgradig parallel für $P_g > 1$.

Ziel für INKOMAN ist der Entwurf eines voll-parallelen Mechanismus mit $P_g = 1$. Für ein Bedienelement mit $F = 3$ haptischen Freiheitsgraden resultiert demnach ein paralleler Mechanismus mit $b = 3$ Beinen.

Weiterhin beschreibt die Gleichung von GRÜBLER-KUTZBACH-CHEBYCHEFF den Zusammenhang zwischen den Getriebefreiheitsgraden F , der Zahl der Glieder n und der Zahl der Gelenke g über

$$F = \lambda \cdot (n - g - 1) + \sum_{i=1}^g f_i - f_{id} + s \quad (6.20)$$

mit der Anzahl der identischen Bindungen f_{id} , der Anzahl der Zwangsbedingungen s und der Anzahl der Freiheitsgrade f_i des i -ten Gelenks. Für räumliche Getriebe ist $\lambda = 6$, für planare Getriebe gilt $\lambda = 3$. Die Zahl der Glieder ist über

$$n = g - k + 2 \quad (6.21)$$

mit der Zahl der kinematischen Ketten k verknüpft. Darüber ergibt sich aus Gl. (6.20) der für den kinematischen Entwurf interessante Zusammenhang

$$\sum_i = F + 6 \cdot (k - 1). \quad (6.22)$$

für die Summe der zu verteilenden Gelenkfreiheitsgrade (u.a. [23]).

Für das haptische Bedienelement von INKOMAN sind demnach für eine vollparallele Struktur mit $k = 3$ Ketten für $F = 3$ haptische Freiheitsgrade insgesamt $\sum_i = 15$ Gelenkfreiheitsgrade zu verteilen. Im Hinblick auf symmetrisches Verhalten ist eine Verteilung von fünf Freiheitsgraden pro Kette bzw. Bein zweckmäßig. Tabelle 6.2 zeigt die unterschiedenen Gelenkarten und Tabelle 6.3 die resultierenden Topologien.

Tab. 6.2: Gelenkarten

Abkürzung	Gelenkart	Anzahl der Freiheitsgrade
R	revolute (Drehgelenk)	1 rotatorisch
P	prismatic (Schubgelenk)	1 translatorisch
U	universal (Kardangeln)	2 rotatorisch
C	cylindrical (Walzengelenk)	1 rotatorisch + 1 translatorisch
S	spherical (Kugelgelenk)	3 rotatorisch

6.1.3 Translatorische parallele Mechanismen

Mit dem Ziel eines haptischen Feedbacks in kartesischen Koordinaten (x, y, z) gehört die kinematische Struktur des Bedienelementes zur Klasse der „translatorischen parallelen Mechanismen“ (TPM). Ein TPM bezeichnet Strukturen, deren TCP ausschließlich kartesische Bewegungen vollführen kann. Dies geschieht durch Beine, die einen oder mehrere rotatorische Freiheitsgrade des Endeffektors blockieren

Tab. 6.3: Topologien für 3-DOF Mechanismen mit je fünf DOF pro kinematischer Kette

Gelenke pro Kette	Topologien
1 × 1 DOF,	UUP, UPU, PUU, UUR, URU, RUU, CUP, CPU, CUR, CRU, RCU, UCP,
2 × 2 DOF	UPC, PCU, UGR, URC, RUC, CCP, CPC, PCC, CGR, CRC, RCC
2 × 1 DOF,	SPP, SRR, SPR, SRP, PSP, RSP, PSR, RSR, PPS, RRS, RPS, PRS
1 × 3 DOF	
3 × 1 DOF,	RRRU, RRUR, RURR, URRR, RRPUR, RRUP, RURP, URRP, RPRU,
1 × 2 DOF	RPUR, RUPR, URPR, PRRU, PRUR, PURR, UPRR, RPPU, RPUP, RUPP, URPP, PRPU, PRUP, PURP, UPRP, PPPU, PPUP, PUPP, UPPP, RRRR, RRCR, RCRR, CRRR, RRPC, RRCP, RCRP, CRRP, RPRC, RPCR, RCPR, CRPR, PRRR, PRCR, PCRR, CPRR, RPPC, RPCP, RCPP, PRPC, PCRP, PPPC, PPCP, PCPP, CPPP
5 × 1 DOF	32 Iterationen von P- und R-Gelenken

und gleichzeitig translatorische Bewegungen in allen Raumrichtungen vollführen können.

Translatorische Topologien untersucht CARRICATO [41, 42]. Demnach gelten für TPMs besonders folgende Bedingungen:

- Kugelgelenke sind unzulässig
- die Drehachse von Rotationsgelenken darf nicht parallel der Achse des zu blockierenden Freiheitsgrades liegen

CARRICATO klassifiziert die Beine eines Mechanismus als T_{n_i} , mit n_i der Zahl der Freiheitsgrade des letzten Gliedes, wobei keiner der Freiheitsgrade die translatorische Bewegung des TCP hemmt. Entsprechend blockiert ein Bein $6 - n_i$ Freiheitsgrade des Endeffektors. Für das Entwurfsziel eines dreidimensionalen haptischen Displays mit drei Beinen existieren demnach Konfigurationen mit je drei T_3 , T_4 oder T_5 Beinen. Dabei führen die T_3 - und T_4 -Konfigurationen zu überbestimmten Mechanismen. Im Hinblick auf Fertigungstoleranzen ist die Betrachtung von überbestimmten Lösungen jedoch nicht zielführend. Die unpräzise Realisierung der dann erforderlichen redundanten Freiheitsgrade würde stets die Gefahr eines blockierenden Mechanismus nach sich ziehen. Auf Grund dieser praktischen Erwägungen stehen nur T_5 -Konfigurationen im Blickfeld des Entwurfes.

T_5 -Beine bestehen aus drei Beinen mit jeweils vier oder fünf R-Gelenken. Jedes der Beine verhindert die Rotation der TCP-Plattform um eine Achse, definiert durch den Einheitsvektor \mathbf{n}_i ($i = 1, 2, 3$). Zur Hemmung einer Rotation um \mathbf{n}_i stehen alle R-Achsen eines Beines senkrecht zu \mathbf{n}_i . Rotationen um die jeweils anderen beiden Achsen, senkrecht zu \mathbf{n}_i , sind möglich.

T_5' -Mechanismen existieren in zwei Ausprägungen. Zum einen bestehend aus drei T_5' -Beinen mit jeweils

- zwei aufeinanderfolgenden R-Gelenken, deren Achsen parallel zu einem Einheitsvektor \mathbf{w}_{1i} liegen
- zwei aufeinanderfolgenden R-Gelenken, deren Achsen parallel zu einem Einheitsvektor \mathbf{w}_{2i} , aber nicht-parallel zu \mathbf{w}_{1i} liegen
- einem P-Gelenk an beliebiger Stelle der kinematischen Kette oder einem fünften R-Gelenk, das parallel zu einem der angrenzenden R-Gelenke liegt

oder zum anderen aus drei T_5'' -Beinen mit jeweils

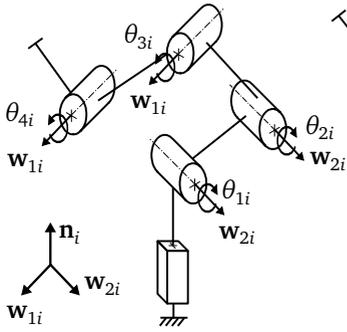
- zwei R-Gelenken, deren Achsen parallel zu \mathbf{w}_{1i} liegen
- zwischen den ersten beiden R-Gelenken angeordneten zwei weiteren aufeinanderfolgenden R-Gelenken, deren Achsen parallel zu \mathbf{w}_{2i} aber nicht-parallel zu \mathbf{w}_{1i} liegen
- einem P-Gelenk an beliebiger Stelle der kinematischen Kette oder einem fünften R-Gelenk, das parallel zu einem der angrenzenden R-Gelenke liegt.

Die in Abschnitt 6.1.2 eingeführten C-Gelenke lassen sich als Kombination eines P- mit einem R-Gelenk interpretieren und sind daher hier nicht weiter berücksichtigt. Abbildung 6.3 zeigt mögliche Ausprägungen mit translatorischem Verhalten. Ein wichtiger Unterschied zwischen T_5' - und T_5'' -Mechanismen besteht in der Lage ihrer Singularitäten. Dies zeigt sich durch eine Betrachtung der auftretenden Ausrichtungen der Einheitsvektoren \mathbf{w}_{ji} mit θ_{ji} als Drehwinkel des j -ten Gelenkes im i -ten Bein ($j = 1, 2, 3, 4, 5; i = 1, 2, 3$) [41].

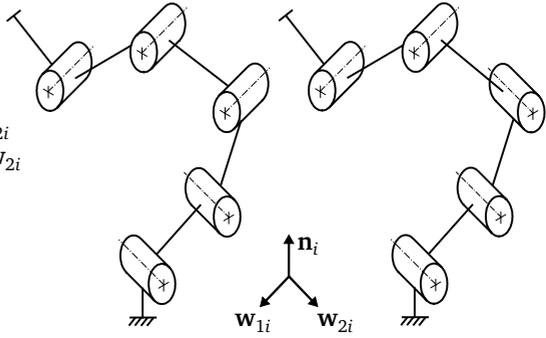
Da in einem TPM die Plattform keine rotatorische Änderung ihrer Lage erfährt, ist der Vektor ihrer drei Winkelgeschwindigkeiten im Raum folglich $\boldsymbol{\omega} = 0$. Für einen T_5' -Mechanismus gilt dann (siehe Abb. 6.3 a))

$$\left(\dot{\theta}_{1i} + \dot{\theta}_{2i}\right) \mathbf{w}_{1i} + \left(\dot{\theta}_{3i} + \dot{\theta}_{4i}\right) \mathbf{w}_{2i} = 0. \quad (6.23)$$

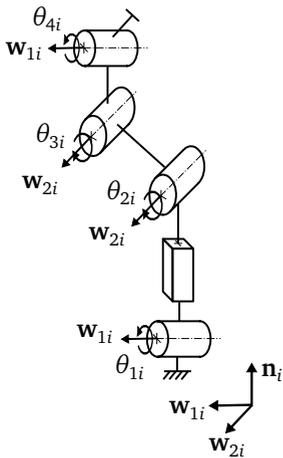
a) T'_5 mit vier R-Gelenken



b) T'_5 mit fünf R-Gelenken



c) T''_5 mit vier R-Gelenken



d) T''_5 mit fünf R-Gelenken

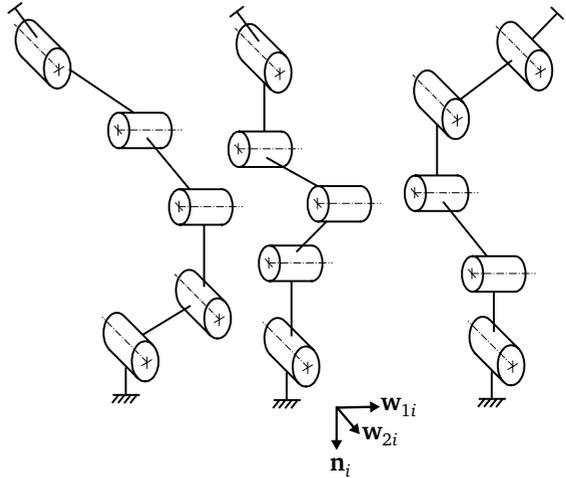


Abb. 6.3: Beispiele für TPM-Beine mit fünf Gelenkfreiheitsgraden (basierend auf [41])

Dies bedeutet, dass

$$\dot{\theta}_{1i} + \dot{\theta}_{2i} = 0 \quad (6.24)$$

und

$$\dot{\theta}_{3i} + \dot{\theta}_{4i} = 0 \quad (6.25)$$

bzw. bei Hinzunahme eines fünften Drehgelenkes

$$\dot{\theta}_{1i} + \dot{\theta}_{2i} + \dot{\theta}_{5i} = 0 \quad (6.26)$$

und

$$\dot{\theta}_{3i} + \dot{\theta}_{4i} + \dot{\theta}_{5i} = 0 \quad (6.27)$$

gilt. In einem T'_5 -Mechanismus ändern die durch \mathbf{w}_{1i} gekennzeichneten Gelenke im Bezug zur Basis ihre Orientierung nicht. Gleiches gilt für die durch \mathbf{w}_{2i} gekennzeichneten Gelenke im Bezug zur TCP-Plattform. Aus Gl. (6.24) und (6.25) bzw. Gl. (6.26) und Gl. (6.27) folgt dann, dass die Ausrichtung des blockierten Freiheitsgrades \mathbf{n}_i sich nicht ändert.

Unter der Voraussetzung, dass \mathbf{n}_1 , \mathbf{n}_2 und \mathbf{n}_3 zu Beginn der Bewegung linear unabhängig sind, bleiben sie dies auch im ganzen Arbeitsraum. Der Mechanismus vollführt folglich eine durchweg translatorische Bewegung und es treten keine Singularitäten innerhalb des Arbeitsraumes auf.

Eine äquivalente Analyse von T''_5 -Mechanismen führt zu einem anderen Ergebnis. Für einen rotationsfreien TCP gilt hier (siehe Abb. 6.3 c))

$$\left(\dot{\theta}_{1i} + \dot{\theta}_{4i}\right) \mathbf{w}_{1i} + \left(\dot{\theta}_{2i} + \dot{\theta}_{3i}\right) \mathbf{w}_{2i} = 0. \quad (6.28)$$

Dies bedeutet, dass

$$\dot{\theta}_{1i} + \dot{\theta}_{4i} = 0 \quad (6.29)$$

und

$$\dot{\theta}_{2i} + \dot{\theta}_{3i} = 0 \quad (6.30)$$

bzw. bei Hinzunahme eines fünften Drehgelenkes

$$\dot{\theta}_{1i} + \dot{\theta}_{4i} + \dot{\theta}_{5i} = 0 \quad (6.31)$$

und

$$\dot{\theta}_{2i} + \dot{\theta}_{3i} + \dot{\theta}_{5i} = 0 \quad (6.32)$$

gilt. Im Unterschied zur T'_5 -Konfiguration sind jedoch im Falle von T''_5 die nach \mathbf{w}_{2i} ausgerichteten Gelenke in der Mitte der kinematischen Kette angeordnet. Demnach hängt die Ausrichtung von \mathbf{w}_{2i} - und folglich auch \mathbf{n}_i - vom Gelenkwinkel θ_{1i} und unter Umständen auch von θ_{5i} ab. Da \mathbf{n}_i also nicht konstant ist, kann der Fall auftreten, dass \mathbf{n}_1 , \mathbf{n}_2 und \mathbf{n}_3 linear abhängig werden, d.h.

$$\mathbf{n}_1 \cdot (\mathbf{n}_2 \times \mathbf{n}_3) = 0 \quad (6.33)$$

erfüllt ist und damit eine Singularität auftritt. Diese Tatsache ist beim Entwurf des Mechanismus als T''_5 zu berücksichtigen.

6.1.4 Topologie Auswahl

Die Auswahl einer geeigneten Topologie erfolgt durch eine systematische Reduktion des Lösungsraumes aus Tabelle 6.3. Es liegen folgende Kriterien zu Grunde:

1. *Funktionalität als TPM:* Kriterien, wie die Zahl der R-Gelenke oder die Existenz eines S-Gelenkes, schließen eine Vielzahl von Lösungen aus.
2. *Position der Aktoren:* Der Einsatz von rotatorischen, Linear- oder Kolbenantrieben, z.B. in einem hydraulischen System, ergibt, dass sinnvoll nur R-, P- oder C-Gelenke als Antriebe wirken können. Vor allem bei Strukturen mit einem U-Gelenk an der Basis, würde das dazu führen, dass die Aktoren ohne Kontakt zur Basis angeordnet sein müssten. Die aufzubringenden Beschleunigungen, um das Eigengewicht dieser Antriebe zu bewegen, ließen die dynamischen Vorteile des parallelkinematischen Ansatzes jedoch nicht zum Tragen kommen.
3. *Zahl der Gelenke:* Eine mögliche Konzentration von zwei R-Gelenken in einem U-Gelenk bzw. einem R- und einem P- in einem C-Gelenk vereinfacht die Geometrie der Struktur und damit auch die Vorwärts- und Rückwärtskinematik.

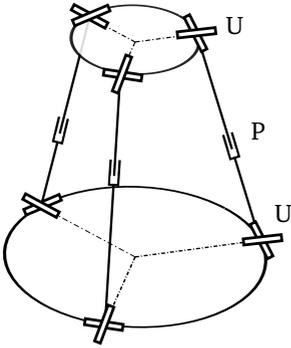
Tabelle 6.4 zeigt die ausgeschlossenen Topologien. Es verbleiben die Konfigurationen UPU, PUU, CUR, CRU, RUU und RUC (Abb. 6.4). Alle sechs identifizierten Topologien stellen prinzipiell mögliche Lösungen für den Joystick des INKOMAN-Bedienelementes dar.

Der Entwurf eines Impedanz-gesteuerten Systems mit dem Einsatz einer Kraftquelle führt zu einem Einsatz elektrodynamischer Antriebe, d.h. DC/EC-Motoren bzw. Linearantrieben in einem R- bzw. P- oder C-Gelenk. Eine Analyse der am

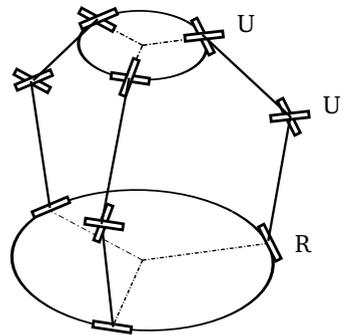
Tab. 6.4: Ausgeschlossene Topologien, Sortierung nach der Zahl der 1-, 2- und 3-DOF Gelenke in jedem Bein

Ausschluss-Kriterium	5 × 1 DOF	3 × 1 DOF, 1 × 2 DOF	2 × 1 DOF, 1 × 3 DOF	1 × 1 DOF, 2 × 2 DOF
kein TPM	RRRPP, RRPRR, RRPPR, RRPPP, RPRRR, RPRRP, RPRPR, RPRPP, RPPRR, RPPRP, RPPPR, RPPPP, PRRRR, PRRRP, PRRPR, PRRPP, PRPRR, PRPRP, PRPPR, PPRRP, PPRPP, PPRPP, PPPRR, PPPRP, PPPPR, PPPPP, PRPPP	RPPU, RPUP, RUPP, URPU, PURP, UPRP, PPPU, PPUP, PUUP, UPPP, RRPC, RRCP, RCRP, CRRP, RPRC, RPCR, RCPR, CRPR, PRRC, PRCR, PCRR, CPRR, RPPC, RPCP, RCPP, CRPP, PRPC, PRCP, PCRP, CPRP, PPPC, PPCP, PCPP, CPPP	SPP, SRR, SPR, SRP, PSP, RSP, PSR, RSR, PPS, RRS, RPS, PRS	CUP, GPU, RCU, UGP, UPC, PCU, UCR, CCP, CPC, PCC, CCR, CRC, RCC
hohe Zahl an Gelenken	RRRRR, RRRRP, RRRPR, RRRPP, PPRRR	RRRU, RRUR, RURR, RRPU, RRUP, RURP, RPRU, RPUR, RUPR, PRRU, PRUR, PURR, UPRR, RRRR, RRCR RCRR, CRRR		
Anordnung des Aktors		URRR, URRP, URPR		UUP, UUR, URU, URC

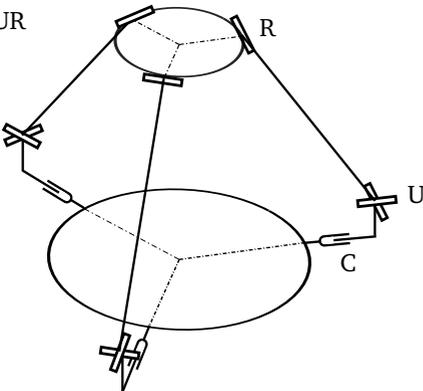
UPU



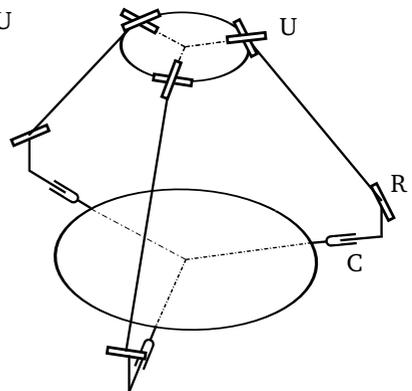
RUU



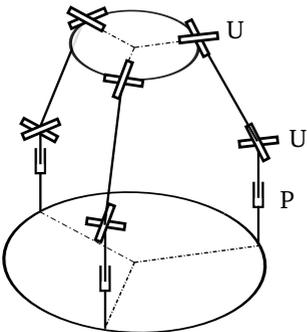
CUR



CRU



PUU



RUC

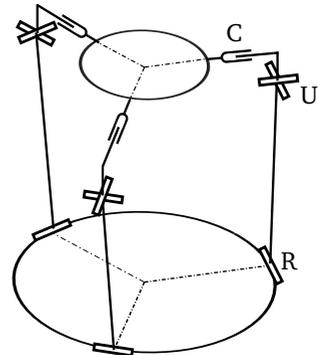


Abb. 6.4: Mögliche Variationen translatorischer Mechanismen für 3 DOF

Markt befindlichen Linearantriebe zeigt jedoch, dass ihr Einsatz im vorliegenden Anwendungsfall nicht praktikabel ist. Bei Gehäuselängen um 50 mm stellen sie Maximalkräfte von lediglich 10 N zur Verfügung (z.B. Faulhaber Serie LM 1247). Im Hinblick auf die Skalierungseigenschaften parallelkinematischer Mechanismen ist das nicht ausreichend. Der Einsatz größerer Aktoren in einem handgehaltenen Gerät ist nicht zweckmäßig. Eine Übersetzung durch ein Getriebe ist nur schwer möglich. Die Erzeugung der haptischen Rückmeldung erfolgt somit mittels rotatorischer Antriebe.

Für das Zusammenspiel mit rotatorischen Antrieben ist besonders die RUU-Struktur geeignet. Sie weist gestellfeste Antriebe an der Basis auf. Im Vergleich zur RUC-Topologie hat sie eine kompaktere Bauform und ist frei von linearen Gelenken. Alle Kräfte werden somit in Rotationsbewegungen umgesetzt. Ein Verkanten ist somit ausgeschlossen. Als TPM stellt die RUU-Struktur einen T''_5 -Mechanismus dar. Bei der Auslegung ist folglich die Lage von Aktorsingularitäten innerhalb des Arbeitsraumes zu berücksichtigen.

6.2 RUU-Topologie

Die RUU- oder DELTA-Topologie führt erstmalig CLAVEL ein [52]. Der folgende Abschnitt fasst zunächst die für Auslegung und Betrieb relevanten kinematischen Übertragungseigenschaften zusammen. Im zweiten Schritt erfolgt die Dimensionierung der Topologie im Hinblick auf Arbeitsraum und Isotropie für den spezifischen Einsatz im INKOMAN-System.

6.2.1 Getriebeeigenschaften

Abbildung 6.5 zeigt die für die Ableitung der kinematischen Beziehungen zum Einsatz kommenden Abmessungen und Winkel. Ziel ist die Beschreibung in Abhängigkeit vom Welt-Koordinaten-System (WKS) im Mittelpunkt der Basis. Die x -Achse des WKS zeigt in Richtung des ersten Beines. Zur Vereinfachung der Herleitungen liegt im Anfangspunkt A_i des i -ten Beines ein lokales Koordinatensystem (x_i, y_i, z_i) , das um $\phi_i = (i - 1) \cdot 120^\circ$, $i = 1, 2, 3$, zum WKS gedreht ist.

Die für das Einlesen der Steuersignale erforderliche Lösung der Vorwärtskinematik (Gl. (2.18)) ist im Gegensatz zu Parallelkinematiken im Allgemeinen für die RUU-Struktur in geschlossener Form ohne numerische Verfahren lösbar. Im vorliegenden

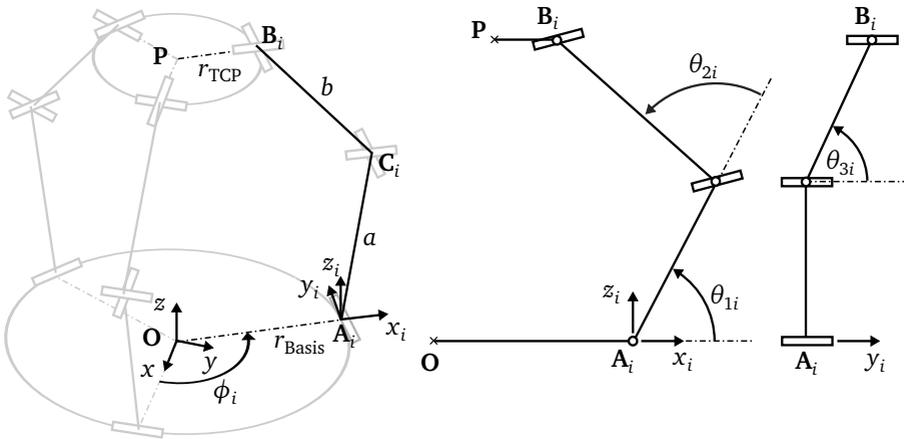


Abb. 6.5: Geometrie der RUU-Topologie (basierend auf [265])

Fall kommt das Verfahren der Trilateration zum Einsatz. Es basiert auf der Tatsache, dass - bei der Betrachtung eines Beines - alle Punkte B_i auf der Oberfläche einer Kugel mit Radius b um den Punkt C_i liegen. Ihre Oberfläche beschreibt die Kugelgleichung

$$(x - x_{C_i})^2 + (y - y_{C_i})^2 + (z - z_{C_i})^2 = b^2 \quad (6.34)$$

mit den Mittelpunktskoordinaten $(x_{C_i}, y_{C_i}, z_{C_i})$ der Kugel. Liegt nun ein gedachter Startpunkt des Beines A'_i nicht im Abstand r_{Basis} vom Ursprung der Basis, sondern im Abstand $(r_{\text{Basis}} - r_{\text{TCP}})$, dann schneiden sich alle Kugeloberflächen der drei Beine im Punkt P . Im Sinne des WKS liegt der gedachte Mittelpunkt C'_i der Kugelsphäre dann bei

$$C'_i = \begin{pmatrix} \cos(-\phi_i) & \sin(-\phi_i) & 0 \\ -\sin(-\phi_i) & \cos(-\phi_i) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \left[\begin{pmatrix} a \cdot \cos \theta_{1i} \\ 0 \\ a \cdot \sin \theta_{1i} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} r_{\text{Basis}} - r_{\text{TCP}} \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \right] \quad (6.35)$$

Die Position des Punktes $P = (x_P, y_P, z_P)^T$, d.h. die Lösung der vorwärtskinematischen Gleichung, ergibt sich demnach aus der Lösung der drei Kugelgleichungen um die Punkte C'_i

$$(x_P - x_{C'_i})^2 + (y_P - y_{C'_i})^2 + (z_P - z_{C'_i})^2 = b^2 \quad (6.36)$$

Anhang B enthält eine detailliertere Herleitung. Die Lösung von Gl. (6.36) ist bei der Realisierung des haptischen Bedienelementes zur Erfassung der Position des Joysticks auf dem zentralen Steuerrechner implementiert (siehe Abschnitt 9.2.2).

Die Inverskinematik hat für den Betrieb eines Impedanz-gesteuerten Systems prinzipiell keine Relevanz. Sie ist jedoch ein nützliches Werkzeug u.a. zur Bestimmung des Arbeitsraumes und kommt im späteren Abschnitt 6.2.2 zum Einsatz. Darüber hinaus ermöglicht sie im vorliegenden Fall eine effektive Berechnung der JAKOBI-Matrix.

Nach [265, 267] gilt für die Stellung der Gelenkwinkel in Abhängigkeit von Punkt \mathbf{B}_i

$$\theta_{3i} = \arccos \frac{y_{B_i}}{b} \quad (6.37)$$

$$\theta_{2i} = \arccos \frac{x_{B_i}^2 + y_{B_i}^2 + z_{B_i}^2 - a^2 - b^2}{2ab \sin \theta_{3i}} \quad (6.38)$$

$$\theta_{1i} = \arctan \frac{x_{B_i} - b \sin \theta_{3i} \cos(\theta_{1i} + \theta_{2i})}{z_{B_i} - b \sin \theta_{3i} \sin(\theta_{1i} + \theta_{2i})} \quad (6.39)$$

Die Punkte \mathbf{B}_i und \mathbf{P}_i sind über

$$\begin{pmatrix} x_{B_i} \\ y_{B_i} \\ z_{B_i} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \phi_i & \sin \phi_i & 0 \\ -\sin \phi_i & \cos \phi_i & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x_P \\ y_P \\ z_P \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} r_{\text{TCP}} - r_{\text{Basis}} \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (6.40)$$

miteinander verknüpft. Die Herleitung der Inverskinematik ist in Anhang B nachvollzogen. Weiterhin gilt nach [265] für die Elemente der inversen JAKOBI-Matrix

$$\mathbf{J}^{-1} = \begin{pmatrix} j_{11} & j_{12} & j_{13} \\ j_{21} & j_{22} & j_{23} \\ j_{31} & j_{32} & j_{33} \end{pmatrix} \quad (6.41)$$

mit den Matrixelementen

$$j_{11} = \frac{\cos(\theta_{1i} + \theta_{2i}) \sin \theta_{3i} \cos \phi_i - \cos \theta_{3i} \sin \phi_i}{a \sin \theta_{2i} \sin \theta_{3i}} \quad (6.42)$$

$$j_{12} = \frac{\cos(\theta_{1i} + \theta_{2i}) \sin \theta_{3i} \sin \phi_i + \cos \theta_{3i} \sin \phi_i}{a \sin \theta_{2i} \sin \theta_{3i}} \quad (6.43)$$

$$j_{13} = \frac{\sin(\theta_{1i} + \theta_{2i})}{a \sin \theta_{2i}}. \quad (6.44)$$

Die beschriebenen Beziehungen bilden die Grundlage für Dimensionierung und Betrieb der RUU-Topologie.

6.2.2 Dimensionierung: Volumen und Isotropie des Arbeitsraumes

Parameter der Dimensionierung der RUU-Struktur sind die Beinlängen a und b sowie die Radien der TCP-Plattform r_{TCP} und der Basis r_{Basis} . Ziel des Entwurfs ist eine Struktur mit einem Arbeitsraum von ausreichender Größe für den Betrieb des haptischen Joysticks bei gleichzeitig möglichst isotropem Übersetzungsverhalten.

Der Arbeitsraum ist dabei definiert als Menge W aller möglichen TCP-Stellungen. Ein Punkt ist dann Teil des Arbeitsraumes, wenn eine reelle Lösung für die Inverskinematik existiert. Mit diesem Kriterium erfolgt die Bestimmung des Arbeitsraumes über einen Abtastalgorithmus, der unter Ausnutzung von Gl. (6.40) die Gleichungen der Inverskinematik (Gl. (6.37), (6.38), (6.39)) punktweise im Raum löst.

Als Entwurfskriterium für isotropes Verhalten führt Abschnitt 6.1.1 die inverse Konditionszahl $1/\kappa$ ein. Ein alleiniges Optimieren auf $1/\kappa$ würde jedoch zu keiner geeigneten Struktur führen. Dann wäre nur sichergestellt, dass im Arbeitsraum der so gefundenen Struktur ein Punkt mit höchster Isotropie läge. Eine möglicherweise schlechtere Isotropie in anderen Teilen des Arbeitsraumes bliebe unberücksichtigt. Diese Tatsache zeigt sich bei der Berechnung der Konditionszahl $1/\kappa$ entlang der z -Achse des Arbeitsraumes (Abb. 6.6). Hierbei ergibt sich ein Verlauf von $1/\kappa$ wie in Abb. 6.7. Die Grafik zeigt den Einfluss der Strebenlängen $b = 1 - a$ auf die Konditionszahl $1/\kappa$ entlang der z -Achse des Welt-Koordinatensystems.

Für $a = 0,6$ zeigt die Abbildung exemplarisch vier signifikante Punkte. Entlang der z -Achse von unten nach oben sind dies: die erste Endeffektorsingularität am Rande des Arbeitsraumes, das erste Isotropie-Maximum in der unteren Hälfte des Arbeitsraumes, die Aktorsingularität, das zweite Isotropie-Maximum in der oberen Hälfte des Arbeitsraumes und die zweite Endeffektorsingularität am oberen Rand des Arbeitsraumes (siehe Abb. 6.8).

Besonders bei größeren Längen a der unteren Strebe ist der steile Abfall der Isotropie erkennbar, wenn sich der TCP vom lokalen Isotropie-Maximum entfernt. Hier ändert sich demnach die Richtungsabhängigkeit sehr rasch. Das Maximum von $1/\kappa$ bewertet also nur einen sehr begrenzten Bereich des Arbeitsraumes. Notwendig

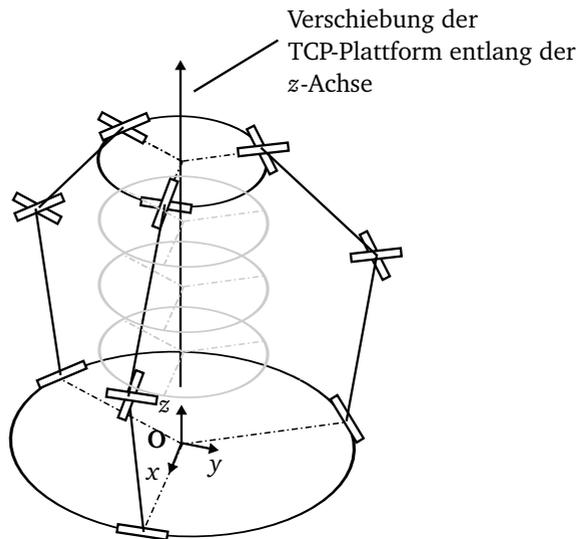
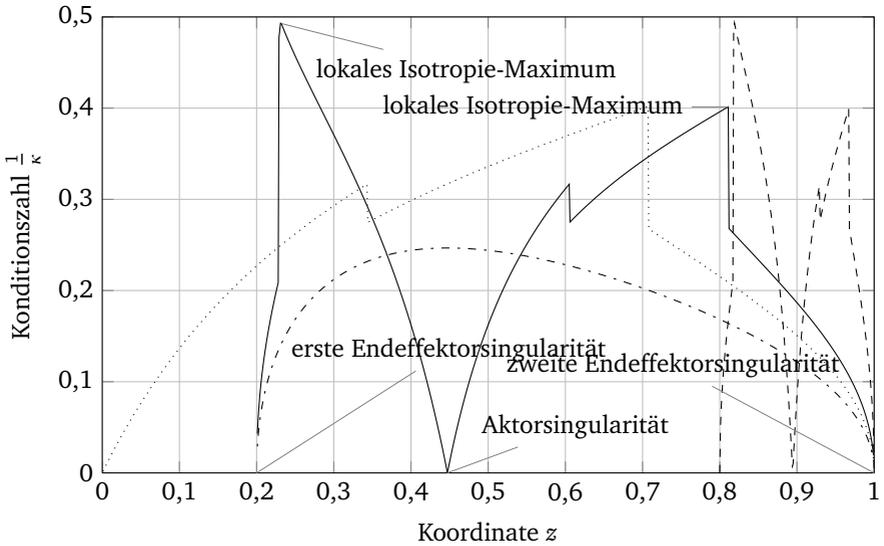


Abb. 6.6: Verschiebung der TCP-Plattform zur Berechnung der Konditionszahl entlang der z -Achse des Arbeitsraumes



--- a = 0,4 a = 0,5 — a = 0,6 -.- a = 0,9

Abb. 6.7: Konditionszahl $1/\kappa$ über der z -Achse des WKS für verschiedene Strebenlängen a und $b = 1 - a$ bei $r_{TCP} = r_{Basis} = 1$ (alle Abmessungen/Koordinaten dimensionslos)

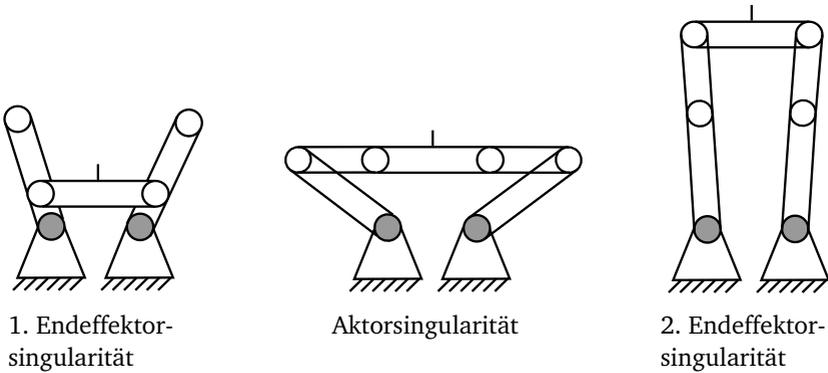


Abb. 6.8: Singuläre Stellungen

ist demnach eine Bewertung von $1/\kappa$ für die Gesamtheit des Arbeitsraumes. Eine Kennzahl, die das ermöglicht, ist die globale Konditionszahl (u.a. bei MERLET [189])

$$\nu = \frac{\int_W \frac{1}{\kappa} dW}{\int_W dW}. \quad (6.45)$$

Für die die vorliegende Dimensionierungsaufgabe ist die globale Konditionszahl als

$$\nu = \frac{dW \cdot \sum_n \frac{1}{\kappa}}{n \cdot dW} \quad (6.46)$$

in einen Abtastalgorithmus implementiert. n ist die Zahl der Punkte im Arbeitsraum, der in Voxel dW des Volumens diskretisiert ist.

Abbildung 6.9 zeigt ν , berechnet für Strebenlängen $a = 0,2 \dots 0,8$. Die abgetasteten Räume sind würfelförmig und mit Voxeln von $dW = 0,001$ diskretisiert. Erkennbar ist ein globales Maximum bei $a = 0,46$ und damit $b = 0,54$. Dieses Strebenverhältnis führt zu einem Mechanismus mit maximaler globaler Konditionszahl.

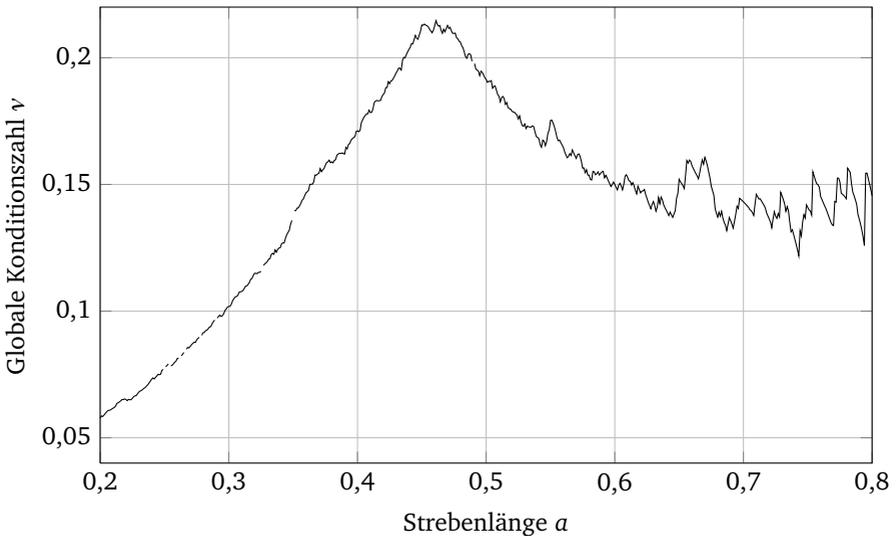


Abb. 6.9: Globale Konditionszahl ν für verschiedene Strebenlängen a und $b = 1 - a$ bei $r_{TCP} = r_{Basis} = 1$ (alle Abmessungen/Koordinaten dimensionslos)

Neben den Strebenlängen beeinflusst jedoch auch die Größe von TCP- und Basis-Plattform das Verhalten des Mechanismus (siehe Abb. 6.10). Über $r_{\text{Basis}}/r_{\text{TCP}}$ ist hier jeweils die maximal erreichbare Isotropie aufgetragen, d.h. also das jeweilige v_{max} der Variation von a und b . Gleichzeitig zeigt die Abbildung die Größe des jeweiligen Arbeitsraumes bei einer Streben-Konfiguration mit v_{max} . Die Grafik basiert auf der Analyse von 9211 möglichen Arbeitsräumen. Diese entstehen bei der Diskretisierung eines Würfels der Kantenlänge 1,5 in Voxel der Größe $dW = 0,05$ und der Variation von $a = 0,2 \dots 0,8$ und $r_{\text{Basis}}/r_{\text{TCP}} = 0,5 \dots 2$ in jeweils 0,01-Schritten. Die Rechenzeit zur Analyse beträgt ca. 38 Stunden auf einem Intel-Pentium 2,33 GHz-Rechner.

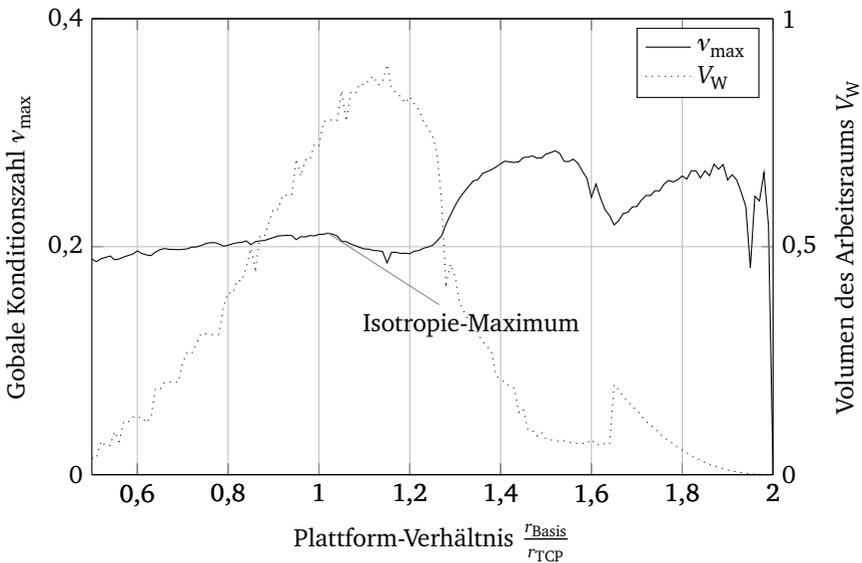


Abb. 6.10: Die durch Variation von a und b jeweils maximal erreichbare globale Konditionszahl v_{max} über dem Verhältnis der Plattform-Radien $r_{\text{Basis}}/r_{\text{Basis}}$ sowie das Volumen V_W des jeweils zugehörigen Arbeitsraumes (alle Abmessungen/Koordinaten dimensionslos)

Erkennbar ist der starke Anstieg der Isotropie für $r_{\text{Basis}}/r_{\text{TCP}} = 1,2 \dots 1,4$. Gleichzeitig verkleinert sich in diesem Bereich das Volumen des Arbeitsraumes stark. Die Dimensionierung des Mechanismus ist folglich ein Kompromiss zwischen großem Arbeitsraum und großer Isotropie.

Für ein kompaktes und nutzerfreundliches Design ist grundsätzlich eine Dimensionierung im Hinblick auf einen großen Arbeitsraum zweckmäßig. Abbildung 6.10 zeigt, dass für ein Verhältnis von ca. $r_{\text{Basis}}/r_{\text{TCP}} = 1$ die globale Konditionszahl ein Maximum erreicht. Gleichzeitig ist hier der Arbeitsraum ebenfalls in der Nähe des Maximums. Die Wahl dieses Punktes führt zu einem geeigneten Design eines kompakten haptischen Displays mit großer Isotropie für die Gesamtheit des Arbeitsraumes. Abbildung 6.11 zeigt die Hüllkurve des entstehenden Arbeitsraumes.

Die erforderlichen Motormomente ergeben sich über Gl. (2.21) für eine Kraftausgabe von 5 N jeweils in x, y, z für alle Punkte im Arbeitsraum. Der Wert resultiert aus den typischen Interaktionskräften bei der minimalinvasiven Leberchirurgie (vgl. Abschnitt 3.2.2). Die Berechnung ergibt, dass ein maximales Motormoment von $\pm 0,2$ Nm ausreicht, um bei 82 % aller Punkte die gewünschten Kräfte zu erzeugen.

Tabelle 6.5 fasst die wichtigsten Größen der dimensionierten Struktur aus Abb. 6.5 zusammen.

Tab. 6.5: Eigenschaften der dimensionierten Struktur

Eigenschaft	Wert
a	44 mm
b	56 mm
r_{TCP}	17 mm
r_{Basis}	17 mm
V_{W}	743,5 cm ³
M_{max}	$\pm 0,2$ Nm (für 82 % von V_{W})

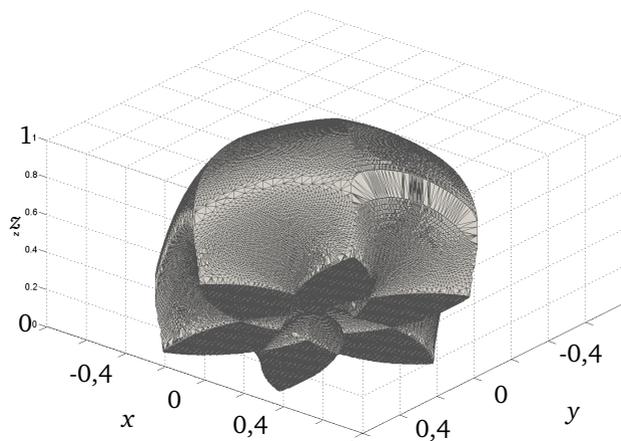
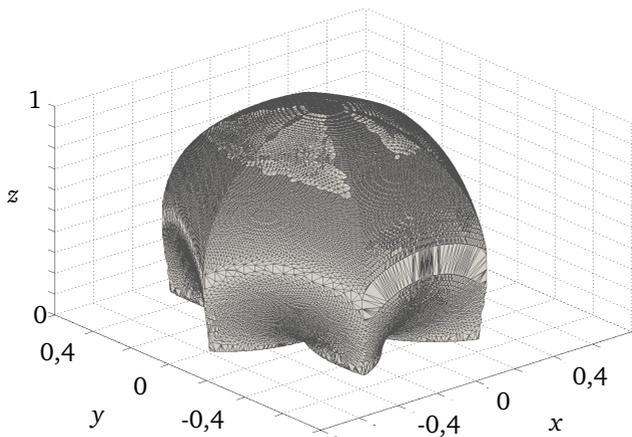


Abb. 6.11: Hüllkurve des Arbeitsraumes der optimierten RUU-Struktur aus zwei Blickwinkeln

7 Dynamik des mehrdimensionalen parallelkinematischen Mechanismus

Von großer Bedeutung für die Qualität des haptischen Feedbacks und die Transparenz eines Telemanipulationssystems sind die dynamischen Übertragungseigenschaften des haptischen Bedienelements. Hierzu führt dieses Kapitel eine neue Methodik auf Basis der Netzwerktheorie ein.

7.1 Mehrdimensionale Beschreibung des Telemanipulationssystems

Abschnitt 2.3.1 führt die Zwei-Tor-Beschreibung zur Darstellung der Übertragungseigenschaften von haptischen Telemanipulationssystemen ein. Daraus leitet sich die physikalisch interpretierbare HANNAFORD-Matrix (Gl. (2.6)) ab. In der Literatur ist dieses Konzept nur für den Fall eindimensionaler Systeme beschrieben. Für eine mehrdimensionale Interaktion ist daher eine entsprechende Erweiterung der HANNAFORD-Matrix erstrebenswert. Für den Impedanz-gesteuerten Fall führt dies zu einem in Abb. 7.1 dargestellten System. Gedanklich liegt für das Bedienelement die RUU-Struktur zu Grunde.

Auf der Seite des Masters ist der Nutzer mit seinen richtungsabhängigen Impedanzen $\underline{z}_{user,x}$, $\underline{z}_{user,y}$, $\underline{z}_{user,z}$ dargestellt. Er greift an das mehrdimensionale Bedienelement mit der Übertragungsmatrix \underline{D} an. Die Matrix \underline{D} beschreibt sowohl die Getriebeeigenschaften in Abhängigkeit von der JAKOBI-Matrix des Bedienelements als auch die dynamischen Eigenschaften des Mechanismus, z.B. seine Trägheit.

Drei Positionssensoren erfassen die Stellung der Basis-Gelenke des Mechanismus und über die Vorwärtskinematik erfolgt die Berechnung der Stellung des TCP, also die Erfassung des Eingabekommandos durch den Nutzer. Dies wird an den Slave weitergeleitet. Über dessen Rückwärtskinematik erfolgt hier die Bestimmung der erforderlichen Stellungen der drei Wegquellen und damit die Positionierung

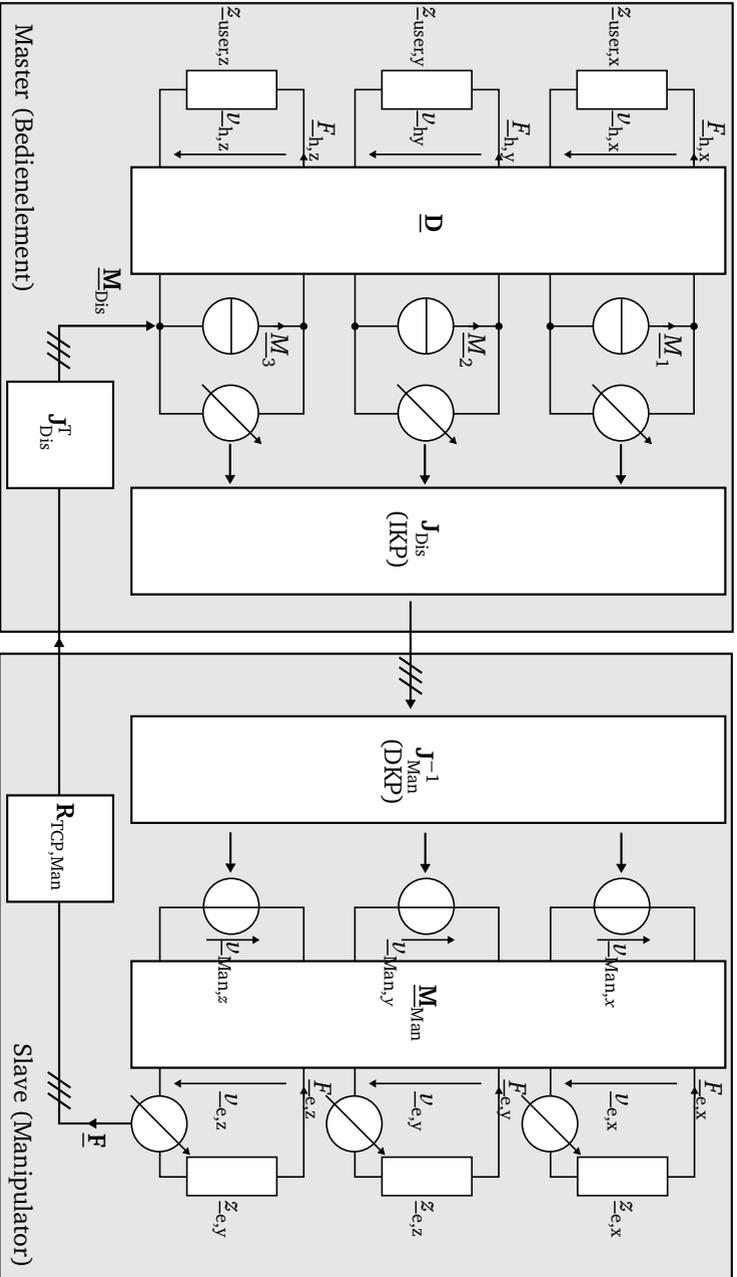


Abb. 7.1: Komponenten eines haptischen Telemanipulationssystem mit drei Freiheitsgraden

des Manipulators. Das Übertragungsverhalten des Manipulators beschreibt die Matrix $\underline{\mathbf{M}}_{\text{Man}}$ und die Interaktion erfolgt mit den drei Impedanzen $\underline{z}_{e,x}, \underline{z}_{e,y}, \underline{z}_{e,z}$ des manipulierten Objektes.

Die Kraftmessung erfolgt ebenfalls dreidimensional. Dabei berücksichtigt die Drehmatrix $\mathbf{R}_{\text{TCP,Man}}$ die Verkipfung des Kraftsensors an der Instrumentenspitze und transformiert die Messergebnisse in das Welt-Koordinaten-System (WKS) des Bedienelementes. $\mathbf{R}_{\text{TCP,Man}}$ hängt folglich von der Stellung des Manipulators ab. Schließlich berechnen sich wiederum über die JAKOBI-Matrix des Bedienelementes die erforderlichen Aktor-Momente. Daraus ergibt sich die mehrdimensionale Darstellung der HANNAFORD-Matrix zu

$$\begin{pmatrix} \underline{\mathbf{F}}_h \\ \underline{\mathbf{v}}_e \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \underline{\mathbf{D}} & \mathbf{J}_{\text{Dis}}^T \cdot \mathbf{R}_{\text{TCP,Man}} \\ \mathbf{J}_{\text{Dis}} \cdot \mathbf{J}_{\text{Man}}^{-1} & \underline{\mathbf{M}}_{\text{Man}}^{-1} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \underline{\mathbf{v}}_h \\ -\underline{\mathbf{F}}_e \end{pmatrix} \quad (7.1)$$

mit $\underline{\mathbf{F}}_h = \begin{pmatrix} F_{h,x} & F_{h,y} & F_{h,z} \end{pmatrix}^T$ und $\underline{\mathbf{v}}_h = \begin{pmatrix} v_{h,x} & v_{h,y} & v_{h,z} \end{pmatrix}^T$.

Im Hinblick auf die Entwicklung eines haptischen Bedienelementes liegt die Bestimmung von $\underline{\mathbf{D}}$ der RUU-Struktur im Fokus der folgenden Betrachtung. Dies ist Gegenstand der folgenden Abschnitte.

7.2 Methoden der Mehrkörperdynamik

Zur dynamischen Beschreibung mehrdimensionaler Systeme existieren in der Literatur verschiedene Ansätze. Die wichtigsten beschreibt MOON [195]:

1. NEWTON-EULER
2. D'ALAMBERT
3. LAGRANGE
4. Prinzip der virtuellen Arbeit/Methoden von JOURDAIN und KANE (siehe [126])

Für diese und andere Ansätze, wie die Schrauben-Theorie (vgl. [83]), existieren in der Literatur spezifische Lösungen für die Beschreibung parallel-kinematischer Mechanismen. Beispiele geben u.a. [146, 272, 281] und speziell für verschiedene 3-DOF Mechanismen [32, 166]. Der Fokus der folgenden Zusammenfassung liegt auf der Dynamik der RUU-Struktur, wie sie im haptischen Joystick von INKOMAN zum Einsatz kommt.

Dynamik der RUU-Struktur

Weit verbreitet ist die Beschreibung der Maschinendynamik über die klassische Bewegungsgleichung eines Mehrfreiheitsgrad-Systems. Für parallel-kinematische Mechanismen kommt meist die Bewegungsdifferentialgleichung für den ungedämpften Fall zum Einsatz [23, 189]

$$\mathbf{M} \cdot \ddot{\mathbf{x}} + \mathbf{K} \cdot \mathbf{x} = \mathbf{f}(t) \quad (7.2)$$

mit der Massenmatrix

$$M = \begin{pmatrix} m & & & & & \\ & m & & & & \\ & & m & & & \\ & & & \theta_x & & \\ & & & & \theta_y & \\ & & & & & \theta_z \end{pmatrix} \quad (7.3)$$

der diagonalen Steifigkeitsmatrix \mathbf{K} und dem Vektor der äußeren Kräfte \mathbf{f} . Die Analyse der Dynamik erfolgt unter der Annahme, dass die Masse des Mechanismus in seiner TCP-Plattform konzentriert ist. Dies ist besonders für Werkzeugmaschinen ein zweckmäßiger Ansatz, wenn die TCP-Plattform ein zu positionierendes Werkstück oder ein Werkzeug trägt - eine verbreitete Aufgabe von RUU-Mechanismen. Zur Erhöhung der Genauigkeit können Anteile der Strebenmassen der TCP-Plattform zugeschlagen werden.

Aus Gl. (7.2) ergibt über die Lösung der Differentialgleichung

$$\mathbf{x} = \mathbf{X} \cdot e^{\lambda t} \quad (7.4)$$

mit $\lambda = \pm j\omega$ die Eigenkreisfrequenzen ω als charakteristische Kenngrößen für die Dynamik des Mechanismus. Das Vorgehen beschreiben [23, 150]. Durch die Annahme der Massen-Konzentration am TCP ist die Methode relativ einfach. Sie ermöglicht die Berechnung charakteristischer Frequenzen und die Beschreibung der Dynamik im Zeitbereich. Unter Vernachlässigung der Massen beschreibt [57] mit einem vergleichbaren Vorgehen das Steifigkeitsverhalten eines Chirurgie-Roboters mit RUU-Struktur als Basis eines Optimierungs-Algorithmus.

Eine weitere Möglichkeit der Beschreibung der Dynamik bietet das Prinzip der virtuellen Arbeit, das sogenannte D'ALEMBERTSche Prinzip. Es besagt, dass bei einer

infinitesimalen Verrückung die Summe der Arbeiten, die ein System aus bewegten Körpern verrichtet, gleich Null ist. In der Formulierung nach LAGRANGE ist [195]

$$\sum (\mathbf{F}_i - m_i \ddot{\mathbf{r}}_i) \cdot \delta \mathbf{r}_i = 0 \quad (7.5)$$

mit der Kraft \mathbf{F}_i auf jeden Körper der Masse m_i und dem Verrückungsvektor $\delta \mathbf{r}_i$. Die Anwendung dieses Prinzips auf einen RUU-Mechanismus beschreiben [53, 54]. Unter Verwendung seiner JAKOBI-Matrix \mathbf{J} und der Kraftübertragung Gl. (2.21) ergibt sich der Vektor $\boldsymbol{\tau}$ der Kräfte und Momente auf die TCP-Plattform zu

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{M}\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{J}^T m_{\text{TCP}} \ddot{\mathbf{x}} \quad (7.6)$$

Dies entspricht Gleichung (58) aus [54], ohne die dort noch mit einigem Aufwand berücksichtigten Gravitationseffekte auf Streben und TCP-Plattform. Die Massenmatrix \mathbf{M} und die Masse des TCP m_{TCP} vereinen beide sowohl Trägheiten der Plattform, als auch Anteile der Streben. Die Herleitung berücksichtigt dabei spezifische Eigenschaften der RUU-Struktur, wie beispielsweise die rein translatorischen Bewegungen der TCP-Plattform.

Ein weiterer klassischer Ansatz zur dynamischen Modellierung ist der LAGRANGE-EULER-Formalismus. Er basiert auf der Tatsache, dass sich die Gesamtenergie eines Körpers aus seiner potentiellen und seiner kinetischen Energie zusammensetzt. Üblicherweise entspricht dabei die Zahl der LAGRANGE-Gleichungen der Zahl der Freiheitsgrade.

Ein anderes Vorgehen beschreibt [192] für die Dynamik eines RUU-Mechanismus. Hier kommen sechs Koordinaten zum Einsatz. Es gilt die LAGRANGE-Gleichung

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_j} = \tau_j + \sum \lambda_i \frac{\partial f_i}{\partial q_j} \quad (7.7)$$

mit $\{q_j\} = \{x, y, z, \theta_{11}, \theta_{12}, \theta_{13}\}$, $j = 1 \dots 6$ als den in dieser Arbeit verwendeten Koordinaten, also der Position des TCP sowie den Winkeln der Basis-Gelenke. Dabei ist

$$L = E_{\text{kin}} - E_{\text{pot}} \quad (7.8)$$

die Differenz der gesamten im Mechanismus gespeicherten kinetischen und potentiellen Energien. Die Funktion f_i beschreibt die Länge der oberen Strebe als Zwangsbedingung für den festen Abstand der Punkte \mathbf{B}_i und \mathbf{C}_i (vgl. Abb. 6.5). Die sechs Unbekannten sind die LAGRANGE-Multiplikatoren λ_i , $i = 1, 2, 3$, sowie

die Motormomente τ_j , $j = 4, 5, 6$. Das Verfahren ist in einen Positonsregler integriert.

Zur Steigerung der Rechengeschwindigkeit beschreiben die gleichen Autoren in [190, 193] die Dynamik nach HAMILTON. Dieses Vorgehen ist verwandt mit dem LAGRANGE-Ansatz (u.a. [195]). In [170] kommt der LAGRANGE-Ansatz auch für die Modellierung eines haptischen 3-DOF Bedienelements zum Einsatz. Der dort betrachtete Mechanismus hat Ähnlichkeiten zur RUU-Struktur, besitzt jedoch kein rein translatorisches Verhalten.

Fazit

Besonders motiviert durch Anwendungen bei Werkzeug- bzw. Positioniermaschinen existieren in der Literatur verschiedene Ansätze zur Beschreibung der Dynamik mehrdimensionaler Mechanismen, einige speziell zugeschnitten für RUU-Mechanismen. Für den Entwurfsprozess haben alle Ansätze jedoch zwei entscheidende Nachteile:

1. *Zeitbereich*: Sowohl die klassische Bewegungsgleichung, als auch die Ansätze nach D'ALAMBERT, NEWTON und LAGRANGE sind im Zeitbereich angesiedelt. Damit sind sie für die Integration in Regel- oder Simulationsaufgaben geeignet. Für Entwurf- und Stabilitätsbetrachtungen ist jedoch eine Darstellung im Frequenzbereich wünschenswert. Eine geschlossene Beschreibung der Dynamik im Frequenzbereich erfordert demnach eine vorherige Transformation (z.B. FOURIER- oder LAPLACE-Transformation),
2. *Konzentration der Massen/ Nutzerinteraktion*: Die bei vielen Ansätzen getroffene Vereinfachung, die Massen sowohl von Plattform, als auch Anteile der Streben für die Modellierung in der Plattform zu integrieren, scheint für haptische Anwendungen nicht sinnvoll. Statt mit einem Werkzeug hoher Masse findet die Interaktion mit einem Nutzer mit einer eigenen Impedanz $\underline{z}_{\text{user}}$ statt, die auch Dämpfungs- und Federeigenschaften aufweist (siehe u.a. [145]).

Neben den Methoden aus dem Umfeld der Maschinendynamik ist - wie in Abschnitt 2.3.1 eingeführt - besonders der Zwei-Tor-Ansatz in Verbindung mit der elektromechanischen Netzwerktheorie ein etabliertes Werkzeug zur Beschreibung des dynamischen Übertragungsverhaltens haptischer Systeme. Aus diesem Grund führt der folgende Abschnitt in die Grundlagen - und Einschränkungen - dieser Methode ein.

7.3 Elektromechanische Netzwerktheorie

Kerngedanke der Netzwerktheorie ist die Isomorphie zwischen elektrischen und mechanischen, akustischen bzw. thermischen Systemen. Im Vergleich zu anderen signalgekoppelten Netzwerken im Frequenzbereich, wie z.B. regelungstechnischen Signalflussplänen, sind elektromechanische Netzwerke dabei rückwirkungsbehaftet. Dies trägt besonders den bidirektionalen Eigenschaften haptischer Systeme Rechnung.

Als Größen wirken dabei in Netzwerken allgemein die komplexen Flusskoordinaten \underline{f}_i (engl. *flow*) und die komplexen Differenzkoordinaten \underline{e}_i (engl. *effort*). Die Verschaltung der Netzwerkelemente eines Netzwerks erfolgt unter Anwendung der KIRCHHOFFSchen-Gleichungen. Auf diese Weise ermöglicht die Netzwerktheorie die Übertragung der aus der elektrischen Netzwerktheorie bekannten Konzepte auch auf Fragestellungen anderer physikalischer Domänen. Als lineare Beschreibungsmethode bildet die Netzwerktheorie dabei stets LTI-Systeme nach.

Die speziellen Größen eines mechanischen Netzwerks ergeben sich aus der Transformation der elektrischen Flusskoordinate Strom \underline{i} in die mechanische Flusskoordinate Kraft \underline{F} bzw. Moment \underline{M} und die Transformation der elektrischen Differenzkoordinaten Spannung \underline{u} in die mechanische Differenzkoordinate Geschwindigkeit \underline{v} bzw. Winkelgeschwindigkeit $\underline{\Omega}$. Als Wandlungselemente bilden mechanische Bauelemente die Eigenschaften eines Systems wie Nachgiebigkeit, Masse und Reibung ab. Tabelle 7.1 zeigt diese Zusammenhänge und die daraus resultierenden mechanischen Netzwerk-Komponenten. Die mechanischen Bauelemente wirken in einem Netzwerk als Wandlungs-Zweipol. Neben Fluss- und Differenzkoordinate bilden sie als konzentrierte Bauelemente die zweite Komponente der Netzwerktheorie. Das Konzept der konzentrierten, d.h. örtlich und funktionell abgegrenzten Elemente, umfasst neben den Zweipolen auch Drei-, Vier- oder Mehrpole bzw. Mehrtore (Abb. 7.2).

Neben der Abbildung mechanischer Systemeigenschaften in einem einzelnen Bauelement bietet das Konzept der konzentrierten Bauelemente zwei weitere Einsatzmöglichkeiten:

1. die Kopplung von Teilsystemen unterschiedlicher Domänen (z.B. zwischen elektrischer und mechanischer Domäne) über ein Zweipol als Transformator oder Gyrator (siehe [169])
2. der Einsatz in torbasierten Netzwerken (Abb. 7.3)

Tab. 7.1: Isomorphie elektrischer und mechanischer Größen in der Netzwerktheorie (basierend auf [169])

		elektrische Größe		mechanische Größe		
Translation	Koordinaten	Spannung	\underline{u}	\longleftrightarrow	\underline{v}	Geschwindigkeit
		Strom	i	\longleftrightarrow	\underline{F}	Kraft
		Induktivität	L	\longleftrightarrow	n	Nachgiebigkeit
		Kapazität	C	\longleftrightarrow	m	Masse
		Widerstand	R	\longleftrightarrow	h	Reibungsadmittanz
		Leitwert	G	\longleftrightarrow	$r = \frac{1}{h}$	Reibungsimpedanz
		Transformator	$\dot{u} = \frac{W_1}{W_2}$	\longleftrightarrow	$\dot{i} = \frac{i_1}{i_2}$	Hebel
		Bauelemente	$\underline{u} = j\omega L i$	\longleftrightarrow	$\underline{v} = j\omega n F$	
			$\underline{u} = \frac{1}{j\omega C} i$	\longleftrightarrow	$\underline{v} = \frac{1}{j\omega m} F$	
			$\underline{u} = R i$	\longleftrightarrow	$\underline{v} = h i$	
Rotation	Koordinaten	Spannung	\underline{u}	\longleftrightarrow	$\underline{\Omega}$	Winkelgeschwindigkeit
		Strom	i	\longleftrightarrow	\underline{M}	Moment
		Induktivität	L	\longleftrightarrow	n_R	Drehnachgiebigkeit
		Kapazität	C	\longleftrightarrow	Θ	Trägheitsmoment
		Widerstand	R	\longleftrightarrow	h_R	Drehreibungsadmittanz
		Transformator	$\dot{u} = \frac{W_1}{W_2}$	\longleftrightarrow	\dot{i}	Getriebeverhältnis
		Bauelemente	$\underline{u} = j\omega L i$	\longleftrightarrow	$\underline{\Omega} = j\omega n_R \underline{M}$	
			$\underline{u} = \frac{1}{j\omega C} i$	\longleftrightarrow	$\underline{\Omega} = \frac{1}{j\omega \Theta} \underline{M}$	
			$\underline{u} = R i$	\longleftrightarrow	$\underline{\Omega} = h_R i$	

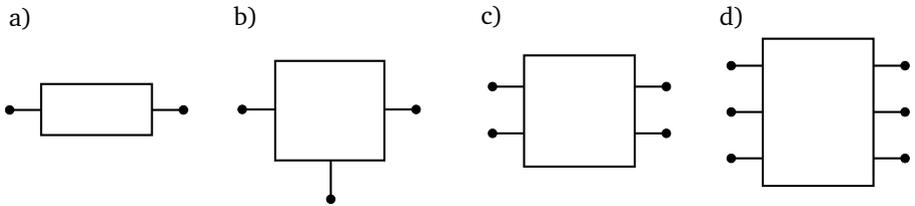


Abb. 7.2: Konzentrierte Netzwerkelemente. a) Zweipol bzw. Eintor, b) Dreipol, c) Vierpol bzw. Zweitor, d) Mehrator

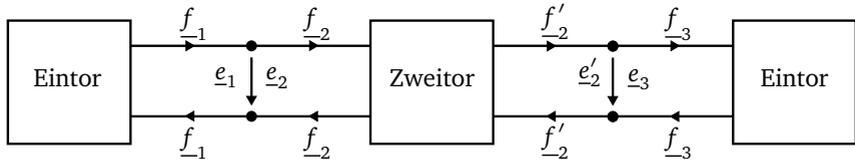


Abb. 7.3: Torbasiertes Netzwerk mit den allgemeinen Flusskoordinaten f_{-i} und den Differenzkoordinaten e_{-i}

Diese Technik kommt im späteren Abschnitt 7.4 zum Einsatz.

Besonders für die Beschreibung komplexer mechanischer Strukturen bieten torbasierte Netzwerke ein effektives Werkzeug. Sie ermöglichen die Beschreibung eines Gesamtsystems durch die Kopplung von rückwirkungsbehafteten Teilsystemen. Die Übertragungseigenschaften der Teilsysteme lassen sich durch Übertragungsmatrizen beschreiben, die die Koordinaten an Ein- und Ausgang des Teilsystems miteinander verknüpfen. Für die Beschreibung von haptischen Systemen mit den aufeinander wirkenden Komponenten Nutzer, Master, Slave und manipuliertem Objekt ist diese Technik daher gut geeignet.

Im Vergleich zu den im vorherigen Abschnitt beschriebenen Methoden der Maschinendynamik hat die Netzwerktheorie jedoch bislang eine wesentliche Einschränkung: Die Literatur behandelt ausschließlich 1-DOF Systeme. Dies entspricht jedoch in den seltensten Fällen der Realität. Um räumliche Interaktion darzustellen, kommen oft Systeme mit drei oder sechs Freiheitsgraden zum Einsatz. Eine Beschrei-

bung des dynamischen Verhaltens mehrdimensionaler haptischer Bedienelemente existiert daher bislang nicht.

Mit dieser Motivation beschreiben die folgenden Abschnitte die Erweiterung des Konzeptes der Netzwerktheorie erstmalig auch auf einen räumlichen, also mehrdimensionalen Mechanismus. Ziel ist die Formulierung der in Gl. (2.6) beschriebenen mehrdimensionalen HANNAFORD-Matrix als Übertragungsfunktion eines Impedanz-gesteuerten Systems.

7.4 RUU-Struktur als mehrdimensionales Netzwerkmodell

Die Weiterentwicklung der Netzwerktheorie erfolgt entsprechend dem Konzept für einen 3-DOF Joystick an Hand der RUU-Struktur. Hierzu erfolgt eine Identifizierung der zu modellierenden mechanischen Komponenten, deren Abbildung als Netzwerk und die anschließende Kopplung zu einem Gesamtsystem.

7.4.1 Konzept und auftretende Größen

Elektromechanische Netzwerke sind linear und eindimensional. Die vorliegende parallelkinematische RUU-Struktur weist hingegen ein nichtlineares Übertragungsverhalten in drei Dimensionen auf. Der Anwendung der Netzwerktheorie liegen deshalb zwei Voraussetzungen zu Grunde:

1. Zerlegung des mehrdimensionalen Falles in jeweils eindimensionale Koordinaten
2. Linearisierung des dynamischen Verhaltens um einen Arbeitspunkt, d.h. einer Ruhe-Stellung der TCP-Plattform im Raum

Die Modellierung des räumlichen Mechanismus als elektromechanisches Netzwerk beruht auf der Nachbildung eines einzelnen Beines und der anschließenden Verkopplung der drei Beine an der TCP-Plattform. Das Verhalten des Beines wird dabei zum einen in der x/z - und zum anderen y/z -Ebene seines lokalen Koordinatensystems (vgl. Abschnitt 6.2.1) betrachtet. Abbildung 7.4 zeigt für die Netzwerkbeschreibung relevanten geometrischen und dynamischen Größen eines Beines. Dargestellt sind der Anteil in der x/z -Ebene bzw. der Anteil in y/z -Ebene.

Netzwerkkoordinaten: $\underline{F}, \underline{M}, \underline{\Omega}$

Bauelemente: m, Θ

geometrische Größen: a, b, θ

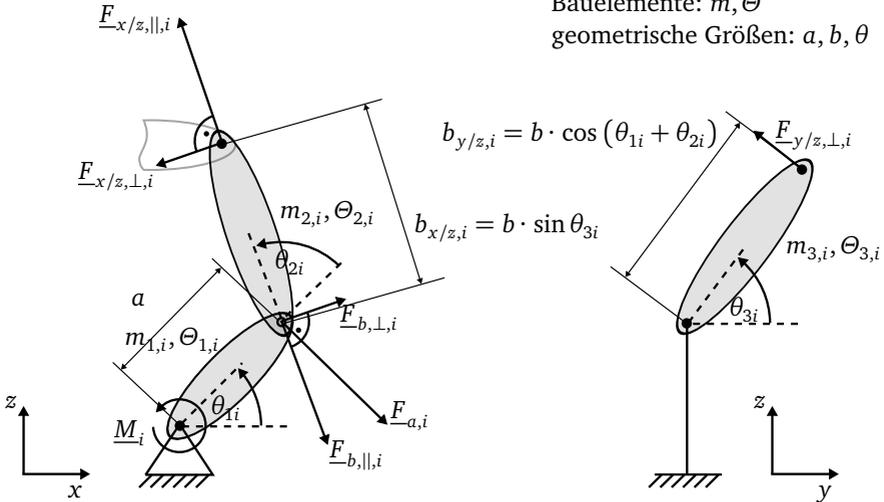


Abb. 7.4: Entwurfsparameter des i -ten Beines

Die obere Strebe bewegt sich in einem quasi-translatorischen Freiheitsgrad, definiert durch die Bewegungen der unteren Streben sowie zwei rotatorischen Freiheitsgraden, definiert durch die beiden Achsen des mittleren Kardangelns.

Während die Massen $m_{1,i}$, $m_{2,i}$ und $m_{3,i}$ die translatorische Trägheit der Streben beschreiben, liegt für die Trägheitsmomente folgende Annahme zu Grunde:

- $\Theta_{1,i}$: Trägheit der unteren Strebe bzgl. der Drehung um das Basis-Gelenk
- $\Theta_{2,i}$: Trägheit der oberen Strebe in der x/z -Ebene unter der Annahme einer Drehung um den Streben-Mittelpunkt
- $\Theta_{3,i}$: Trägheit der oberen Strebe in der y/z -Ebene unter der Annahme einer Drehung um das mittlere Kardangelnk

Die Trägheitsmomente $\Theta_{1,i}$, $\Theta_{2,i}$ und $\Theta_{3,i}$ ergeben sich aus der Analyse des jeweiligen Trägheitsmomententensors. Allgemein beschreibt der symmetrische Tensor

$$\Theta = \begin{pmatrix} \Theta_x & \Theta_{xy} & \Theta_{xz} \\ \Theta_{xy} & \Theta_y & \Theta_{yz} \\ \Theta_{xz} & \Theta_{yz} & \Theta_z \end{pmatrix} \quad (7.9)$$

die rotatorischen Trägheitseigenschaften eines Körpers. Die axialen Massenträgheitsmomente Θ_x, Θ_y und Θ_z sind darin ein Maß für die Drehträgheit für eine Drehung um die Achsen des Koordinatensystems, die Massendeviationsmomente Θ_{xy}, Θ_{xz} und Θ_{yz} als Maß für das Bestreben des Körpers eine Rotationsachse zu ändern. Die Massenträgheitsmomente hängen dabei von Ursprung und Orientierung des zugrunde gelegten Koordinatensystems ab. Für jeden Körper existiert ein sogenanntes Hauptachsensystem, für das die Deviationsmomente verschwinden und die Massenträgheitsmomente extremal (maximal und minimal) werden [181]. Dann gilt für den Tensor der Massenträgheitsmomente

$$\Theta = \begin{pmatrix} \Theta_x & 0 & 0 \\ 0 & \Theta_y & 0 \\ 0 & 0 & \Theta_z \end{pmatrix}. \quad (7.10)$$

Weiterhin gilt besonders für einen rotationssymmetrischen Körper, dass $\Theta_x = \Theta_y$ ist, wenn die z -Achse des Körpers mit seiner Symmetrieachse zusammenfällt.

Für die Berechnung der Trägheitsmomente $\Theta_{1,i}, \Theta_{2,i}$ und $\Theta_{2,i}$ der Projektionsebenen aus Abb. 7.4 liegt die Vorstellung eines rotationssymmetrischen Trägheitsellipsoiden zu Grunde. Seine Symmetrieachse ist die Längsachse der Streben. Sein Hauptachsensystem liegt im Körperschwerpunkt auf der Mitte der Längsachse.

Für die untere Strebe berechnet sich $\Theta_{1,i}$ über die Verschiebung seines Trägheitsmomentes um die y -Achse des Körpers $\Theta_{1,i,y}$ in das Basis Gelenk mit dem STEINER'schen Satz über

$$\Theta_{1,i} = \Theta_{1,y,i} + m_{1,i} \cdot \left(\frac{a}{2}\right)^2. \quad (7.11)$$

Das Trägheitsmoment ist unabhängig von der Kippung der Strebe.

Anders verhält sich die obere Strebe. Durch eine Kippung im Raum ändern sich ihre Trägheitsmomente im Bezug auf das lokale Koordinatensystem, also auch im Bezug auf die Drehachse der beiden Kardangelenke an beiden Enden der Strebe. Unter der Annahme eines langen Stabes gilt für die Hauptachsen der oberen Strebe (u.a. [181])

$$\Theta = \begin{pmatrix} \Theta_{2,x,i} & 0 & 0 \\ 0 & \Theta_{2,y,i} & 0 \\ 0 & 0 & \Theta_{2,z,i} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{1}{12} m_{2,i} b^2 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{12} m_{2,i} b^2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (7.12)$$

Für die Projektion der Massenträgheitsmomente gilt dann für die x/z -Ebene

$$\Theta_{2,i} = \frac{1}{12} m_{2,i} b_{x/z,i}^2 = \frac{1}{12} m_{2,i} (b \cdot \sin \theta_{3i})^2 \quad (7.13)$$

und durch Projektion und Verschiebung auf die Gelenkachse durch den Satz von STEINER für die y/z -Ebene

$$\Theta_{3,i} = \frac{1}{12} m_{3,i} b_{y/z,i}^2 + m_{2,i} \cdot \left(\frac{b_{y/z,i}}{2} \right)^2 \quad (7.14)$$

$$= \frac{1}{12} m_{3,i} (b \cdot \cos(\theta_{1i} + \theta_{2i}))^2 + m_{3,i} \cdot \left(\frac{b \cdot \cos(\theta_{1i} + \theta_{2i})}{2} \right)^2. \quad (7.15)$$

Da die obere Strebe nicht um ihre Hauptachsen rotiert, treten neben den projizierten Trägheitsmomenten auch Deviationsmomente auf. Da die Gelenkachsen jedoch das Bestreben des Körpers hemmen, seine Lage zu ändern, sind die Deviationsmomente für die weitere Betrachtung irrelevant.

7.4.2 Netzwerk des Trägheitsmoment-behafteten Stabes

Grundlegendes Element zur Modellierung der Streben des RUU-Mechanismus bildet der starre, masselose Stab als translatorisch-rotatorischer Wandler. Der Stab bildet einen idealen Übertrager, der je einen translatorischen und einen rotatorischen Freiheitsgrad an Ein- und Ausgang über die Stablänge l miteinander verknüpft. Der Stab ist damit ein zweidimensionaler Übertrager.

Aus netzwerktheoretischer Sicht bildet er einen Kopplungs-Achtpol. Abbildung 7.5 zeigt die auftretenden Größen und die äquivalente Schaltung mit einem Transformator als zentralem Element.

Die in Abb. 7.5 angegebenen Übertragungsgleichungen basieren auf der Annahme, dass der Stab für kleine Drehwinkel die Koordinaten linear mit

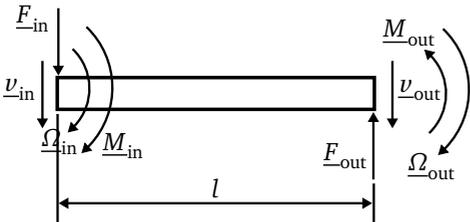
$$\underline{\Omega} = \frac{\underline{\nu}}{l} \quad (7.16)$$

$$\underline{M} = \underline{F}l \quad (7.17)$$

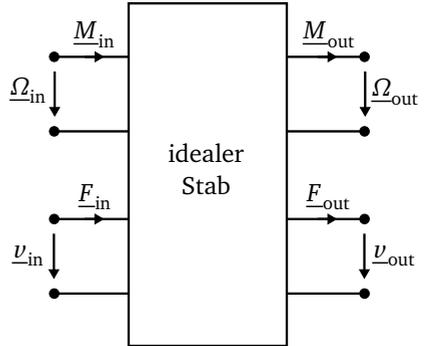
verknüpft. \underline{F} und $\underline{\nu}$ stehen dabei senkrecht zum Hebel. Daraus ergibt sich die Verknüpfung der Ein- und Ausgangsgrößen über die Kettenmatrix mit

$$\begin{pmatrix} \underline{\nu}_{\text{out}} \\ \underline{\Omega}_{\text{out}} \\ \underline{F}_{\text{out}} \\ \underline{M}_{\text{out}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & l & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -l & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \underline{\nu}_{\text{in}} \\ \underline{\Omega}_{\text{in}} \\ \underline{F}_{\text{in}} \\ \underline{M}_{\text{in}} \end{pmatrix}. \quad (7.18)$$

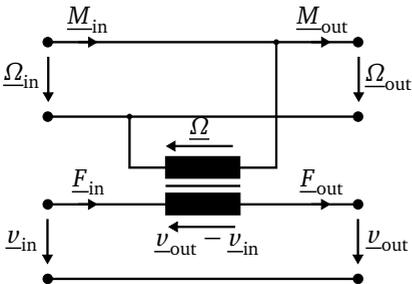
a) reale Anordnung



b) Kopplungsachtpol



c) Schaltung



$$\begin{aligned}
 \underline{F}_{in} &= \underline{F}_{out} \\
 \underline{\Omega}_{in} &= \underline{\Omega}_{out} = \underline{\Omega} \\
 \underline{v}_{in} - \underline{v}_{out} &= \underline{v} = l \cdot \underline{\Omega} \\
 \underline{M}_{in} - \underline{M}_{out} &= \underline{M} = l \cdot \underline{F}
 \end{aligned}$$

Abb. 7.5: starrer Stab als translatorisch-rotatorischer Wandler (basierend auf [169])

Strebe b

Für die Ableitung des Modells der oberen Strebe der Länge b liegt die Annahme zu Grunde, dass sich der Stab um seinen Mittelpunkt dreht. Dies basiert auf der Tatsache, dass sich jede zweidimensionale Bewegung eines Körpers in eine Translation und eine Rotation um seinen Mittelpunkt zerlegen lässt.

Für die Nachbildung der rotatorischen dynamischen Eigenschaften ist somit ein Netzwerk abzuleiten, das den idealen Stab mit seiner Massenträgheit in Form seiner rotatorischen Impedanz

$$\underline{z}_{\text{rot}} = \frac{M}{\Omega} = j\omega\Theta \quad (7.19)$$

belastet. Das Ergebnis muss die Koordinaten sowohl von Ein- zum Ausgang als auch in die entgegengesetzte Richtung gleichartig verknüpfen, also symmetrisches Ein- und Ausgangsverhalten aufweisen.

Das Netzwerk resultiert aus der Kopplung zweier idealer Stäbe der Länge $l/2$. Der Stab rotiert um seinen Mittelpunkt. Er weist dort - für die Modellierung der rotatorischen Dynamik - folglich keine translatorische Geschwindigkeit auf. Es ergibt sich ein Kurzschluss im unteren Zweig des Acht-Pols (Abb. 7.6).

Die Enden eines Stabes im Mechanismus sind in Gelenken gelagert. Demnach erfolgt keine Übertragung von Momenten und es gilt

$$\underline{M}_1 = \underline{M}_2 = 0. \quad (7.20)$$

Aus dem dargestellten Netzwerk ergibt sich damit die Kettenmatrix des Trägheitsmoment-behafteten und beidseitig in Gelenken gelagerten Stabes in Gl. (7.21). Die Herleitung der Kettenmatrix fasst Anhang B zusammen.

$$\begin{pmatrix} \underline{v}_1 \\ \underline{F}_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -1 & 0 \\ -j\omega\Theta \cdot \frac{4}{l^2} & -1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \underline{v}_2 \\ \underline{F}_2 \end{pmatrix}. \quad (7.21)$$

Strebe a

Die untere Strebe der Länge a erfährt keine translatorische Bewegung. Entsprechend sind ausschließlich ihre rotatorischen Trägheitseigenschaften relevant. Die Kettenmatrix des zugehörigen Zweitores folgt aus der Kopplung eines idealen, einseitig gelagerten Stabes mit einer Massenträgheit um das Basis-Gelenk (Abb. 7.7 a)).

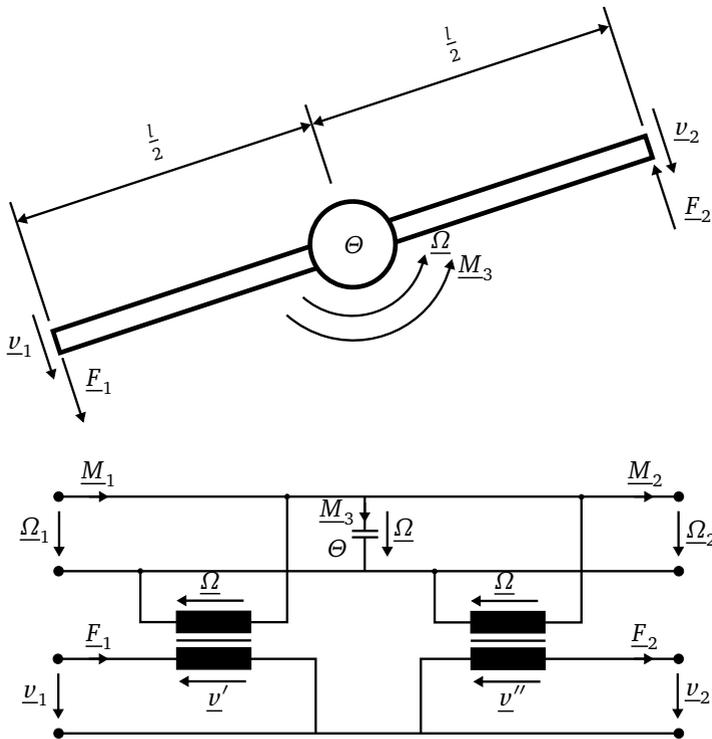
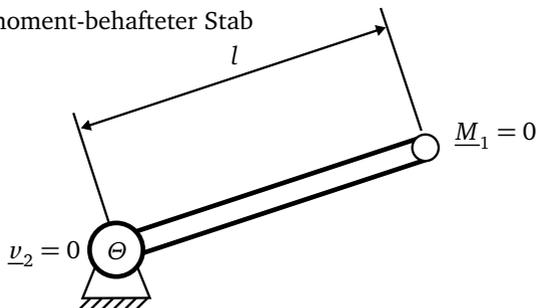
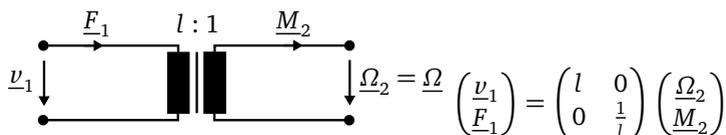


Abb. 7.6: Stab mit Trägheitsmoment

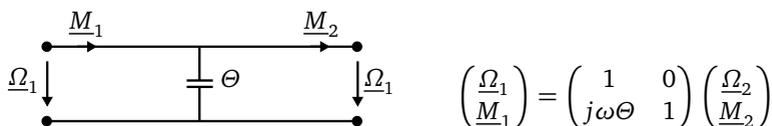
a) Trägheitsmoment-behafteter Stab



b) Zwei-Tor-Darstellung des idealen, einseitig drehbar-gelagerten Stabes



c) Zwei-Tor-Darstellung einer rotatorischen-Impedanz



d) Zwei-Tor-Darstellung des einseitig drehbar-gelagerten, Trägheitsmoment-behafteten Stabes

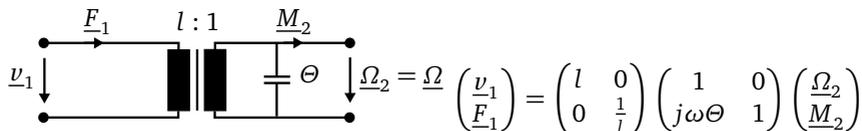


Abb. 7.7: Zwei-Tor des einseitig drehbar-gelagerten, Trägheitsmoment-behafteten Stabes

Randbedingungen sind $\underline{v}_2 = 0$, d.h. ein ortsfestes Basis-Gelenk sowie eine momen-
tenfreie Ankopplung an den nächsten Stab über ein Gelenk mit $\underline{M}_1 = 0$. Damit
ergibt sich die Kettenmatrix für den idealen Fall (Abb. 7.7 b)) aus Gl. (7.18).

Für den Trägheitsmoment-behafteten Fall folgt schließlich in Abb. 7.7 d)

$$\begin{pmatrix} \underline{v}_1 \\ \underline{F}_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} l & 0 \\ \frac{1}{l} \cdot j\omega\Theta & \frac{1}{l} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \underline{\Omega}_2 \\ \underline{M}_2 \end{pmatrix}. \quad (7.22)$$

Die Modellierung der translatorischen dynamischen Eigenschaften über einen ein-
faches Zweitor mit Masse zeigt der folgende Abschnitt 7.4.3 bei der Netzwerkdar-
stellung eines kompletten Beines.

7.4.3 Netzwerkmodell eines Beines

Mit den Ergebnissen des vorangegangene Abschnitts liegen alle mechanischen
Komponenten des Mechanismus in Netzwerkdarstellung vor.

Bedingt durch die Kopplung mit idealen Gelenken findet zwischen den Gliedern
ausschließlich eine Kraftübertragung statt. In der x/z -Ebene transformiert der
einseitig-gelagerte Stab das Moment \underline{M}_i in die Kraft $\underline{F}_{a,i}$ und koppelt diese in
die obere Strebe ein (Abb. 7.4). Im Hinblick auf die Verwendung des beidseitig-
gelagerten Stabes als Übertrager teilt diese sich in die Komponenten

$$\underline{F}_{b,\parallel,i} = \underline{F}_{a,i} \cdot \sin \theta_{2i} \quad (7.23)$$

$$\underline{F}_{b,\perp,i} = \underline{F}_{a,i} \cdot \cos \theta_{2i} \quad (7.24)$$

auf. Während $\underline{F}_{b,\parallel,i}$ ausschließlich auf die Translation der Strebe wirkt, zeichnet
sich $\underline{F}_{b,\perp,i}$ sowohl für einen translatorischen, als auch für eine rotatorische Be-
schleunigung verantwortlich. $\underline{F}_{b,\perp,i}$ ist die Eingangskoordinate des beidseitig ge-
lagerten Stabes. Die obere Strebe koppelt schließlich die Kräfte $\underline{F}_{x/z,\parallel,i}$ und $\underline{F}_{x/z,\perp,i}$
in die TCP-Plattform ein.

In der y/z -Ebene wirkt weiterhin die Kraft $\underline{F}_{y/z,\perp,i}$ auf die TCP-Plattform. Die
Wandlung in die rotatorische Trägheit in dieser Ebene erfolgt wiederum über das
Modell des einseitig gelagerten Stabes. Insgesamt wirkt folglich der Vektor

$$\underline{\mathbf{F}}_i = \underline{\mathbf{F}}_{x/z,\perp,i} + \underline{\mathbf{F}}_{x/z,\parallel,i} + \underline{\mathbf{F}}_{y/z,\perp,i} \quad (7.25)$$

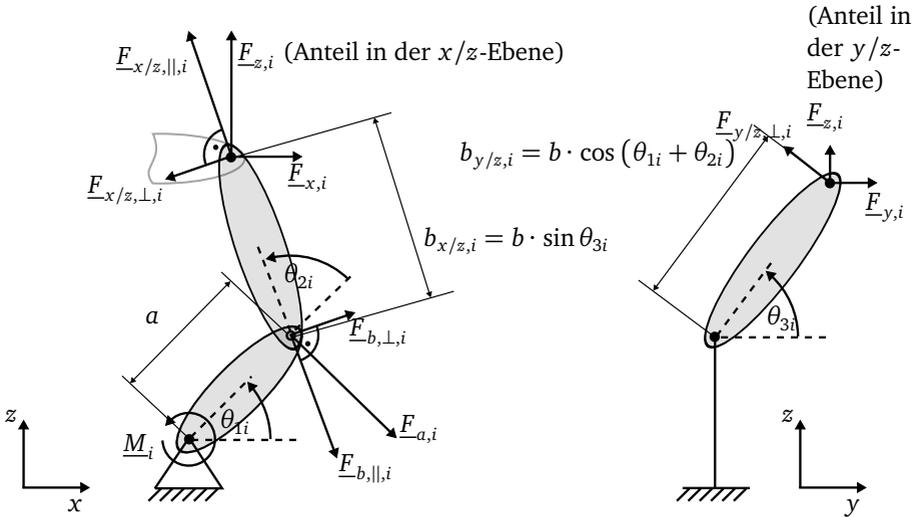


Abb. 7.8: Geometrie des i -ten Beines

auf die TCP-Plattform. Aufgeteilt in die kartesischen Komponenten des lokalen Koordinatensystems gilt in Abhängigkeit der Gelenkwinkel

$$\underline{F}_{x,i} = \underline{F}_{x/z,||,i} \cdot \cos(\theta_{1i} + \theta_{2i}) - \underline{F}_{x/z,\perp,i} \cdot \sin(\theta_{1i} + \theta_{2i}) \quad (7.26)$$

$$\underline{F}_{y,i} = -\underline{F}_{y/z,\perp,i} \cdot \sin \theta_{3i} \quad (7.27)$$

$$\underline{F}_{z,i} = \underline{F}_{x/z,||,i} \cdot \sin(\theta_{1i} + \theta_{2i}) + \underline{F}_{x/z,\perp,i} \cdot \cos(\theta_{1i} + \theta_{2i}) + \underline{F}_{y/z,\perp,i} \cdot \cos \theta_{3i} \quad (7.28)$$

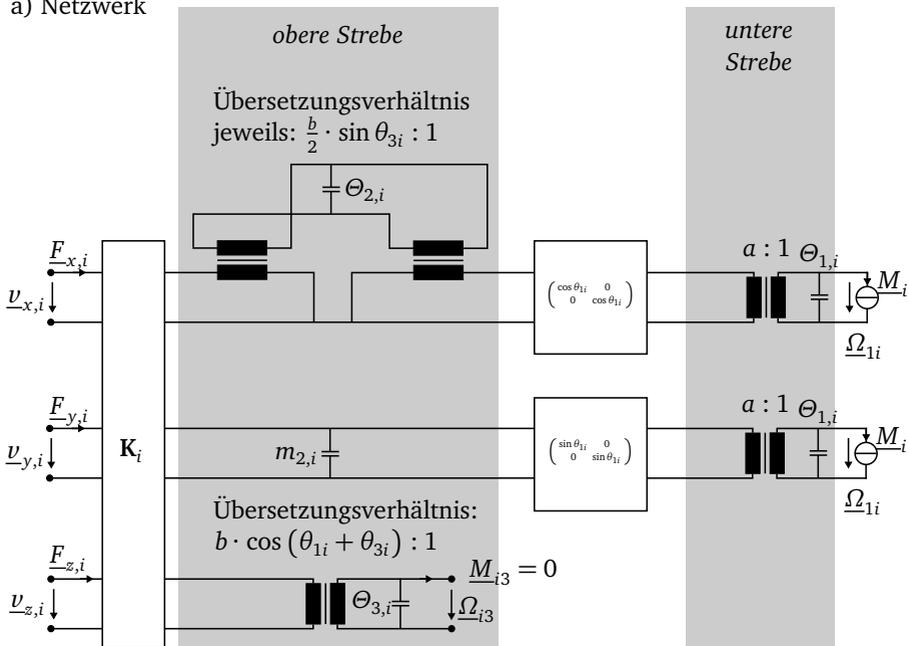
Abbildung 7.8 zeigt dazu nochmals die zu Grunde liegende geometrische Situation.

Aus den Gleichungen (7.26), (7.27), (7.28) entsteht die Kopplungsmatrix K_i mit

$$\begin{pmatrix} \underline{v}_{x,i} \\ \underline{v}_{y,i} \\ \underline{v}_{z,i} \\ \underline{F}_{x,i} \\ \underline{F}_{y,i} \\ \underline{F}_{z,i} \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} -\sin(\theta_{1i} + \theta_{2i}) \cos(\theta_{1i} + \theta_{2i}) & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -\sin \theta_{3i} & 0 & 0 & 0 \\ \cos(\theta_{1i} + \theta_{2i}) & \sin(\theta_{1i} + \theta_{2i}) & \cos \theta_{3i} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -\sin(\theta_{1i} + \theta_{2i}) \cos(\theta_{1i} + \theta_{2i}) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\sin \theta_{3i} \\ 0 & 0 & 0 & \cos(\theta_{1i} + \theta_{2i}) \sin(\theta_{1i} + \theta_{2i}) & \cos \theta_{3i} & 0 \end{pmatrix}}_{K_i} \begin{pmatrix} \underline{v}_{x/z,\perp,i} \\ \underline{v}_{x/z,||,i} \\ \underline{v}_{y/z,\perp,i} \\ \underline{F}_{x/z,\perp,i} \\ \underline{F}_{x/z,||,i} \\ \underline{F}_{y/z,\perp,i} \end{pmatrix} \quad (7.29)$$

Abbildung 7.9 zeigt das resultierende Netzwerk eines Beines sowie die Darstellung durch die Kettenmatrizen der einzelnen Komponenten. Enthalten ist die Kettenma-

a) Netzwerk



b) Netzwerk mit Kettenmatrizen

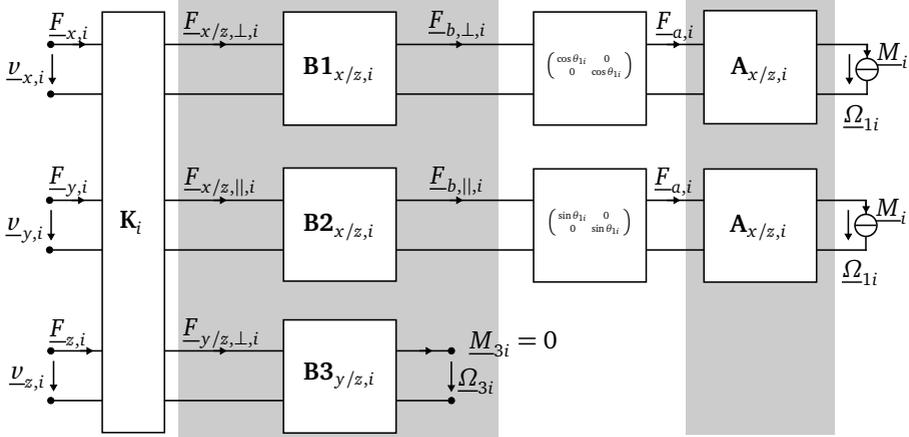


Abb. 7.9: Netzwerkdarstellung eines Beines

trix der unteren Strebe aus Gl. (7.22)

$$\mathbf{A}_{x/z,i} = \begin{pmatrix} a & 0 \\ \frac{1}{a} \cdot j\omega\Theta_{1,i} & \frac{1}{a} \end{pmatrix} \quad (7.30)$$

und aus Gl. (7.21) die Kettenmatrix der oberen Streben als Stab in der x/z -Ebene mit der projizierten Strebenlänge $b_{x/z,i}$

$$\mathbf{B1}_{x/z,i} = \begin{pmatrix} -1 & 0 \\ -j\omega\Theta_{2,i} \cdot \frac{4}{b_{x/z,i}^2} & -1 \end{pmatrix} \quad (7.31)$$

und der Kettenmatrix des rein translatorischen Anteils in der x/z -Ebene

$$\mathbf{B2}_{x/z,i} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ j\omega m_{2,i} & 1 \end{pmatrix} \quad (7.32)$$

sowie aus Gl. (7.22) der Kettenmatrix der Rotation in der y/z -Ebene mit der projizierten Strebenlänge $b_{y/z,i}$

$$\mathbf{B3}_{y/z,i} = \begin{pmatrix} b_{y/z,i} & 0 \\ \frac{1}{b_{y/z,i}} \cdot j\omega\Theta_{3,i} & \frac{1}{b_{y/z,i}} \end{pmatrix} \quad (7.33)$$

Entsprechend entstehen für die drei Stränge in Abb. 7.9 die Kettenmatrizen

$$\mathbf{S1}_i = \begin{pmatrix} S1_{i11} & S1_{i12} \\ S1_{i21} & S1_{i22} \end{pmatrix} = \mathbf{B1}_{x/z,i} \cdot \begin{pmatrix} \cos \theta_{1i} & 0 \\ 0 & \cos \theta_{1i} \end{pmatrix} \cdot \mathbf{A}_{x/z,i} \quad (7.34)$$

$$\mathbf{S2}_i = \begin{pmatrix} S2_{i11} & S2_{i12} \\ S2_{i21} & S2_{i22} \end{pmatrix} = \mathbf{B2}_{x/z,i} \cdot \begin{pmatrix} \sin \theta_{1i} & 0 \\ 0 & \sin \theta_{1i} \end{pmatrix} \cdot \mathbf{A}_{x/z,i} \quad (7.35)$$

$$\mathbf{S3}_i = \begin{pmatrix} S3_{i11} & S3_{i12} \\ S3_{i21} & S3_{i22} \end{pmatrix} = \mathbf{B3}_{y/z,i} \cdot \quad (7.36)$$

Die Verkettung aller Komponenten führt zur Gesamt-Übertragungsmatrix \mathbf{G}_i des i -ten Beines. Der Eingangsvektor setzt sich zusammen aus den eingekoppelten Momenten durch die Antriebe \underline{M}_i und den Winkelgeschwindigkeiten $\underline{\Omega}_i$ an den Aktoren. Weiterhin treten $\underline{\Omega}_{3i}$ und $\underline{M}_{3i} = 0$ als Größen am mittleren Kardangelnk auf.

$$\begin{pmatrix} \underline{v}_{x,i} \\ \underline{v}_{y,i} \\ \underline{v}_{z,i} \\ \underline{F}_{x,i} \\ \underline{F}_{y,i} \\ \underline{F}_{z,i} \end{pmatrix} = \mathbf{K}_i \cdot \underbrace{\begin{pmatrix} S1_{i11} & 0 & 0 & S1_{i12} & 0 & 0 \\ 0 & S2_{i11} & 0 & 0 & S2_{i12} & 0 \\ 0 & 0 & S3_{i11} & 0 & 0 & S3_{i12} \\ S1_{i21} & 0 & 0 & S1_{i22} & 0 & 0 \\ 0 & S2_{i21} & 0 & 0 & S2_{i22} & 0 \\ 0 & 0 & S3_{i21} & 0 & 0 & S3_{i22} \end{pmatrix}}_{\mathbf{G}_i} \cdot \begin{pmatrix} \underline{\Omega}_i \\ \underline{\Omega}_i \\ \underline{\Omega}_{3i} \\ \underline{M}_i \\ \underline{M}_i \\ 0 \end{pmatrix} \quad (7.37)$$

7.4.4 Netzwerkmodell des gesamten Mechanismus

Für die Kopplung der drei Beine an den TCP ist eine Transformation ihres jeweiligen Einflusses in das Weltkoordinatensystem der RUU-Struktur erforderlich. Dies geschieht durch Rückdrehen mittels der Rotationsmatrix. Die Koordinatensysteme sind in Abb. 6.5 auf Seite 86 dargestellt. Die Transformation von Kraft- und Geschwindigkeitsvektor erfolgt gleichsinnig. Mit seiner Kettenmatrix \mathbf{D}_i entsteht folglich der Transformations-Sechspol

$$\begin{pmatrix} \underline{v}_{x,i,WKS} \\ \underline{v}_{y,i,WKS} \\ \underline{v}_{z,i,WKS} \\ \underline{F}_{x,i,WKS} \\ \underline{F}_{y,i,WKS} \\ \underline{F}_{z,i,WKS} \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} \cos(-\phi_i) & \sin(-\phi_i) & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\sin(-\phi_i) & \cos(-\phi_i) & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \cos(-\phi_i) & \sin(-\phi_i) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -\sin(-\phi_i) & \cos(-\phi_i) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}}_{\mathbf{D}_i} \begin{pmatrix} \underline{v}_{x,i} \\ \underline{v}_{y,i} \\ \underline{v}_{z,i} \\ \underline{F}_{x,i} \\ \underline{F}_{y,i} \\ \underline{F}_{z,i} \end{pmatrix} \quad (7.38)$$

und dem Drehwinkel $\phi_i = (i - 1) \cdot 120^\circ$, $i = 1, 2, 3$.

Mit der richtungsunabhängigen Trägheit der TCP-Plattform

$$\underline{z}_{TCP} = j\omega m_{TCP} \quad (7.39)$$

und der richtungsabhängigen Impedanz des Nutzers $\underline{z}_{user,x}$, $\underline{z}_{user,y}$, $\underline{z}_{user,z}$ ergibt sich durch Verkopplung aller Elemente die Netzwerkdarstellung für das dynamische Übertragungsverhalten der RUU-Struktur (Abb. 7.10).

Die Masse der TCP-Plattform wirkt auf alle Kraft-Komponenten aus den drei Beinen gleich. Um die Beschreibung in Kettenmatrizen konsistent zu halten, ergibt sich der Sechs-Pol der TCP-Plattform mit

$$\begin{pmatrix} \underline{v}_{x,i,TCP} \\ \underline{v}_{y,i,TCP} \\ \underline{v}_{z,i,TCP} \\ \underline{F}_{x,i,TCP} \\ \underline{F}_{y,i,TCP} \\ \underline{F}_{z,i,TCP} \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ j\omega m_{TCP} & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & j\omega m_{TCP} & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & j\omega m_{TCP} & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}}_{\mathbf{m}_{TCP}} \begin{pmatrix} \underline{v}_{x,i,WKS} \\ \underline{v}_{y,i,WKS} \\ \underline{v}_{z,i,WKS} \\ \underline{F}_{x,i,WKS} \\ \underline{F}_{y,i,WKS} \\ \underline{F}_{z,i,WKS} \end{pmatrix} \quad (7.40)$$

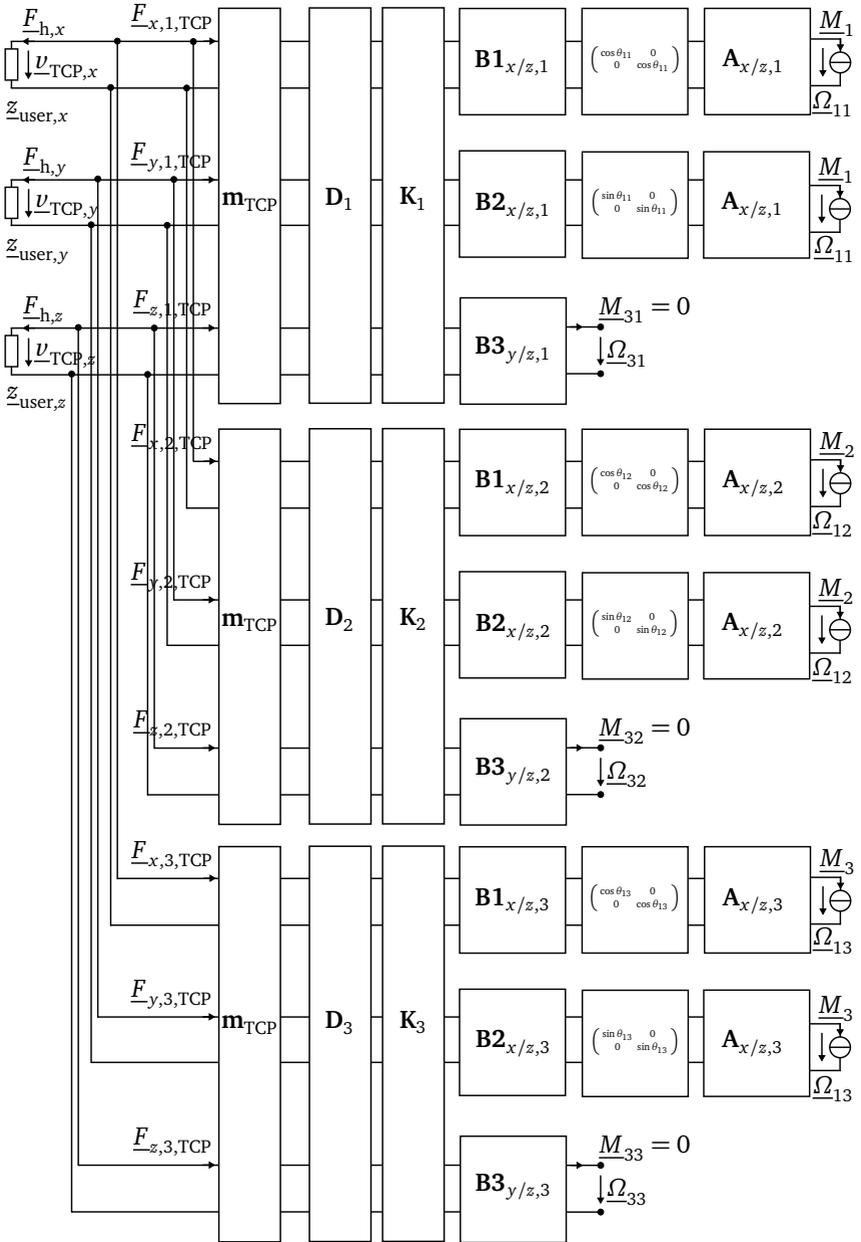


Abb. 7.10: Netzwerkdarstellung der RUU-Struktur

Er beruht auf der Kettenmatrix einer Impedanz vergleichbar mit dem Fall in Abb. 7.7 c). Entsprechend berechnet sich der Einfluss eines Beines auf das haptische Feedback über die 6×6 -Matrix $\underline{\mathbf{W}}_i$ mit

$$\begin{pmatrix} \underline{v}_{x,i,\text{TCP}} \\ \underline{v}_{y,i,\text{TCP}} \\ \underline{v}_{z,i,\text{TCP}} \\ \underline{F}_{x,i,\text{TCP}} \\ \underline{F}_{y,i,\text{TCP}} \\ \underline{F}_{z,i,\text{TCP}} \end{pmatrix} = \underbrace{\mathbf{m}_{\text{TCP}} \cdot \mathbf{D}_i \cdot \mathbf{G}_i}_{\underline{\mathbf{W}}_i} \cdot \begin{pmatrix} \underline{\Omega}_i \\ \underline{\Omega}_i \\ \underline{\Omega}_{3i} \\ \underline{M}_i \\ \underline{M}_i \\ 0 \end{pmatrix} \quad (7.41)$$

Mit Gl. (7.41) ist es nun möglich die mehrdimensionale Formulierung der ersten Zeile der HANNAFORD-Matrix (Gl. (2.5) bzw. deren Interpretation Gl. (2.6)) abzuleiten. Dies geschieht getrennt nach den Raumrichtungen des WKS. So ergibt sich exemplarisch für die x -Koordinate aus der ersten und vierten Zeile von Gl. (7.41) mit den entsprechenden Matrixelementen von $\underline{\mathbf{W}}_i$ das Gleichungssystem

$$\underline{v}_{x,i,\text{TCP}} = \underline{\Omega}_i \cdot (\underline{W}_{i11} + \underline{W}_{i12}) + \underline{\Omega}_{3i} \cdot \underline{W}_{i13} + \underline{M}_i \cdot (\underline{W}_{i14} + \underline{W}_{i15}) \quad (7.42)$$

$$\underline{F}_{x,i,\text{TCP}} = \underline{\Omega}_i \cdot (\underline{W}_{i41} + \underline{W}_{i42}) + \underline{\Omega}_{3i} \cdot \underline{W}_{i43} + \underline{M}_i \cdot (\underline{W}_{i44} + \underline{W}_{i45}). \quad (7.43)$$

Auflösen von Gl. (7.42) nach $\underline{\Omega}_{3i}$ und Einsetzen in Gl. (7.43) ergibt

$$\underline{F}_{x,i,\text{TCP}} = \underline{\Omega}_i \cdot a_{x,i} + \underline{v}_{x,i,\text{TCP}} \cdot b_{x,i} + \underline{M}_i \cdot c_{x,i} \quad (7.44)$$

mit den Vereinfachungen

$$a_{x,i} = \underline{W}_{i41} + \underline{W}_{i42} - \frac{(\underline{W}_{i11} + \underline{W}_{i12}) \underline{W}_{i43}}{\underline{W}_{i13}} \quad (7.45)$$

$$b_{x,i} = \frac{\underline{W}_{i43}}{\underline{W}_{i13}} \quad (7.46)$$

$$c_{x,i} = \underline{W}_{i44} + \underline{W}_{i45} - \frac{(\underline{W}_{i14} + \underline{W}_{i15}) \underline{W}_{i43}}{\underline{W}_{i13}}. \quad (7.47)$$

Das haptische Feedback auf den Nutzer ergibt sich schließlich aus der Knotengleichungen (siehe Abb. 7.10)

$$\underline{F}_{h,x} = \underline{F}_{x,1,\text{TCP}} + \underline{F}_{x,2,\text{TCP}} + \underline{F}_{x,3,\text{TCP}}. \quad (7.48)$$

Da alle Beine an der TCP-Plattform angekoppelt sind gilt

$$\underline{v}_{x,1,TCP} = \underline{v}_{x,2,TCP} = \underline{v}_{x,3,TCP} = \underline{v}_{h,x} \quad (7.49)$$

und es folgt Gl. (7.48) in Vektorschreibweise

$$\begin{aligned} \underline{F}_{h,x} = & \begin{pmatrix} a_{x,1} & a_{x,2} & a_{x,3} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \underline{\Omega}_1 \\ \underline{\Omega}_2 \\ \underline{\Omega}_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} b_{x,1} + b_{x,2} + b_{x,3} \end{pmatrix} \cdot \underline{v}_{h,x} + \\ & \begin{pmatrix} c_{x,1} & c_{x,2} & c_{x,3} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \underline{M}_1 \\ \underline{M}_2 \\ \underline{M}_3 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (7.50)$$

Im Hinblick auf die Struktur der HANNAFORD-Matrix sind auch die Winkelgeschwindigkeiten $\underline{\Omega}_1, \underline{\Omega}_2, \underline{\Omega}_3$ an den Motoren zu eliminieren. Aus kinematischer Sicht sind die Winkelgeschwindigkeiten über die JACOBI-Matrix

$$\begin{pmatrix} \underline{\Omega}_1 \\ \underline{\Omega}_2 \\ \underline{\Omega}_3 \end{pmatrix} = \mathbf{J}^{-1} \cdot \begin{pmatrix} \underline{v}_{x,i,TCP} \\ \underline{v}_{y,i,TCP} \\ \underline{v}_{z,i,TCP} \end{pmatrix} \quad (7.51)$$

mit den Geschwindigkeiten der TCP-Plattform verknüpft. Ein analoges Vorgehen für die y - und z -Koordinate und ein Zusammenfassen der Hilfskoeffizienten $a_{x,i}, a_{y,i}, a_{z,i}, b_{x,i}, b_{y,i}, b_{z,i}, c_{x,i}, c_{y,i}, c_{z,i}$ in den Matrizen $\underline{\mathbf{A}}, \underline{\mathbf{B}}, \underline{\mathbf{C}}$ ergibt mit dem haptischen Feedback, der Geschwindigkeit der TCP-Plattform und den Antriebsmomenten

$$\underline{\mathbf{F}}_h = \begin{pmatrix} \underline{F}_{h,x} & \underline{F}_{h,y} & \underline{F}_{h,z} \end{pmatrix}^T \quad (7.52)$$

$$\underline{\mathbf{v}}_{TCP} = \begin{pmatrix} \underline{v}_{x,i,TCP} & \underline{v}_{y,i,TCP} & \underline{v}_{z,i,TCP} \end{pmatrix}^T \quad (7.53)$$

$$\underline{\mathbf{M}}_{TCP} = \begin{pmatrix} \underline{M}_1 & \underline{M}_2 & \underline{M}_3 \end{pmatrix}^T \quad (7.54)$$

die Funktion (siehe Anhang B)

$$\underline{\mathbf{F}}_h = \left(\underline{\mathbf{A}} \cdot \mathbf{J}^{-1} + \underline{\mathbf{B}} \quad \underline{\mathbf{C}} \right) \cdot \begin{pmatrix} \underline{\mathbf{v}}_{TCP} \\ \underline{\mathbf{M}} \end{pmatrix} \quad (7.55)$$

bzw. mit $\underline{\mathbf{v}}_{TCP} = \underline{\mathbf{v}}_h$ als Geschwindigkeit von Nutzer und TCP

$$\underline{\mathbf{F}}_h = \left(\underline{\mathbf{A}} \cdot \mathbf{J}^{-1} + \underline{\mathbf{B}} \quad \underline{\mathbf{C}} \right) \cdot \begin{pmatrix} \underline{\mathbf{v}}_h \\ \underline{\mathbf{M}} \end{pmatrix} \quad (7.56)$$

Der Vergleich mit der mehrdimensionalen HANNAFORD-Matrix

$$\begin{pmatrix} \underline{\mathbf{F}}_h \\ \underline{\mathbf{v}}_e \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \underline{\mathbf{D}} & \mathbf{J}_{\text{Dis}}^T \cdot \mathbf{R}_{\text{TCP,Man}} \\ \mathbf{J}_{\text{Dis}} \cdot \mathbf{J}_{\text{Man}}^{-1} & \underline{\mathbf{M}}_{\text{Man}}^{-1} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \underline{\mathbf{v}}_h \\ -\underline{\mathbf{F}}_e \end{pmatrix} \quad (7.57)$$

zeigt, dass mit dieser Herleitung von Gl. (7.55) der ersten Zeile der HANNAFORD-Matrix entspricht. Diese Forderung aus dem Beginn des Kapitels ist damit erfüllt. Zur Vereinfachung beinhaltet Gl. (7.56) jedoch die gesteuerten Quellen $\underline{\mathbf{M}}$ und nicht die am manipulierten Objekt gemessenen Kräfte $\underline{\mathbf{F}}_e$. Die Momente der gesteuerten Quellen berechnen sich aus der gewünschten haptischen Rückmeldung über die Kraftübertragung der RUU-Struktur über die JAKOBI-Matrix (siehe Gl. (2.21)). Die zweite Zeile der HANNAFORD-Matrix ist hier nicht weiter betrachtet, da sie die Ansteuerung des Manipulators beschreibt und damit für die Entwicklung eines haptischen Bedienelementes zunächst keine Rolle spielt.

Die Matrizen $\underline{\mathbf{A}}, \underline{\mathbf{B}}, \underline{\mathbf{C}}$ in Gl. (7.56) beinhalten dabei alle geometrischen und dynamischen Eigenschaften des parallelkinematischen Mechanismus'. Sie sind abhängig von Position des TCP im Arbeitsraum. Diese Position fungiert als Arbeitspunkt zur Linearisierung des dynamischen Übertragungsverhaltens.

Damit gelingt erstmals mit Hilfe der Erweiterung der eindimensionalen Netzwerktheorie auf den mehrdimensionalen Fall die geschlossene dynamische Beschreibung eines räumlichen parallelkinematischen Mechanismus'.

7.4.5 Einsatz als Entwurfswerkzeug

Auf Basis der entwickelten Methode ist nun die Analyse des dynamischen Übertragungsverhaltens des 3-DOF Joysticks möglich.

Implementierung

Ziel bei der Anwendung des entwickelten Modells ist die Berechnung des haptischen Feedbacks $\underline{\mathbf{F}}_h$ in Abhängigkeit von den antreibenden Momenten $\underline{\mathbf{M}}$. Das haptische Bedienelement ist dabei an die Hand des Bedieners mit der richtungsabhängigen mechanischen Impedanz

$$\underline{\mathbf{z}}_{\text{user}} = \begin{pmatrix} -z_{\text{user},x} & 0 & 0 \\ 0 & -z_{\text{user},y} & 0 \\ 0 & 0 & -z_{\text{user},z} \end{pmatrix} \quad (7.58)$$

gekoppelt. Die negativen Vorzeichen stellen beim Geschwindigkeitsabfall über dem Nutzer die Konsistenz zum Verbraucherzählpeilsystem her (siehe Abb. 7.10). Es stellt sich folglich die Geschwindigkeitsantwort

$$\underline{\mathbf{v}}_h = \begin{pmatrix} \frac{F_{h,x}}{z_{user,x}} \\ \frac{F_{h,y}}{z_{user,y}} \\ \frac{F_{h,z}}{z_{user,z}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\frac{1}{z_{user,x}} & 0 & 0 \\ 0 & -\frac{1}{z_{user,y}} & 0 \\ 0 & 0 & -\frac{1}{z_{user,z}} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} F_{h,x} \\ F_{h,y} \\ F_{h,z} \end{pmatrix} \quad (7.59)$$

$$= \underline{\mathbf{Z}}_{user}^{-1} \cdot \underline{\mathbf{F}}_h \quad (7.60)$$

ein. Einsetzen in Gl. (7.56) führt zu

$$\underline{\mathbf{F}}_h = \left(\mathbf{I} - \left(\underline{\mathbf{A}} \cdot \underline{\mathbf{J}}^{-1} + \underline{\mathbf{B}} \right) \cdot \underline{\mathbf{Z}}_{user}^{-1} \right)^{-1} \cdot \underline{\mathbf{C}} \cdot \underline{\mathbf{M}} \quad (7.61)$$

mit der 3×3 -Einheitsmatrix \mathbf{I} . Diese Gleichung berechnet das haptische Feedback als Ausgangsgröße auf Basis des Momentenvektors $\underline{\mathbf{M}}$. Für den Einsatz des Netzwerkmodells ergeben sich diese Antriebsmomente aus den Getriebeeigenschaften des Mechanismus gemäß Gl. (2.21) über

$$\underline{\mathbf{M}} = \underline{\mathbf{J}}^T \cdot \underline{\mathbf{F}}_{h,soll} \quad (7.62)$$

für eine gewünschte Soll-Kraft $\underline{\mathbf{F}}_{h,soll}$ an den Nutzer. Für alle folgenden Berechnungen liegt dabei die JAKOBI-Matrix der in Abschnitt 6.2 dimensionierten Struktur zu Grunde. Wie bereits bekannt hängt $\underline{\mathbf{J}}$ dabei von der Stellung des Mechanismus ab. Darüber hinaus ergeben sich alle im Modell enthaltenen Winkel $\theta_{1i}, \theta_{2i}, \theta_{3i}$ über die Inverskinematik des Mechanismus (vgl. Abschnitt 6.2.1).

Die Implementierung ergibt, dass die Matrix $\left(\mathbf{I} - \left(\underline{\mathbf{A}} \cdot \underline{\mathbf{J}}^{-1} + \underline{\mathbf{B}} \right) \cdot \underline{\mathbf{Z}}_{user}^{-1} \right)$ in Gl. (7.61) nicht invertierbar ist. Der Grund liegt in den Elementen von $\underline{\mathbf{W}}_i$. Eine Analyse zeigt, dass die Matricelemente $\underline{W}_{113}, \underline{W}_{133}, \underline{W}_{233}$ und \underline{W}_{333} für alle ω Null sind. Dies würde bei der Berechnung der Koeffizienten in den Gleichungen (7.45), (7.46) und (7.47) zu Divisionen durch Null führen. Da jedoch gleichzeitig auch die Elemente

$\underline{W}_{143}, \underline{W}_{163}, \underline{W}_{263}$ und \underline{W}_{363} immer Null sind, folgen alternativ für die Gleichungen (7.45), (7.46) und (7.47) die Spezialfälle

$$a_{x,1} = \underline{W}_{141} + \underline{W}_{142} \quad (7.63)$$

$$a_{z,1} = \underline{W}_{161} + \underline{W}_{162} \quad (7.64)$$

$$a_{z,2} = \underline{W}_{261} + \underline{W}_{262} \quad (7.65)$$

$$a_{z,3} = \underline{W}_{361} + \underline{W}_{362} \quad (7.66)$$

$$b_{x,1} = 0 \quad (7.67)$$

$$b_{z,1} = 0 \quad (7.68)$$

$$b_{z,2} = 0 \quad (7.69)$$

$$b_{z,3} = 0. \quad (7.70)$$

Damit ist die Lösbarkeit von Gl. (7.61) sichergestellt.

Für die mechanische Impedanz des Nutzers existieren in der Literatur verschiedene Modelle, bestehend z.B. aus gekoppelten Federn [127] oder konzentrierten Bauelementen [3, 103]. Um im vorliegenden Fall die Komplexität des Gesamtnetzwerks zu beschränken und eine Interpretierbarkeit der Ergebnisse zu ermöglichen, ist der Nutzer durch eine einfache Nachgiebigkeit mit

$$\underline{z}_{\text{user}} = \frac{1}{j\omega n_{\text{user}}} \quad (7.71)$$

nachgebildet. In Anlehnung an Messungen in [144] gilt für die folgenden Betrachtungen zunächst eine Nachgiebigkeit von $n_{\text{user}} = 3,3 \cdot 10^{-4}$ m/N für alle Raumrichtungen.

Ergebnisse

Abbildung 7.11 zeigt den Amplitudenfrequenzgang für eine haptische Rückmeldung in z -Richtung, berechnet aus Gl. (7.61), im für die Wahrnehmung interessanten Frequenzbereich $f = \text{DC} \dots 500$ Hz. Ziel ist die Ausgabe einer Kraft $\underline{F}_{h,z} = 1$ N, erzeugt durch drei phasengleiche Momente von 0,1884 Nm. Arbeitspunkt ist die Stellung der TCP-Plattform bei (0, 0, 70) mm, also etwa im Zentrum des Arbeitsraumes.

Der Verlauf zeigt die Charakteristik eines Systems zweiter Ordnung. Vor dem Hintergrund, dass im Netzwerkmodell ein rein Masse- und Trägheitsmoment-behafteter Mechanismus mit dem Nutzer als reine Nachgiebigkeit gekoppelt ist,

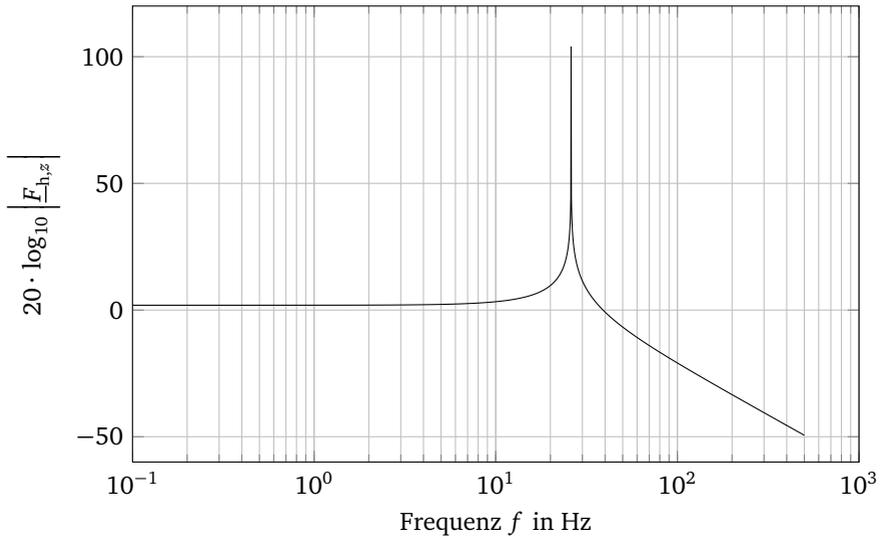


Abb. 7.11: Amplitudenfrequenzgang für haptisches Feedback in z -Richtung mit $n_{\text{user}} = 3,3 \cdot 10^{-4} \text{ m/N}$, Masse der TCP-Plattform $m_{\text{TCP}} = 0,04 \text{ kg}$, Masse der unteren Strebe $m_{1,i} = 0,03 \text{ kg}$, Masse der oberen Strebe $m_{2,i} = 0,03 \text{ kg}$

ist das ein plausibles Verhalten. Für den statischen Fall konvergiert der Verlauf gegen einen Wert von 1,2 N. In Anbetracht der getroffenen Vereinfachungen konvergiert das Modell mit einer akzeptablen Genauigkeit. Das Verhalten in x - und y -Richtung ist vergleichbar.

Für den Entwurf eines Bedienelements ist besonders die Lage der Grenzfrequenz interessant. Ziel sollte es sein, diese in einen möglichst hohen Frequenzbereich zu legen. Besonders im Impedanz-gesteuerten Fall, d.h. ohne geschlossenen Regelkreis, garantiert dies eine verlustarme Darstellung der spürbaren Frequenzanteile.

Eine einfache Möglichkeit, dies zu erreichen, ist eine Verringerung der Massen des Mechanismus (vgl. Abb. 7.12) und damit auch der Trägheitsmomente. Eine zweite Maßnahme ist die Reduzierung der Trägheitsmomente durch Verlagerung der Massenverteilung in Richtung der Rotationsachse. Der Effekt wirkt sich besonders für die untere Strebe aus, ist aber im Vergleich zur Reduzierung der Massen eher gering. Abbildung 7.13 zeigt die Verringerung von $\Theta_{1,i}$ um den Faktor 100.

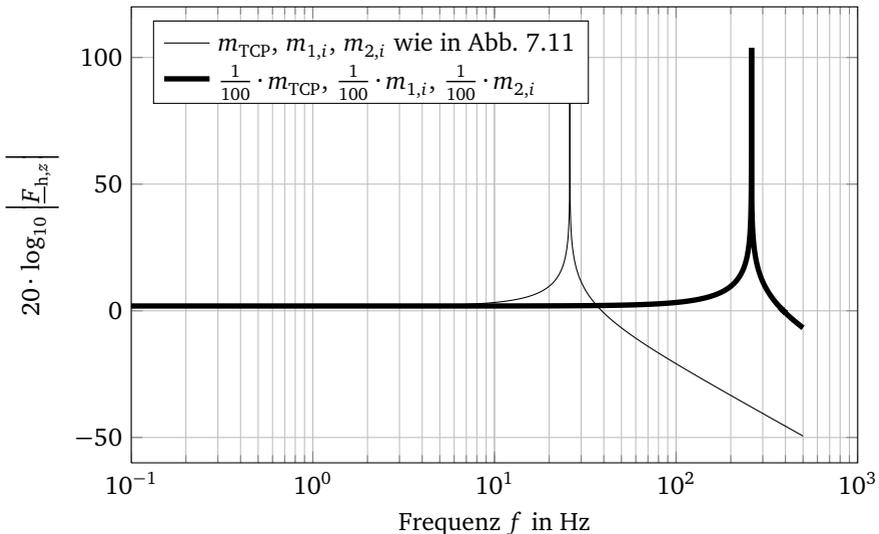


Abb. 7.12: Verschiebung des Amplitudenfrequenzgangs für haptisches Feedback in z -Richtung bei verringerten Massen

Neben den dynamischen Eigenschaften des Mechanismus beeinflusst auch die Stellung im Arbeitsraum das Übertragungsverhalten. Diesen Effekt zeigt der Ver-

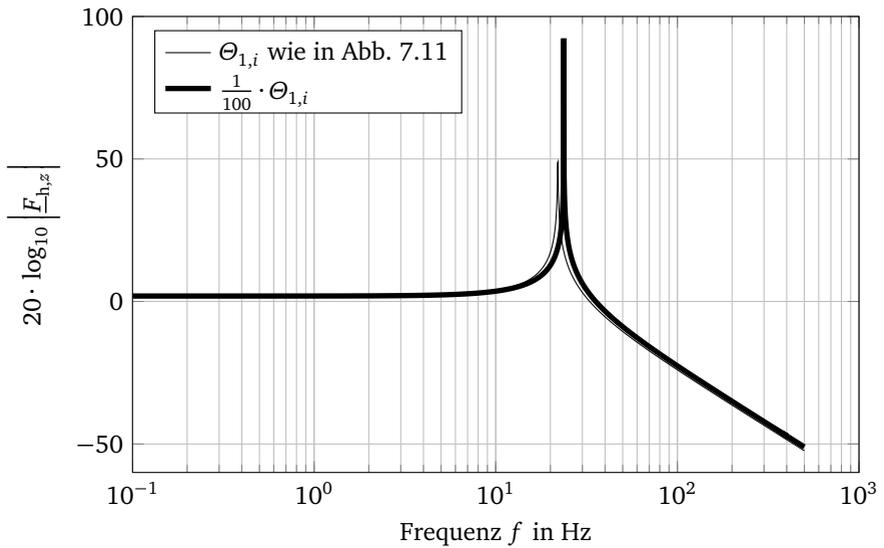


Abb. 7.13: Verschiebung des Amplitudenfrequenzgangs für haptisches Feedback in z -Richtung bei verringertem Trägheitsmoment $\Theta_{1,i}$ der unteren Strebe

gleich des bekannten Amplitudenfrequenzgangs aus Abb. 7.11 mit dem Verlauf bei (0, 0, 95) mm, d.h. am oberen Rand des Arbeitsraumes (Abb. 7.14). Für die Erzeugung eines haptischen Feedbacks von 1 N sind statisch 0,0911 Nm einzukoppeln.

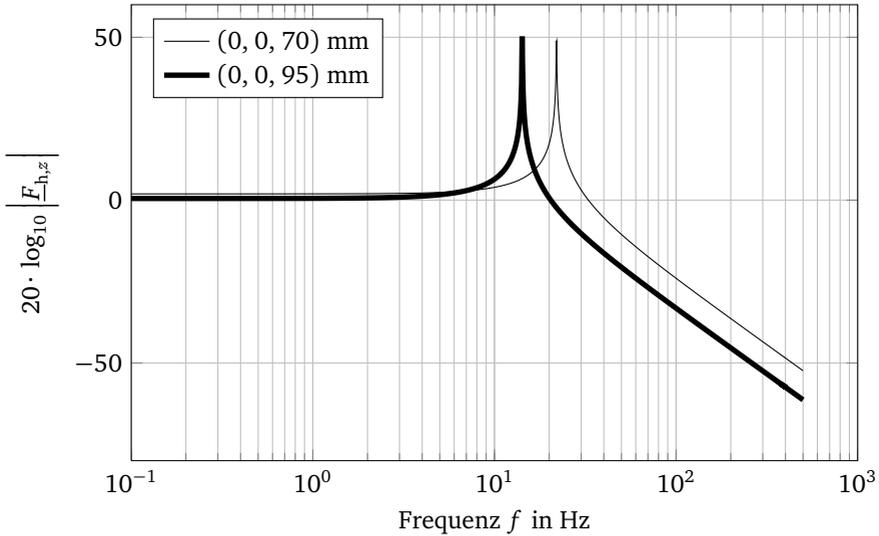


Abb. 7.14: Verschiebung des Amplitudenfrequenzgangs für verschiedene Stellungen der TCP-Plattform

Die geschlossene Formulierung aller Rechenschritte ermöglicht eine schnelle Berechnung des gesamten Netzwerks. So dauert die Ermittlung des Amplitudenfrequenzgangs für den Bereich $f = \text{DC} \dots 500 \text{ Hz}$ bei einer Auflösung von $\Delta f = 0,1 \text{ Hz}$ – inklusive der Berechnung der Inverskinematik zur Bestimmung der Gelenkstellungen des Arbeitspunktes und der Berechnung der JAKOBI-Matrix für jeden Frequenzschritt – lediglich 7,75 s auf einer intel Dual-Core 1,83 GHz CPU. Die Implementierung erfolgt unter MATLAB. Damit steht mit der Netzwerkmethod ein effektives Werkzeug zur Analyse des dynamischen Übertragungsverhaltens zur Verfügung.

7.5 Gütekriterium für mehrdimensionale Transparenz

Mit Hilfe des Ergebnisses der Netzwerkmethode ist es auch möglich, HEREDIAS Gütekriterium

$$\underline{E} = \underline{z}_t - \underline{z}_e \quad (7.72)$$

aus Abschnitt 2.3.3 für den mehrdimensionalen Fall zu formulieren. Das mehrdimensionale Gütekriterium sei definiert als

$$\underline{E} = \underline{z}_t - \underline{z}_e. \quad (7.73)$$

Ziel ist dabei die Herleitung einer Funktion in Abhängigkeit der Elemente der mehrdimensionalen HANNAFORD-Matrix

$$\begin{pmatrix} \underline{F}_h \\ \underline{v}_e \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \underline{D} & \mathbf{J}_{\text{Dis}}^T \cdot \mathbf{R}_{\text{TCP,Man}} \\ \mathbf{J}_{\text{Dis}} \cdot \mathbf{J}_{\text{Man}}^{-1} & \underline{M}_{\text{Man}}^{-1} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \underline{v}_h \\ -\underline{F}_e \end{pmatrix}, \quad (7.74)$$

d.h. der Systemeigenschaften des Telemanipulationssystems, sowie der Impedanz des manipulierten Objektes \underline{z}_e .

Zusammen mit

$$\underline{F}_h = \underline{z}_t \cdot \underline{v}_h \quad (7.75)$$

$$\underline{F}_e = \underline{z}_e \cdot \underline{v}_e \quad (7.76)$$

mit den Impedanz-Matrizen

$$\underline{z}_t = \begin{pmatrix} \underline{z}_{t,x} & 0 & 0 \\ 0 & \underline{z}_{t,y} & 0 \\ 0 & 0 & \underline{z}_{t,z} \end{pmatrix} \quad (7.77)$$

$$\underline{z}_e = \begin{pmatrix} \underline{z}_{e,x} & 0 & 0 \\ 0 & \underline{z}_{e,y} & 0 \\ 0 & 0 & \underline{z}_{e,z} \end{pmatrix} \quad (7.78)$$

lässt sich HEREDIAS Gütekriterium auch für den mehrdimensionalen Fall ableiten:

$$\underline{E} = \underline{D} - \underline{z}_e - \mathbf{J}_{\text{Dis}}^T \cdot \mathbf{R}_{\text{TCP,Man}} \cdot \underline{z}_e \cdot \left(\mathbf{I} + \underline{M}_{\text{Man}}^{-1} \cdot \underline{z}_e \right)^{-1} \cdot \mathbf{J}_{\text{Dis}} \cdot \mathbf{J}_{\text{Man}}^{-1}. \quad (7.79)$$

Die Herleitung beschreibt Anhang B.

Damit liegt das Entwurfsverfahren der Transparenz auch für den mehrdimensionalen Fall vor. Voraussetzung ist, dass die Impedanz \underline{z}_e des manipulierten Objektes bekannt ist. Für den Fall von operiertem Weichgewebe ist dies Gegenstand des folgenden Kapitels.



8 Mechanische Eigenschaften von Weichgewebe

Das Entwurfsverfahren der Transparenz vergleicht die Übertragungseigenschaften eines haptischen Systems im Bezug auf eine mechanische Impedanz \underline{z}_e eines manipulierten Objektes. Einsatzgebiet von INKOMAN ist die minimal-invasive Leberchirurgie. Vor diesem Hintergrund beschreibt das folgende Kapitel die Bestimmung der mechanischen Impedanz des Gewebes. Dies geschieht durch die Ableitung geeigneter Netzwerkmodelle und der experimentellen Bestimmung ihrer Parameter. Hierzu entstehen zwei eigene Impedanz-Messplätze.

8.1 Grundlagen

Die Leber gehört zur Gruppe der sogenannten Weichgewebe. Aus mechanischer Sicht weist dieses Gewebe viskoelastisches Verhalten auf. Viskoelastizität kennzeichnet die Kombination von drei Effekten:

1. *Hysterese*: Der Spannungs-Dehnungs-Verlauf unterscheidet sich zwischen Be- und Entlastung
2. *Relaxation*: Unter konstanter Spannung stellt sich ein stationärer Zustand mit konstanter Dehnung ein.
3. *Kriechen*: Unter einer konstanten Spannung stellt sich eine zeitabhängige, elastische Verformung mit konstanter Dehnung ein.

Zur Modellierung viskoelastischen Verhaltens sind im wesentlichen drei mechanische Modelle etabliert: der MAXWELL-, der VOIGT- und der KELVIN-Körper. Eine Einführung in diese Biomechanik gibt FUNG [81]. Abbildung 8.1 zeigt die drei Grundmodelle der Viskoelastizität und ihr zeitliches Verhalten hinsichtlich Kriechen und Relaxation.

Motivation zur mechanischen Charakterisierung in der Literatur ist nahezu ausnahmslos das Ermitteln von Ausgangsdaten für rechnergestützte Gewebesimulationen, teilweise auch speziell für haptische Simulatoren (z.B. [44, 210, 242]). In

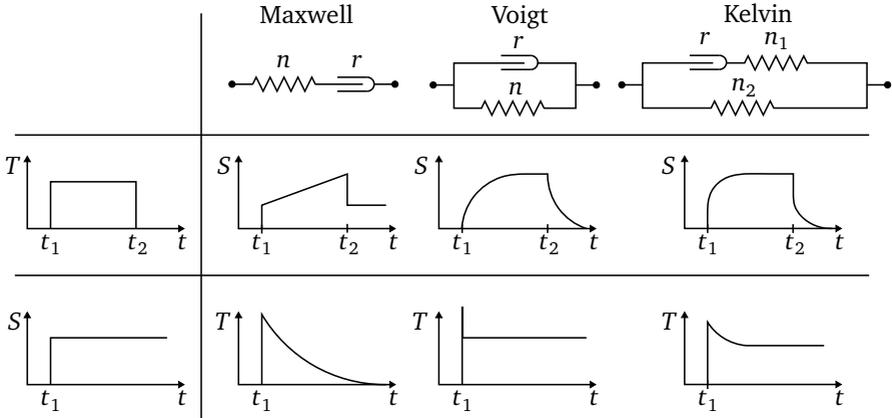


Abb. 8.1: Mechanische Modelle für viskoelastisches Verhalten: Kriechen nach Anregung mit einer mechanischen Spannung T (oben); Relaxation nach einer Anregung mit einer mechanischen Dehnung S (basierend auf [81, 124])

[278] erfolgt die Entwicklung eines Reglers für einen Chirurgie-Roboter auf Basis der mechanischen Eigenschaften des Gewebes.

Anhang C fasst vierzig Veröffentlichungen zur mechanischen Charakterisierung von Weichgewebe zusammen. Aufgeführt sind u.a. der jeweils angewendete Versuchsaufbau sowie das eingesetzte mechanische Modell. Der Schwerpunkt liegt auf Leber-Gewebe, umfasst jedoch auch Untersuchungen an anderen Organen wie Niere, Hirn oder Brust-Gewebe. In der überwiegenden Mehrzahl der Veröffentlichungen ist Schweine-Gewebe Gegenstand der Untersuchung.

In der Literatur ist eine Vielzahl von Messmethoden zur mechanischen Gewebeanalyse beschrieben. Hierzu zählen Zug-Versuche, wie bei der klassischen Werkstoffanalyse (z.B. [232]) oder auch Spannungs-Dehnungs-Analysen mit einem handgehaltenen S - T -Messgerät (z.B. [45]) während offener Operationen. Diese Ansätze betrachten ausschließlich das statische Verhalten.

Eine zweite Gruppe bilden Untersuchungen mit einem Blick auf das zeitliche Verhalten des Gewebes nach Anregung. Hierzu zählen Druckversuche mit automatisch verfahrenen Testköpfen (z.B. [5, 6, 147]). In [233] und [261, 262] kommt sogar ein *Phantom*-System (vgl. Abschnitt 4.1.2) zum Verfahren des Messkopfes zum Einsatz. Die Messergebnisse dieser Arbeiten dienen in der Regel zur Parametrierung

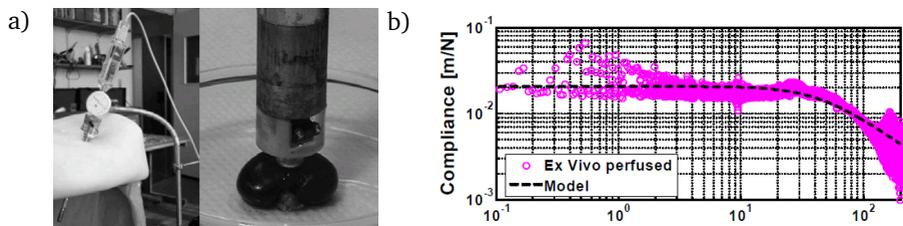


Abb. 8.2: Dynamische Gewebeanalyse mit dem TeMPeST System: a) Messaufbau [125] b) frequenzabhängige Nachgiebigkeit [137]

von Modellen nach FUNG. Betrachtet werden Zeiträume im Bereich von 50...100 s. Im Blickpunkt dieser Veröffentlichungen stehen damit Kriech-Prozesse, d.h. quasi-statisches Verhalten.

Besonders für Messungen im minimal-invasiven Umfeld entsteht das *TeMPeST* System in den Arbeiten der Harvard University zur dynamischen Charakterisierung von Leber-Gewebe [210]. Es ermöglicht Untersuchungen im Bereich von 0,1...200 Hz. Auch ein Einführen durch Trokare für in vivo Messungen ist möglich. Das *TeMPeST* erzeugt dabei maximale Wegamplituden von nur 1 mm. Abbildung 8.2 zeigt einen Versuchsaufbau und exemplarische Messergebnisse.

Aus Sicht der haptischen Wahrnehmung deckt das *TeMPeST*-System einen großen Frequenzbereich ab. Jedoch sind die erzeugbaren Auslenkungen für eine Gewebeuntersuchung hinsichtlich einer kinästhetischen Manipulation um Größenordnungen zu klein. Weiterhin liegt den ermittelten Modellen ausschließlich Feder- und Dämpfer-Verhalten zu Grunde. Massen sind nicht berücksichtigt. Bei kinästhetischen Manipulationen bei Frequenzen bis 10 Hz (vgl. Tabelle 2.2) im kleinen cm-Bereich scheint es jedoch sinnvoll, auch die Trägheitseigenschaften des Gewebes zu berücksichtigen.

Mit dieser Motivation beschreibt der folgende Abschnitt zwei zur messtechnischen Charakterisierung des Gewebes realisierte Impedanz-Messplätze. Darüber hinaus weisen die Anwender des TeMPeST besonders auf den Effekt der Perfusion, d.h. einer simulierten Durchblutung, während der Messungen hin [141]. Daher stellt der nächste Abschnitt auch ein für die Messungen entwickeltes Perfusionssystem zur künstlichen Durchblutung von vermessenen Organen vor.

8.2 Impedanz-Messplätze und Perfusionsstand

Die Messung der mechanischen Impedanz erfolgt im Rahmen dieser Arbeit stets durch Einkopplung eines sinusförmigen Kraftverlaufs in das Messobjekt und die Messung der resultierenden Geschwindigkeitsantwort. Wie üblicherweise in einem haptischen impedanz-gesteuerten System dient das elektrodynamische Wirkprinzip zur Erzeugung des Kraftsignals. Es entstehen zwei Messplätze:

1. *Messplatz I*: Frequenzbereich $f = 10^1 \dots 10^4$ Hz mit maximaler Wegamplitude von 5 mm zur Untersuchung der Oberflächen-Eigenschaften und taktilem Tasten (Palpation)
2. *Messplatz II*: Frequenzbereich DC... 50 Hz mit maximaler Wegamplitude von 15 mm zur Untersuchung bei niederfrequenter kinästhetischer Manipulation.

8.2.1 Messplatz I für den taktilen Frequenzbereich

Für den Frequenzbereich $f = 10^1 \dots 10^4$ Hz erfolgt die Krafterzeugung durch einen elektrodynamischen Shaker. Auf dessen Spitze sitzt ein Impedanzmesskopf, der über zwei piezoelektrische Sensoren Kraft und Beschleunigung misst. Ein nachgeschalteter Ladungsverstärker integriert das Beschleunigungssignal zur Geschwindigkeit. Die Messung erfolgt mittels Frequenz-Sweep. Dazu steuert ein Signalanalysator den Shaker an und berechnet aus Kraft- und Geschwindigkeitsmessung die mechanische Impedanz. Die Messung erfolgt im kraftgeregelten Betrieb. Ein weiterer Kraftsensor dient zur Überwachung der Offset-Kräfte.

Der Messplatz kommt bereits in vergleichbarer Form in vorangegangenen Arbeiten zum Einsatz (u.a. [22, 144]). Abbildung 8.3 zeigt den realisierten Messplatz und das Blockschaltbild seiner Komponenten.

8.2.2 Messplatz II für den kinästhetischen Frequenzbereich

Für Analysen im Bereich der kinästhetischen Interaktion im Frequenzbereich DC... 50 Hz mit größerer Wegamplitude entsteht ein neuartiger Impedanzmessplatz. Wie oben erfolgt die Erzeugung der Kraft über das elektrodynamische Wirkprinzip - in diesem Fall über einen CD-Motor. Kernelement ist ein Seil-Rollen-Getriebe, das die rotatorische Oszillation des Motors in eine translatorische Oszillation überführt. Das differenzierte Wegsignal eines LASER-Triangulators dient

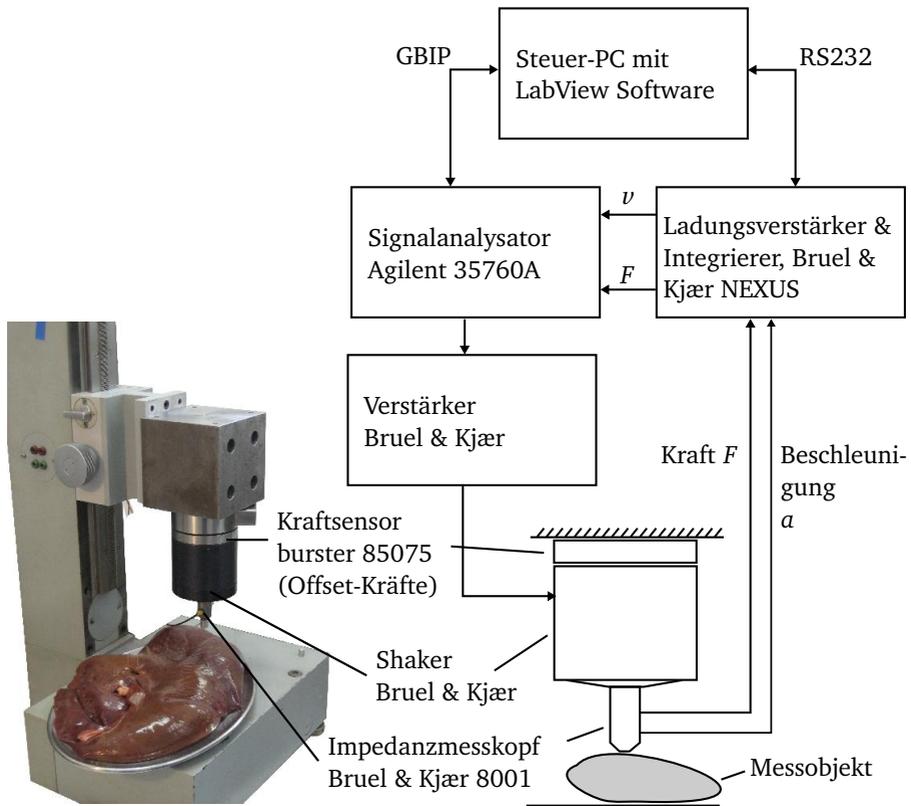


Abb. 8.3: Messplatz I für den Messbereich $10^1 \dots 10^4$ Hz

zur Messung der Geschwindigkeitsantwort. Ein piezoresistiver Kraftsensor misst die in das Messobjekt eingekoppelte Kraft. Abbildung 8.4 zeigt den Messplatz schematisch. Die Entwicklung des Messplatzes beschreibt [201].

8.2.3 Kalibration der Messplätze

Die experimentell ermittelten Impedanzverläufe sind durch die dynamischen Messplatzfehler zu korrigieren. Dies geschieht mittels Kalibration. Sie beruht auf der Annahme, dass sich die systematischen Fehleranteile in den Messergebnissen wie eine Parallelschaltung verhalten. Demnach ist

$$z_{\text{Messobjekt}} = z_{\text{Messergebnis}} - z_{\text{Messplatz}} \quad (8.1)$$

Der Impedanzverlauf von $z_{\text{Messplatz}}$ ergibt sich durch einen Sweep der Messplätze im mechanischen Leerlauf, d.h. ohne Kontakt zum Messobjekt. Erkennbar ist ein typisches Masse-Verhalten (Abb. 8.5).

In beiden Messplätzen übernimmt der Signalanalysator die Funktion eines Reglers. Im Falle von Messplatz I erfolgen sowohl Messung als auch Kalibrierung kraftgeregelt. Letzteres ist möglich, da die federnde Membran des Shakers stets eine oszillierende Bewegung garantiert. Bei Messplatz II erfolgt die Kalibrierung hingegen geschwindigkeitsgeregelt. Tabelle 8.1 fasst ausgewählte Kenngrößen der Messplätze zusammen.

Tab. 8.1: Ausgewählte Eigenschaften der Impedanz-Messplätze

	Messplatz I	Messplatz II
Kraftmessung	piezoelektrisch	piezoresistiv
Geschwindigkeitsmessung	piezoelektrisch (Beschleunigung) & Integration	optisch (Weg) & Differenzierung
Frequenzbereich	$10^1 \dots 10^4$ Hz	ca. DC ... 50 Hz
maximale Wegamplitude	5 mm	15 mm

8.2.4 Perfusionsstand

Zur Nachbildung des Blutflusses bei ex-vivo Messungen entsteht neben den Messplätzen ein Perfusionsstand. Der Perfusionsstand ermöglicht die Durchspülung der

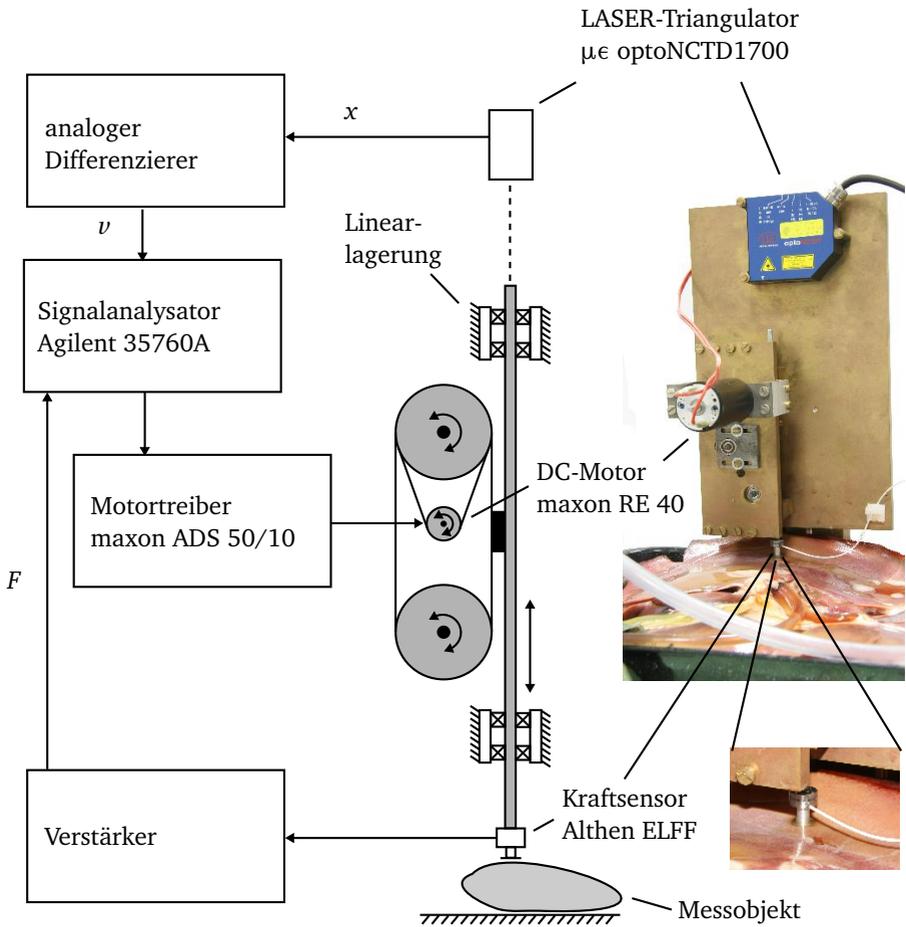


Abb. 8.4: Messplatz II für den Messbereich DC... 50 Hz

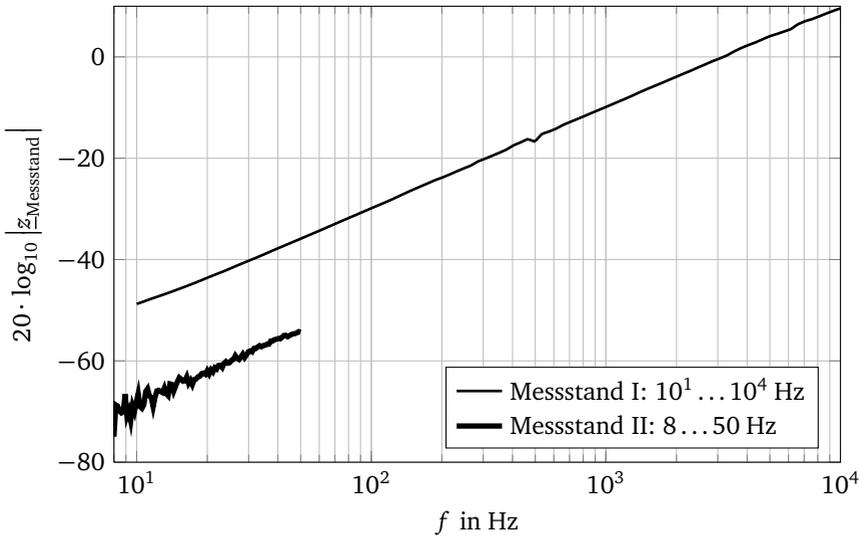


Abb. 8.5: Ermittlung der dynamischen Eigenfehler der Messplätze durch deren Impedanzverläufe im Leerlauf

untersuchten Leber mit isotonischer NaCl- bzw. Ringer-Lösung. Die NaCl-Lösung ist eine zum Blutplasma isoosmotische Lösung von Natrium-Chlorid in Wasser. Bei der Infusion bzw. Perfusion von Gewebe entsteht ein gleicher osmotischer Druck zwischen intra- und extrazellulärem Raum. Im Gegensatz zu einer Durchspülung mit Wasser ist auf diese Weise eine Zuführung von Flüssigkeit möglich, ohne dass die Zellstruktur des Gewebes durch Diffusionsprozesse beschädigt wird. Die mechanischen Eigenschaften des Gewebes ändern sich somit auch bei Messungen über mehrere Stunden nur wenig.

Der Perfusionsstand stellt über zwei Pumpen sowohl einen statischen arteriellen Druck von 13 kPa als auch einen venösen Druck von 2 kPa bereit. Während der arterielle Druck über die Förderleistung einer Pumpe einstellbar ist, erfolgt die Erzeugung des venösen Druckes durch ein zusätzliches Nadelventil nach der regelbaren Pumpe. Das Ablesen des venösen Druckes erfolgt über ein nach oben offenes Steigrohr. Vor der Impedanz-Messung können beide Drücke so durch Nachjustieren der Förderleistung bzw. durch Verstellen des Ventils an die hydrostatischen Gegebenheiten angepasst werden.

Der Anschluss an das Organ erfolgt über zwei Gummi-Schläuche an Pfortader und Leberarterie. Die Flüssigkeit verlässt das Organ durch verschiedene Ausgänge und sammelt sich in einem Auffangbecken. Ein Tauchsieder im Auffangbecken ermöglicht über eine Zweipunkt-Regelung die Temperierung auf 39°, der Körperkerntemperatur eines Schweins. Auch eine Befeuchtung der Organoberfläche während der Messung ist integriert. Abbildung 8.6 zeigt den Perfusionsstand schematisch. Die Entwicklung ist in [37] zusammengefasst.

8.3 Messtechnische Charakterisierung und Netzwerkdarstellung

Die taktile Analyse der Gewebeoberfläche erfolgt mit Hilfe von Messplatz I, wie in Abb. 8.3 in Abhängigkeit der Offsetkraft. Die Krafeinleitung erfolgt über einen ringförmigen Stößel mit Durchmesser 11 mm. Abbildung 8.7 zeigt die Messergebnisse bei variiertem Offsetkraft.

Ziel ist die Überführung der Messergebnisse in eine geschlossene Netzwerkdarstellung. Die Auswahl eines geeigneten Modells erfolgt phänomenologisch. Als geeignet erweist sich ein fünf-elementiges erweitertes Kelvin-Voigt-Modell (Abb. 8.8). Dies führt zu der Gewebeimpedanz von Gl. (8.2).

$$z_{\text{tissue}} = j\omega m_1 + \frac{1}{j\omega n_1} + r_1 + \frac{1}{\frac{1}{r_2} + j\omega n_2} \quad (8.2)$$

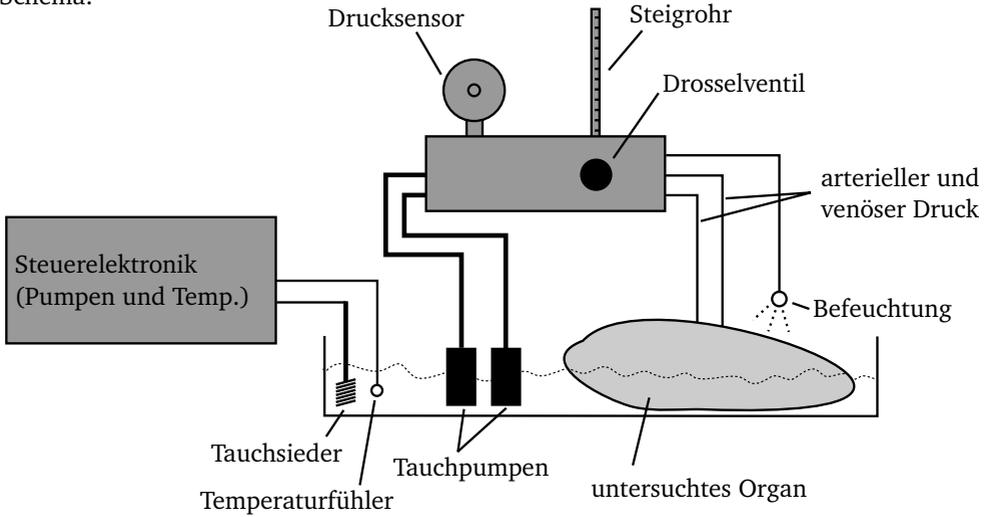
Die Bestimmung der Netzwerk-Parameter erfolgt durch einen Fit der Betragsfunktion $|z_{\text{tissue}}|$ mit einem Trust-Region- bzw. einen LEVENBERG-MARQUARDT-Algorithmus unter MATLAB (u.a. [203]). Tabelle 8.2 zeigt die Ergebnisse der Parametrisierung der Messung aus Abb. 8.8. Maß für die Qualität des Fits ist die Wurzel des mittleren quadratischen Fehlers, der für diesen Zweck etablierte „Root Mean Square Error“

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n I(n) - M(n)} \quad (8.3)$$

mit Wurzel aus der Differenz von Ist-Wert $I(n)$ und Modell-Wert $M(n)$.

Auf vergleichbare Weise erfolgt die Analyse des Gewebes für die kinästhetische Interaktion mit Messplatz II. Die Messung erfolgt an einer schlachtfrischen Schweine-Leber und beginnt ca. drei Stunden nach der Organentnahme. Das untersuchte Organ ist mechanisch intakt. Gallenblase und Gefäßbaum sind erhalten. Während

Schema:



Realisierung:

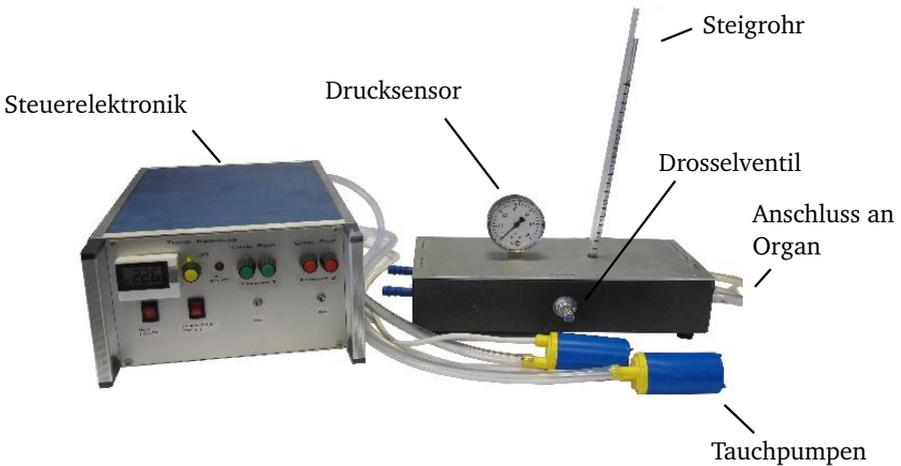


Abb. 8.6: Perfusionsstand für Weichgewebe

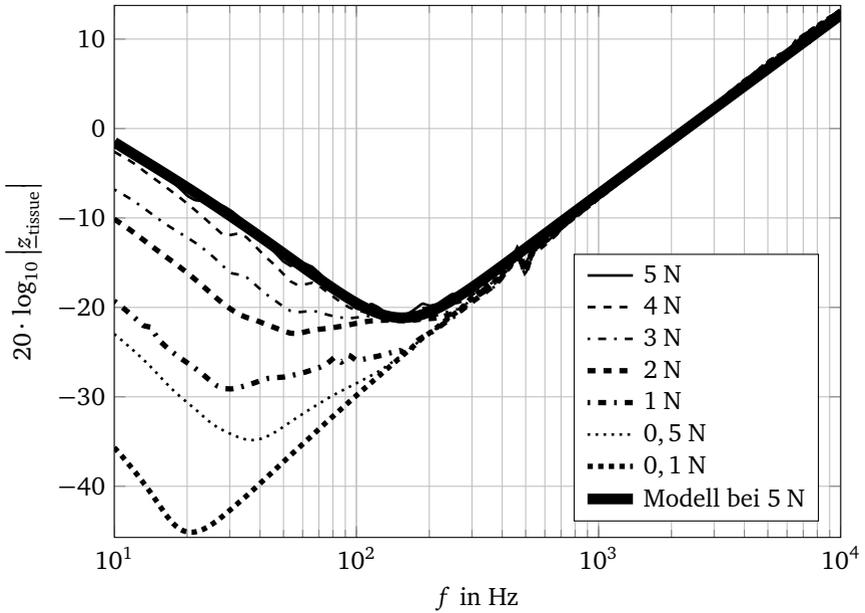


Abb. 8.7: Impedanzmessung der Leber-Oberfläche in Abhängigkeit der Offset-Kraft: Jeder Frequenzverlauf entspricht einer Mittelung über vier Messungen

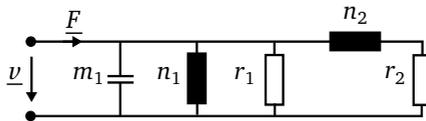


Abb. 8.8: Erweitertes Kelvin-Voigt-Modell für die taktile Interaktion

Tab. 8.2: Parameter des verwendeten erweiterten Kelvin-Voigt-Modells für die taktile Interaktion

Offset-Kraft	Parameter	RMSE
5 N	$r_1 = 0,08591 \text{ Ns/m}$, $r_2 = 5,545 \text{ Ns/m}$, $m_1 = 6,871 \cdot 10^{-5} \text{ kg}$, $n_1 = 0,02172 \text{ m/N}$, $n_2 = 0,05989 \text{ m/N}$	0,91
4 N	$r_1 = 0,05974 \text{ Ns/m}$, $r_2 = 0,0932 \text{ Ns/m}$, $m_1 = 6,848 \cdot 10^{-5} \text{ kg}$, $n_1 = 0,02907 \text{ m/N}$, $n_2 = 0,02977 \text{ m/N}$	2
3 N	$r_1 = 0,00487 \text{ Ns/m}$, $r_2 = 12,09 \text{ Ns/m}$, $m_1 = 7,183 \cdot 10^{-5} \text{ kg}$, $n_1 = 0,03496 \text{ m/N}$, $n_2 = 0,003237 \text{ m/N}$	1
2 N	$r_1 = 0,06923 \text{ Ns/m}$, $r_2 = 0,9081 \text{ Ns/m}$, $m_1 = 6,558 \cdot 10^{-5} \text{ kg}$, $n_1 = 0,07158 \text{ m/N}$, $n_2 = 0,2342 \text{ m/N}$	0,8673
1 N	$r_1 = 0,03726 \text{ Ns/m}$, $r_2 = 21 \text{ Ns/m}$, $m_1 = 6,561 \cdot 10^{-5} \text{ kg}$, $n_1 = 0,1771 \text{ m/N}$, $n_2 = 13,4 \text{ m/N}$	13,40
0,5 N	$r_1 = 0,02289 \text{ Ns/m}$, $r_2 = 0,05047 \text{ Ns/m}$, $m_1 = 7,299 \cdot 10^{-5} \text{ kg}$, $n_1 = 0,1584 \text{ m/N}$, $n_2 = 0,1024 \text{ m/N}$	0,8652
0,1 N	$r_1 = 0,01557 \text{ Ns/m}$, $r_2 = 0,03756 \text{ Ns/m}$, $m_1 = 6,971 \cdot 10^{-5} \text{ kg}$, $n_1 = 0,1873 \text{ m/N}$, $n_2 = 0,1441 \text{ m/N}$	10

der ca. sechs-stündigen Messung erfolgt eine ununterbrochene Perfusion mit physiologischer Lösung durch den vorgestellten Perfusionsstand. Die Kraftübertragung erfolgt durch einen ringförmigen Stößel mit Durchmesser 8 mm. Abbildung 8.9 zeigt die Messergebnisse.

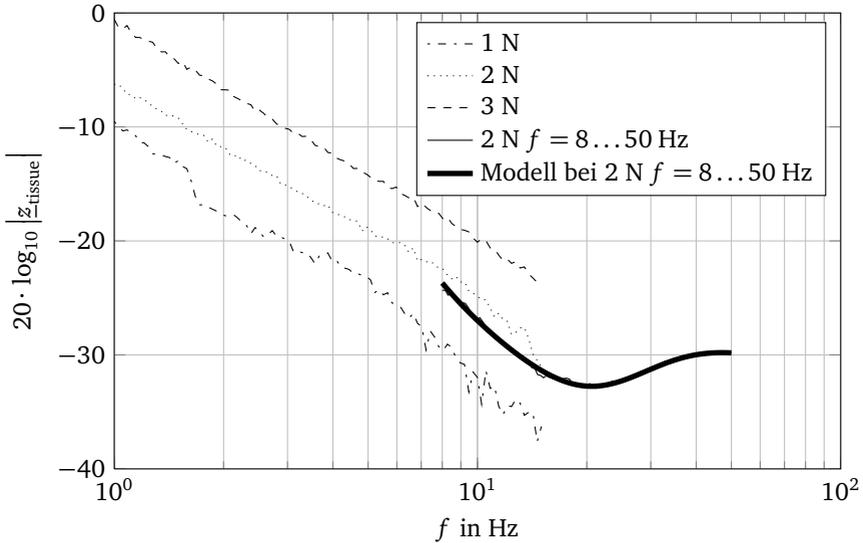


Abb. 8.9: Impedanzmessung für die kinästhetische Interaktion mit Leber-Gewebe

Für den Bereich kleiner Frequenzen bis ca. 10...20 Hz ist ein nahezu elastisches Verhalten des Gewebes erkennbar. Im Sinne der Netzwerktheorie führt dies zu einer Impedanz mit

$$z_{\text{tissue}} = \frac{1}{j\omega n} \quad (8.4)$$

und Parametern wie in Tabelle 8.3. Für höhere Frequenzen ändert sich das Verhalten. In Abb. 8.9 ist dies am Verlauf der Gewebeimpedanz für eine Offset-Kraft von 2 N bei $f = 8 \dots 50$ Hz erkennbar. Zur Modellierung dient hier wieder ein Netzwerkmodell mit Feder-, Masse- und Dämpfer-Elementen.

Das Aufstellen einer geeigneten Netzwerkdarstellung erfolgt phänomenologisch. Als geeignet erweist sich ein acht-elementiges Netzwerk (Abb. 8.10) mit einer zugehörigen Impedanz-Funktion nach Gl. (8.5). Tabelle 8.4 gibt die ermittelten Parameter des Netzwerks an.

Tab. 8.3: Nachgiebigkeit der Leber für $f = 1 \dots 15$ Hz

Offset-Kraft	Parameter	RMSE
1 N	$n = 3,205$ N/m	0,01
2 N	$n = 1,965$ N/m	0,01
3 N	$n = 1,074$ N/m	0,01

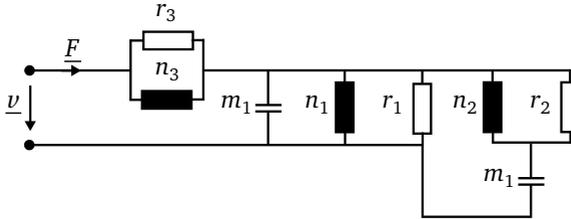


Abb. 8.10: Netzwerk bei kinästhetischer Interaktion

$$\underline{z}_{\text{tissue}} = \frac{1}{r_3 + \frac{1}{j\omega n_3} + \frac{1}{j\omega m_2 + \frac{1}{j\omega n_1} + r_1 + \frac{1}{\frac{1}{j\omega m_1} + \frac{1}{r_2 + \frac{1}{j\omega n_2}}}}} \quad (8.5)$$

Tab. 8.4: Parameter des Netzwerks aus Abb. 8.10, für $f = 8 \dots 50$ Hz, RMSE=0,1331

$r_1 = 0,0023 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$	$r_2 = 0,0023 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$	$r_3 = 0,0041 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$
$m_1 = 0,0028$ kg	$m_2 = 0,0002$ kg	
$n_1 = 73609 \frac{\text{m}}{\text{N}}$	$n_2 = 0,307 \frac{\text{m}}{\text{N}}$	$n_3 = 0,1432 \frac{\text{m}}{\text{N}}$

Die Untersuchungen zeigen, dass sich die mechanische Impedanz des Gewebes durch geeignete Schaltbilder modellieren lässt. Dabei beschreibt die Impedanz jedoch immer eine konkrete Kontaktsituation und ist damit abhängig von der Art der Krafteinleitung (z.B. Form des Werkzeuges) und der Offset-Kraft. Anhang D zeigt das an Hand ergänzender Messungen.

Im Hinblick auf die Entwicklung haptischer Systeme dienen die ermittelten Impedanzen auf Grund der variablen Kontaktsituation während der Operation folglich

nur als Richtwerte. Durch die Netzwerkdarstellung liegt jedoch eine analytische Beschreibung der Gewebeeigenschaften vor. $\underline{z}_{\text{tissue}}$ entspricht dabei der Impedanz \underline{z}_e des manipulierten Objektes aus HEREIDAS Gütekriterium für die Transparenz (vgl. Gl. (2.14) und Gl. (7.79)).



9 Entwurf und Realisierung eines 3-DOF Bedienelementes

Basierend auf der Vision eines handgehaltenen Telemanipulationssystems mit einem parallelkinematischen 3-DOF Joystick beschreibt dieses Kapitel die Realisierung des haptischen Bedienelements. Hierzu zählt die Wahl einer geeigneten Systemstruktur und eines Aktors, die mechanische Realisierung sowie die Steuersoftware. Ein zweiter Abschnitt des Kapitels beschreibt die Realisierung eines haptischen 3-DOF Telemanipulationssystems zum Nachweis der Funktionsfähigkeit des haptischen Bedienelements.

9.1 Systemstruktur

Grundlage für den Entwurf eines haptischen Bedienelementes ist die Auswahl einer geeigneten Systemstruktur. Sie ist eng verknüpft mit dem ausgewählten Aktorprinzip, d.h. ob eine Weg-/Winkel- oder eine Kraft-/Momentenquelle zum Einsatz kommt. Die gewählte Systemstruktur entscheidet darüber hinaus über die zu implementierenden kinematischen Berechnungen (vgl. Abschnitt 2.4).

9.1.1 Aktorprinzipien für haptische Displays

Auch bei der Entwicklung eines punkt-basierten kinästhetischen Bedienelementes erfolgt der Kontakt zwischen Nutzer und Gerät letztendlich taktil. Für ein qualitativ hochwertiges haptisches Feedback ist entsprechend auch der Bereich der dynamischen Wahrnehmung bis ca. 1 kHz ein wichtiges Kriterium bei der Auswahl eines geeigneten Aktorprinzips. Abbildung 9.1 zeigt dazu die Leistungsdichte als Verhältnis von elektrischer Leistung des Aktors zu seinem Bauvolumen.

Als Anwendung im medizinischen Umfeld mit Kontakt zu visko-elastischem Weichgewebe ist der Entwurf als Impedanz-gesteuertes, DC/EC-angetriebenes System

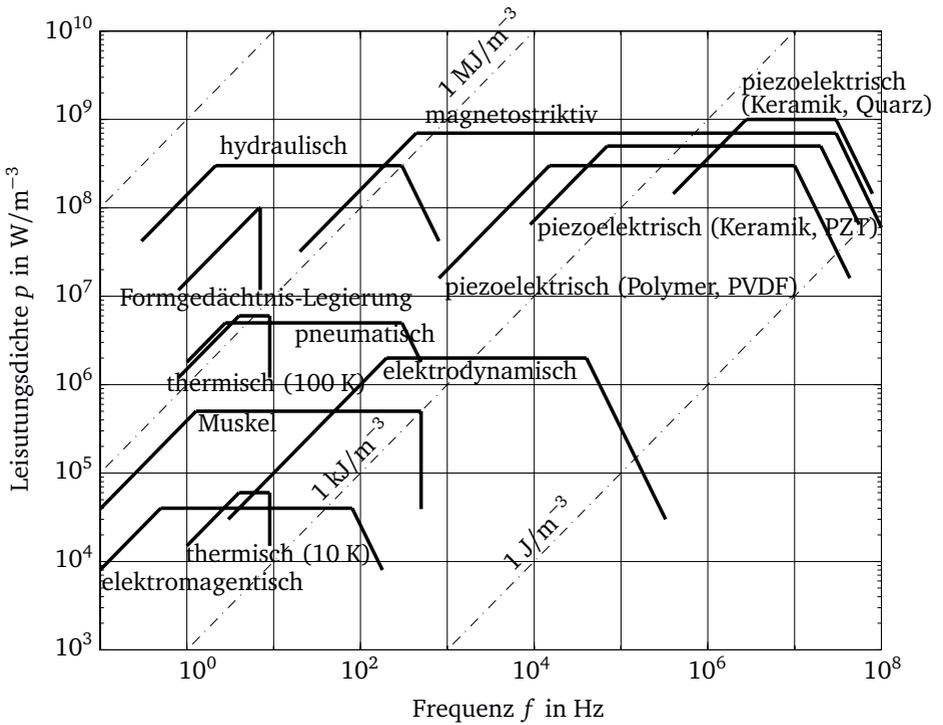


Abb. 9.1: Leistungsdichte als Funktion der Frequenz für verschieden Aktorprinzipien (basierend auf [117])

zweckmäßig. Dies führt zu einem robusten Konzept, ohne eine zusätzliche Kraftmessung zwischen Nutzer und Bedienelement. Die Rücktreibbarkeit des Impedanzgesteuerten Konzeptes ermöglicht eine gute Darstellbarkeit von Freiraumbewegungen. Dies ist eine wichtige Eigenschaft, da viele Bewegungen der chirurgischen Instrumente ohne Gewebekontakt erfolgen.

Nachteil elektrodynamischer Antriebe ist jedoch ihre geringe Leistungsdichte. DC/EC-Antriebe besitzen im Hinblick auf die Integration in einem handgehaltenen Instrument eine hohe Eigenmasse. Der Zusammenhang zwischen Masse und maximal erzeugbarem Moment ist dabei näherungsweise linear (vgl. Abb. 9.2).

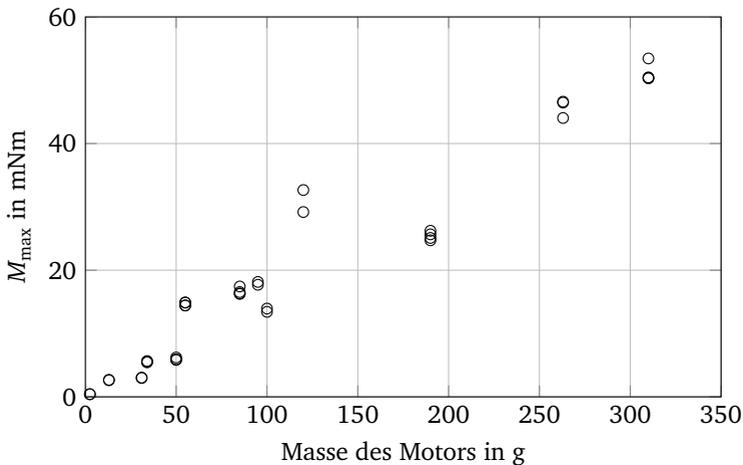


Abb. 9.2: Maximales Motormoment, berechnet für 39 elektrodynamische Antriebe über deren thermisch zulässigen Dauerstrom (Hersteller: Faulhaber und maxon), Datenquelle: Anhang A

Hierin liegt ein großer Vorteil piezoelektrischer Antriebe. Diese Antriebe existieren in unterschiedlichen Bauformen. Gemeinsamkeit ist jedoch immer die reibschlüssige Übertragung einer kleinen oszillierenden Bewegung eines piezoelektrisch-aktiven Elements auf eine große lineare oder rotatorische Bewegung. Sie wirken als Wegquellen und bedingen ein Admittanz-geregeltes haptisches Display. Einen Vergleich verschiedener Aktoren gibt [251].

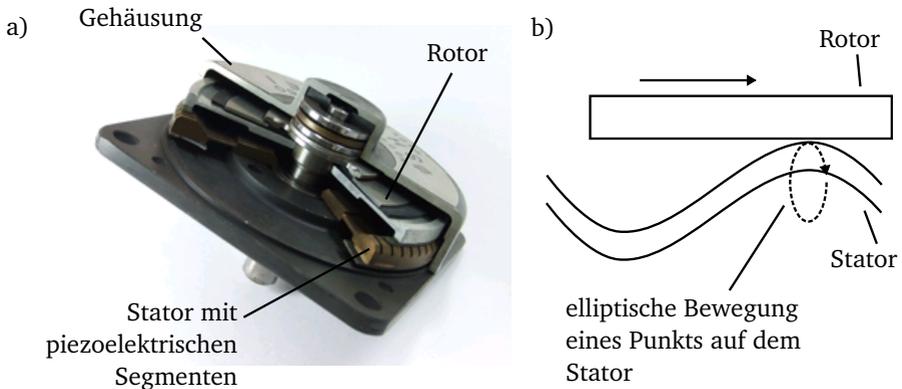


Abb. 9.3: Piezoelektrischer Wanderwellenmotor: a) Aufbau (Quelle: Fa. Shinsei), b) Funktionsprinzip

9.1.2 Test der Admittanz-geregelten und Auswahl der Impedanz-gesteuerten Struktur

Motiviert durch die beschriebenen Eigenschaften piezoelektrischer Antriebe erfolgt die Evaluation dieses Aktorprinzips in einem Admittanz-geregelten 1-DOF Display. Zum Einsatz kommt ein Wanderwellenantrieb der Firma Shinsei. Dieser Motor ist Gegenstand einiger Arbeiten der Universität Lille und der EPFL Lausanne [59, 77, 88, 89, 90, 168, 214].

Der Shinsei-Wanderwellenmotor besteht aus einem Stator mit Segmenten aus piezo-elektrischer Keramik. Gegen den Stator ist ein Rotor mit hoher Kraft verpresst (Abb. 9.3 a)). Die Segmente werden nun so angesteuert, dass auf dem Ring des Stators zwei gegenläufige Wellen entstehen. Diese überlagern sich zu einer stehenden Welle. Ein Punkt auf dem Stator vollführt somit eine elliptische Bewegung und treibt den Rotor an (Abb. 9.3 b)). Die Rotationsgeschwindigkeit des Antriebs ergibt sich aus dem Phasenwinkel zwischen den beiden mechanischen Wellen. Aufbau und Funktion des Antriebs beschreibt u.a. [87]. Tabelle 9.1 fasst einige Eigenschaften des Antriebes zusammen.

Abbildung 9.4 zeigt das zum Test realisierte Admittanz-geregelte 1-DOF Display mit einem Shinsei USR30 Ultraschall-Wanderwellen-Motor. Der Aktor dreht eine Welle, an der ein Taster zur Ausgabe des haptischen Feedbacks befestigt ist. Auf dem Taster

Tab. 9.1: Ausgewählte Eigenschaften des Shinsei Wanderwellenmotors (Quelle: Fa. Shinsei)

Eigenschaft	Wert
Drehzahl bei Betriebslast	250 1/min
Maximales Drehmoment	0,1 Nm
Drehmoment im Dauerbetrieb	0,05 Nm
Masse	20 g
Abmessungen	Ø30 mm, $h = 7$ mm
Mechanische Leistung	1,3 W
mechanische Betriebsfrequenz	50 kHz
Treiberspannung der Piezokeramik	110 V

sitzt ein *ATI Nano17* Kraftsensor zur Messung der Kontaktkraft zwischen Display und dem Finger des Nutzers. Ein Inkrementalgeber erfasst die Stellung der Welle zum Anschluss des Displays an eine haptische Simulationsumgebung. So erfolgt der Test an einem auf einem Rechner implementierten Feder-Masse-Dämpfer-System.

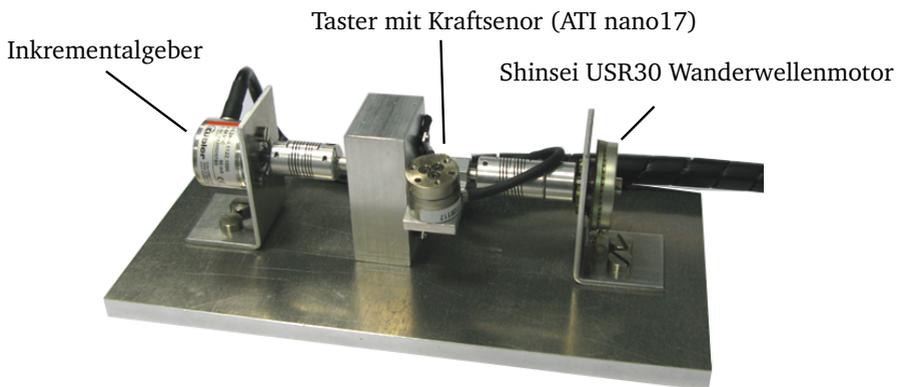


Abb. 9.4: Admittanzgeregeltes 1-DOF Display

Im Normalbetrieb erzeugt die Ansteuerlektronik eine bestimmte Rotationsgeschwindigkeit in Abhängigkeit eines analogen Eingangssignals. Sie ist jedoch so ausgelegt, dass Geschwindigkeiten < 30 1/min nicht möglich sind. Für den Betrieb

als haptisches Display sind jedoch auch kleine Geschwindigkeiten bis hin zum Stillstand erforderlich. Aus diesem Grund dient im vorliegenden Fall ein PWM-Signal zur Ansteuerung der Motor-Elektronik. Dies ermöglicht auch kleinere Geschwindigkeiten. Zur Regelung des Displays ist ein PID-Regler auf einem CompactRIO-Rechner von NI implementiert.

Wie auch in den genannten Veröffentlichungen bestätigt sich die Komplexität der Regelung dieser Antriebe. Besonders Freiraumbewegungen lassen sich in keiner Weise befriedigend darstellen und das System lässt sich - zumindest beim Einsatz eines einfachen PID-Reglers - nicht stabil regeln. Es treten unerwünschte Vibrationen auf. Ein Grund für die Komplexität liegt wahrscheinlich in der Nicht-Linearität der Regelstrecke, besonders für niedrige Ansteuerfrequenzen. Abbildung 9.4 zeigt dies anhand der durch das Display erzeugten Kraft in Abhängigkeit der Pulsweite der Ansteuerspannung.

Auch bei Ansteuerfrequenzen ≥ 3 kHz und der Beschränkung des Pulsweitenverhältnisses auf 20...90% tritt keine signifikante Verbesserung des Verhaltens auf. Eine Ursache für die Komplexität der Regelung liegt dabei u.U. in der reibschlüssigen Verbindung zwischen Rotor und Stator und den dort auftretenden nicht-linearen Reibungs-Effekten.

Transparentes Verhalten erfordert eine Weiterentwicklung der Regelalgorithmen. Im Fokus der weiteren Forschung müssen die Eigenschaften der reibschlüssigen Verbindung zwischen Rotor und Stator liegen [168].

Nach aktuellem Stand der Forschung sind piezo-elektrische Antriebe noch nicht für den Einsatz in INKOMAN geeignet. Die Wahl fällt auf ein Impedanz-gesteuertes Konzept. Die Entwicklung eines transparenten, dynamischen haptischen Displays, das gleichzeitig durch ein alternatives Aktorprinzip besonders leicht ist, stellt derzeit einen noch nicht lösbaren Konflikt dar.

9.2 Realisierung des haptischen Bedienelementes

Gemäß dem in Abschnitt 5.2 abgeleiteten Bedienkonzept erfolgt die Integration der RUU-Struktur als 3-DOF Joystick in den Handgriff von INKOMAN. Dieser Abschnitt beschreibt die Realisierung von Mechanismus, Aktorik und Steuerungssoftware.

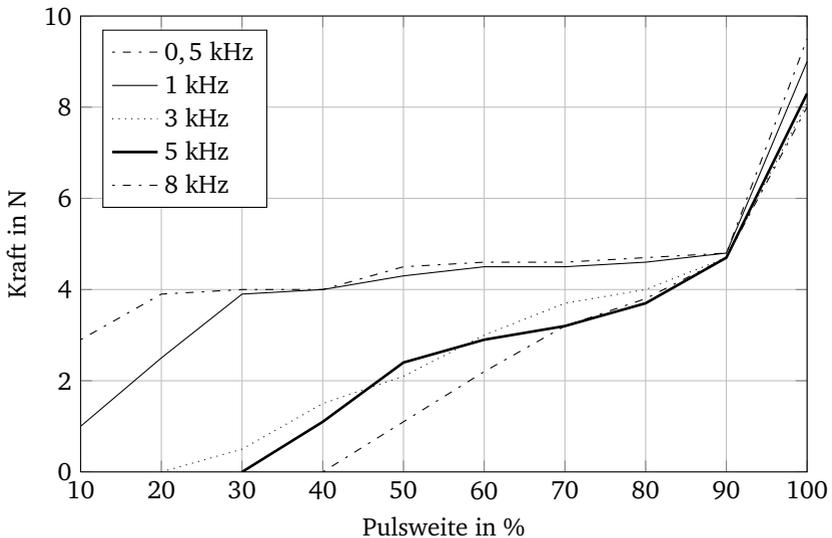


Abb. 9.5: Gemessene Ausgabe-Kraft in Abhängigkeit der Pulsweite der Ansteuerung

9.2.1 Mechanismus und Aktorik

Die in der RUU-Struktur vorgesehenen Gelenke sind durch Parallelschwingen aus Kohlefaser-Stäben ersetzt. Jeder dieser Stäbe verläuft zwischen zwei Kugelgelenken. Die Parallelführung sperrt die Rotation um die Längsachse der Strebe. Die mechanische Wirkung gleicht einem Kardangelenk, ist aber leichter zu realisieren und verkantet nicht.

Um das Gewicht der eingesetzten Aktoren zu minimieren, ist eine Übersetzung des eingekoppelten Momentes erforderlich. Für ein haptisches System besteht dabei die Herausforderung, das Moment in den Mechanismus einzukoppeln, ohne dass dabei Zahnräder eine fühlbare Welligkeit in das haptische Signal einbringen. Auch Reibräder mit Schlupf würden den haptischen Eindruck verfälschen. Klassische Zahn- bzw. Reibradgetriebe kommen für ein haptisches Bedienelement deshalb nicht in Frage.

Das Getriebe ist im vorliegenden Fall deshalb über ein Stahlseil realisiert, das auf der kreisförmigen Lauffläche der unteren Strebe abrollt und über die Walze der Motorwelle läuft. Das mechanische Konzept des 3-DOF Joysticks zeigt Abb. 9.6.

Das Getriebeverhältnis soll einen Wert von 1:20 nicht überschreiten, um die Rücktreibbarkeit des impedanz-gesteuerten Systems zu gewährleisten [143]. Im vorliegenden Fall beträgt die Übersetzung 1:12. Sie ergibt sich aus dem Verhältnis der Radien von Motorwelle und Abrollfläche. Diese Methode ermöglicht eine Übertragung ohne Zahnräder, d.h. mit einer sehr geringen Welligkeit des übertragenen Momentes. Schlupf tritt im vorliegenden Betriebsbereich nicht auf. Die Erprobung dieses Konzeptes erfolgt an einem 1-DOF Display (Abb. 9.7).

Als Antriebe kommen drei elektronisch kommutierte Faulhaber 2250 BX4 Antriebe zum Einsatz. Sie erzeugen bei maximal zulässigem thermischen Dauerstrom ein Moment von 32,8 mNm. Abbildung 9.8 zeigt das vollständige haptische 3-DOF-Bedienelement.

Für die Steuerung eines zukünftigen Scheren-Werkzeugs entsteht weiterhin ein haptischer Scherengriff. Er ist statt des Knaufs auf der TCP-Plattform ankoppelbar (Abb. 9.9). Der Scherengriff ist ebenfalls Impedanz-gesteuert und besitzt ein Seil-Getriebe [75].

9.2.2 Steuereinheit und Software

Abbildung 9.10 zeigt das Blockschaltbild der elektrischen Komponenten des Bedienelementes. Als zentrale Komponente für die Ansteuerung des Bedienelementes dient ein cRIO 9014 Steuerungssystem von National Instruments. Dabei handelt es sich um einen Stand-Alone Echtzeit Controller mit einem 195 MHz Prozessor. Die Programmierung erfolgt unter NI LabView. Neben dem integrierten Controller dient ein FPGA als weitere Programmierenebene und zur Anbindung von Schnittstellen-Karten für Ein- und Ausgaben.

Auf dem Steuerrechner ist der Programmablauf aus Abb. 9.11 implementiert:

1. Inkrementalgeber erfassen die Stellungen der Basis-Gelenke θ_{11} , θ_{12} , θ_{13} . Daraus erfolgt über die Lösung der Vorwärtskinematik Gl. (6.36) die Berechnung der Position $\mathbf{P} = (x, y, z)$ des Joystick-TCPs und damit die Erfassung des Steuerkommandos durch den Nutzer.

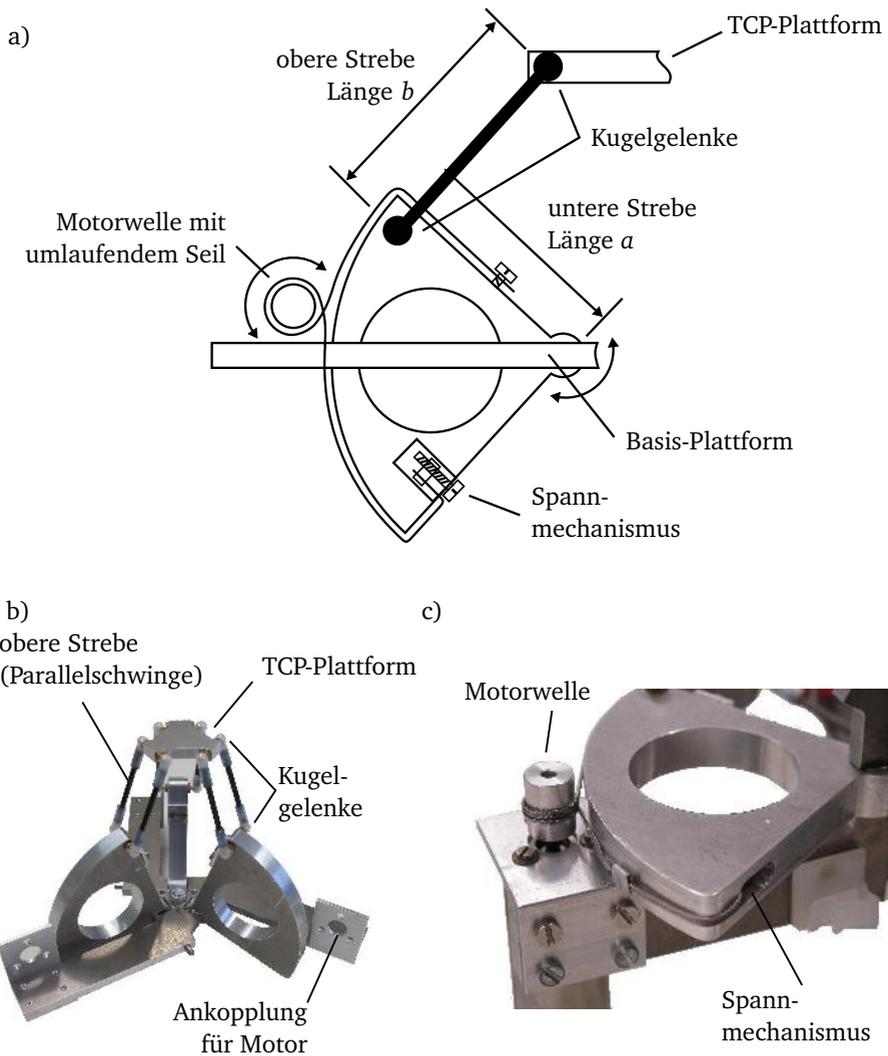


Abb. 9.6: Mechanisches Konzept des parallelkinematischen 3-DOF Joysticks: a) Schema eines Beines, b) Realisierung, c) Detail des Seilgetriebes

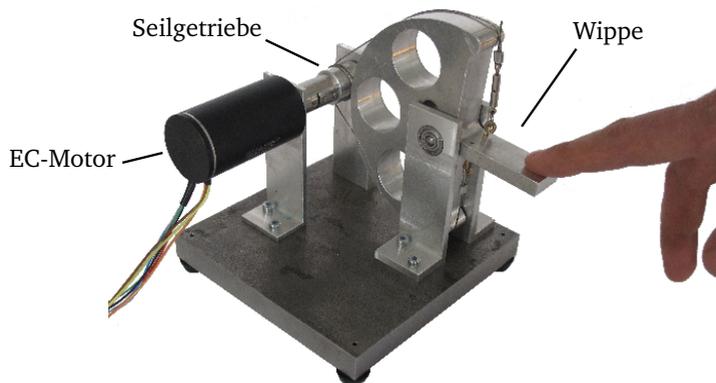


Abb. 9.7: 1-DOF Funktionsmuster zur Momentübertragung mittels Seilgetriebe (Impedanz-gesteuert)

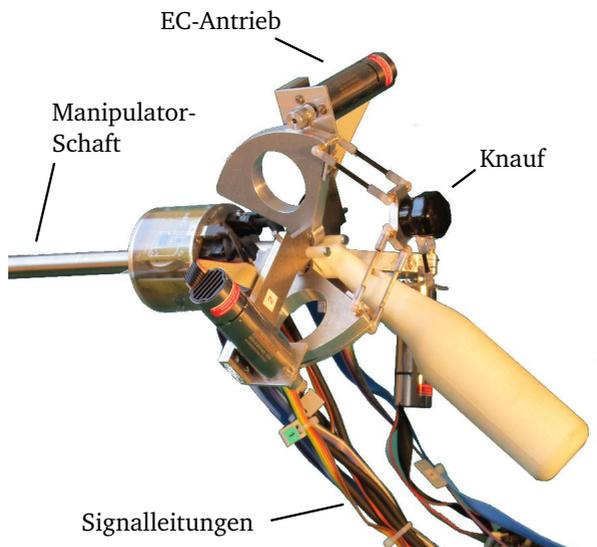


Abb. 9.8: Realisierung des 3-DOF Bedienelementes

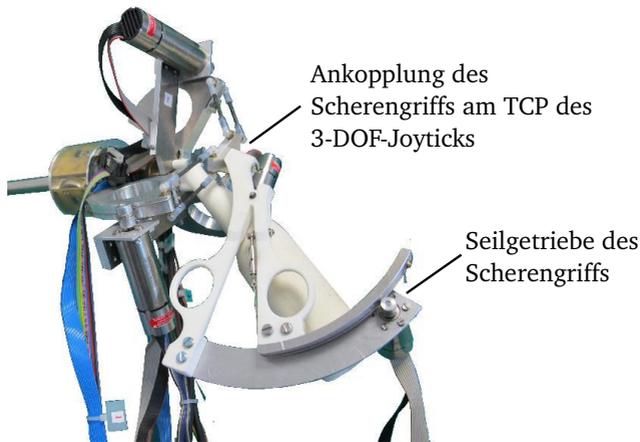


Abb. 9.9: Ankopplung des haptischen Scherengriffs an der TCP-Plattform

2. Für die spätere Ermittlung der JACOBI-Matrix zur Berechnung der erforderlichen Motormomente erfolgt die Bestimmung der Gelenkstellungen der mittleren Kardangelenke θ_{21} , θ_{31} , θ_{22} , θ_{32} , θ_{23} , θ_{33} über die Inverskinematik Gl. (6.37), (6.38), (6.39).
3. Die Elemente der JACOBI-Matrix ergeben sich aus den Gelenkstellungen über Gl. (6.42), (6.43), (6.44).
4. Über $\tau = (M_1, M_2, M_3) = \mathbf{J}^T \cdot \mathbf{F}$ (Gl. (2.21)) erfolgt die Berechnung der drei Motormomente zur Ansteuerung der Aktoren. Sie basiert auf den drei Komponenten F_x, F_y, F_z der Kraftmessung an der Spitze des Manipulators. Die Berechnung der drei Kräfte auf dieser Basis erfolgt innerhalb der Software des Bedienelements, ist aber erst im späteren Abschnitt 9.3.1 erläutert.

Alle Berechnungsschritte laufen in einer Schleife ab.

Die berechneten Werte werden über einen 16-bit DA-Wandler (NI 9263) zu drei Motortreibern übertragen, die als gesteuerte Stromquellen die drei EC-Antriebe des Bedienelements über die pulsweiten-modulierten Ströme i_k antreiben. Als Motortreiber kommen drei Faulhaber MCBL 3006 Motion Controller zum Einsatz. Sie übernehmen auch die Sinus-Kommutierung der Motorströme mit Hilfe analoger Hall-Sensor-Signale.

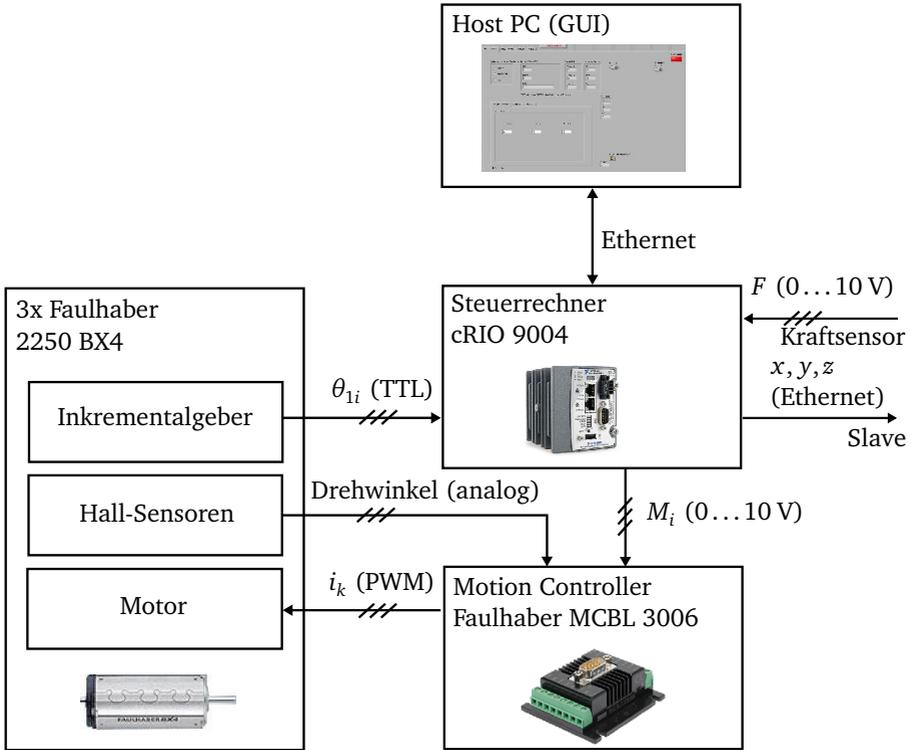


Abb. 9.10: Blockschaltbild der Komponenten des Bedienelementes

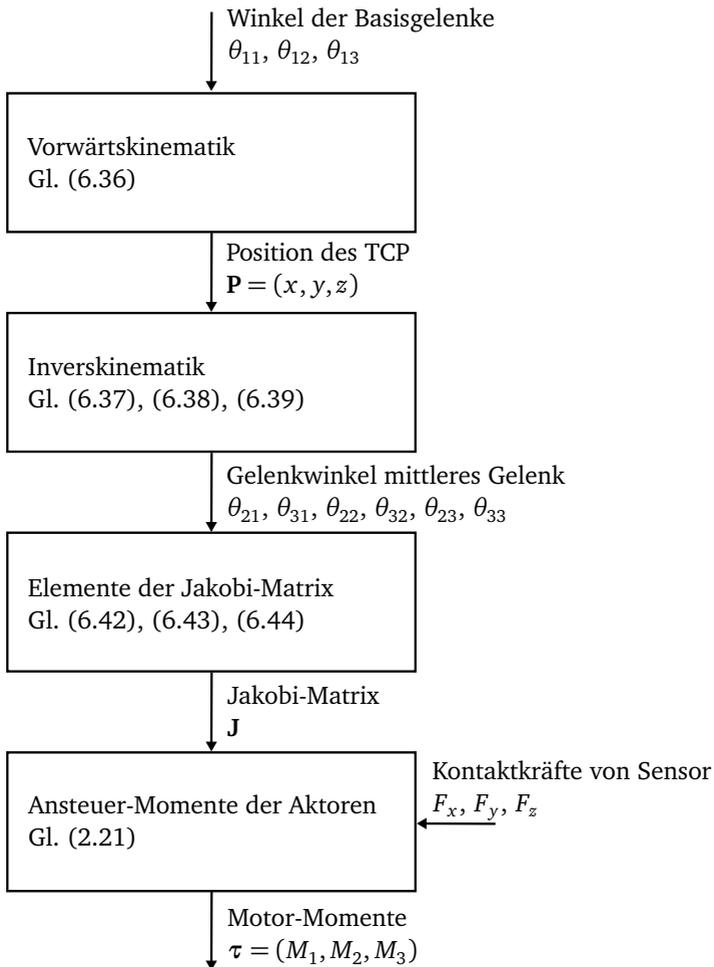


Abb. 9.11: Ablaufdiagramm der Steuersoftware des Bedienelements

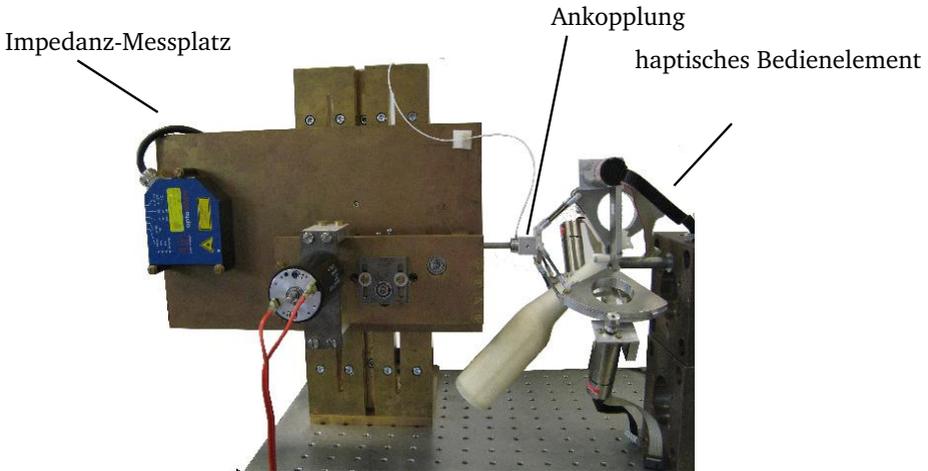


Abb. 9.12: Impedanzmessung am haptischen Bedienelement (Messung in z -Richtung)

9.2.3 Messtechnische Charakterisierung

Die Charakterisierung der passiven Eigenschaften des realisierten Bedienelements erfolgt durch Messung der mechanischen Impedanz. Dabei kommt wiederum der in Abschnitt 8.2.2 vorgestellte neuartige Messplatz für große Auslenkungen zum Einsatz. Die Messung erfolgt durch Kopplung des Messplatzes an den TCP des parallelkinematischen Mechanismus (Abb. 9.12). Aus fertigungstechnischen Gründen vollzieht die TCP-Plattform minimal Verkippungen und weicht vom translatorischen Verhalten ab. Eine Ausgleichskupplung verhindert, dass dadurch Torsionsmomente auf den Kraftsensor des Messplatzes wirken.

Während der Messung treibt der Messplatz den TCP über einen Frequenz-Sweep $f = 1 \dots 50$ Hz an. Die Messung erfolgt in allen drei Raumrichtungen des Weltkoordinatensystems des TCP (vgl. Abb. 6.5). Kalibration und Mittelung erfolgen analog zur messtechnischen Charakterisierung des Lebergewebes. Abbildung 9.13 zeigt die Messergebnisse.

Die Messergebnisse zeigen überwiegendes Masse-Verhalten mit einem Anstieg der Impedanz von ca. 20 dB. Dabei ist die Impedanz in z -Richtung stets größer als die

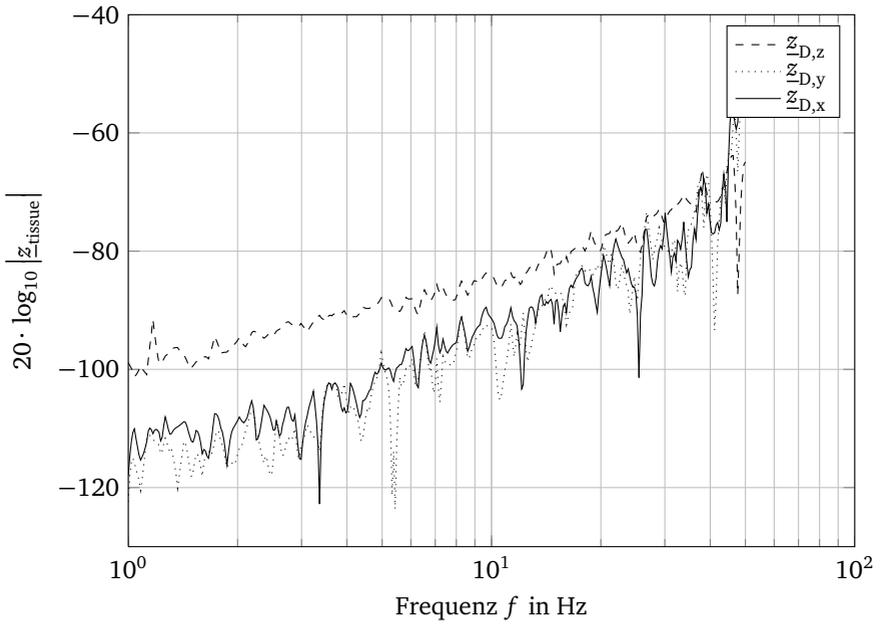


Abb. 9.13: Gemessene Impedanz am TCP in Abhängigkeit der Raumrichtungen

Impedanzen in x - bzw. y -Richtung. Erkennbar ist gleichzeitig ein stark schwankender Verlauf. Ursache hierfür sind wahrscheinlich Effekte der Realisierung wie Gelenkspiel, Torsion der TCP-Plattform durch Fertigungstoleranzen des parallelkinematischen Mechanismus und Rauigkeiten des Stahlseils zur Übertragung der Motormomente. Grundsätzlich zeigt die Messung jedoch eine richtungsabhängige mechanische Impedanz und bestätigt damit die Eigenschaft parallelkinematischer Mechanismen.

9.3 Demonstrator: 3-DOF Telemanipulationssystem

Der Betrieb des in [229] entwickelten Manipulators von INKOMAN zeigt, dass die Dynamik der 4-DOF Parallelkinematik nicht ausreichend ist, um die Funktionsfähigkeit des haptischen Bedienelements sinnvoll nachzuweisen. Die Instrumentenspitze bewegt sich mit maximal ca. 4...5 mm/s, Richtungswechsel sind träge. Grund hierfür ist der positionsgeregelte Betrieb der vier piezoelektrischen Wanderwellenmotoren des Manipulators, der keine höhere Dynamik zulässt.

Aus diesem Grund entsteht im Rahmen dieser Arbeit ein alternatives Telemanipulationssystem. Die folgenden Abschnitte stellen die Komponenten des Systems vor. Hierzu zählt im besonderen auch ein neuartiger 3-DOF Kraftsensor zur Messung der Interaktionskräfte an der Spitze des Manipulators.

9.3.1 Systemkomponenten: Manipulator und Kraftsensor

Manipulator

Als Manipulator-Einheit in diesem alternativen Telemanipulationssystem dient ein kommerzielles haptisches 3-DOF Bedienelement, das *Novint Falcon*. Als Impedanzgesteuertes Gerät ist es nicht in der Lage, Positionieraufgaben durchzuführen – wie von einem Manipulator gefordert. Diese Fähigkeit lässt sich jedoch durch eine Positionsregelung erreichen. So wird ein haptisches Bedienelement zum Slave des Telemanipulationssystems.

Zur Positionsregelung ist auf einem Steuerrechner eine PID-Regelung mit der Übertragungsfunktion

$$G_{\text{PID}} = K_R \cdot \left(1 + \frac{1}{j\omega T_I} + j\omega T_D \right) \quad (9.1)$$

Tab. 9.2: Parameter des PID-Reglers

Parameter	Wert
K_R	350
T_I	0,7 s
T_D	0,001 s

implementiert. Die Wahl der Reglerparameter erfolgt durch heuristische Variation mit den Ziel eines dynamischen und laufruhigen Betriebes (Tabelle 9.2).

Der Regler ist an den Software-Treiber des *Falcon* gekoppelt und gibt drei Kräfte als Stellgrößen an den Software-Treiber des *Falcon* aus. Die Anbindung des *Falcon* an den Rechner erfolgt über USB. Master- und Slave-Rechner sind über eine Ethernet-Direktverbindung gekoppelt (Abb. 9.10).

Kraftsensor

Die Entwicklung des Kraftsensors für die Instrumentenspitze erfolgt im Rahmen der Dissertation von RAUSCH [221]. Ziel ist eine Messung der Kontaktkräfte in den drei kartesischen Raumrichtungen. Die Kraftmessung basiert dabei auf einem Verformungskörper, auf den piezo-resistive Silizium-Dehnmesselemente appliziert werden.

Der Verformungskörper besteht aus einer ringförmigen Struktur mit vier sternförmigen Biegebalken. Im Mittelpunkt der Struktur befindet sich ein Stößel, über den der Kontakt zum manipulierten Objekt erfolgt. Als Dehnmesselemente kommen vier inhomogen dotierte Silizium-DMS zum Einsatz, ebenfalls eine Entwicklung aus [221]. Die DMS werden zusammen mit einer flexiblen Leiterplatte auf den Verformungskörper geklebt. Jedes Messelement ist als Vollbrücke entworfen. Abbildung 9.14 zeigt den Kraftsensor des Telemanipulationssystems.

Die DMS erfassen die Dehnungsänderungen in den vier Biegebalken. Die daraus resultierenden Brückenspannungen werden über einen *Kistler 4665*-Verstärker verstärkt und über eine 12-bit AD-Wander-Karte *NI 9201* in die Steuereinheit des Bedienelementes eingelesen. In der Software des Bedienelementes ist die Berechnung der x, y, z -Komponenten der Kontaktkraft implementiert.

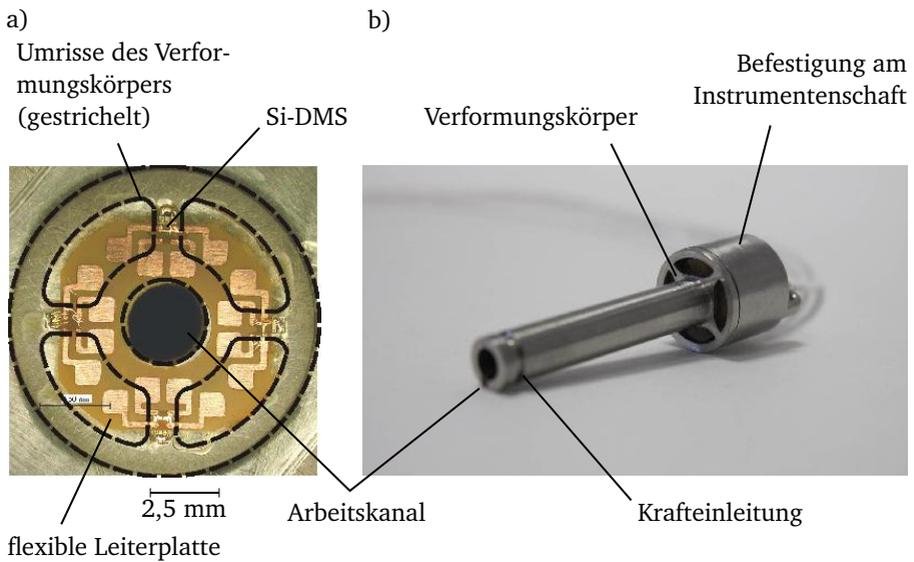


Abb. 9.14: 3-DOF Kraftsensor: a) Verformungskörper im Detail, b) Labormuster [221]

Der gewünschte Kraftvektor ergibt sich dabei über

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = \mathbf{\Delta u} \cdot \begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ u_4 \end{pmatrix} \quad (9.2)$$

mit der 4×3 -Matrix $\mathbf{\Delta u}$. Die Elemente dieser Matrix werden vor Inbetriebnahme in einem Kalibrierschritt bestimmt. Hierzu erfolgt die Messung der vier offsetbereinigten Brückenspannungen jeweils bei einer ausschließlichen Belastung in F_x , F_y bzw. F_z . So ergeben sich die neun Elemente einer Matrix \mathbf{B} über

$$\begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ u_4 \end{pmatrix} = \mathbf{B} \cdot \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} \quad (9.3)$$

Die Berechnung von $\mathbf{\Delta u}$ erfolgt schließlich als Pseudoinverse aus \mathbf{B} nach dem MOORE-PENROSE-Verfahren. Diese Kalibrationsmethode beschreibt [204].

9.3.2 Gesamtsystem und Funktionsfähigkeit

Abbildung 9.15 zeigt das realisierte 3-DOF Telemanipulationssystem. Der Nachweis der prinzipiellen Funktionsfähigkeit erfolgt mittels zweier Manipulationsaufgaben:

1. *Anheben und Positionieren eines Gewichtes*: Ein Gewicht ist auf dem Tisch vor dem Manipulator platziert. Der Nutzer steuert den Schaft des Kraftsensors und nimmt das Gewicht auf (Abb. 9.16 a). Am haptischen Bedienelement ist die wirkende Gewichtskraft deutlich spürbar.
2. *Palpieren eines Silikonphantoms*: Zur Nachbildung der medizinischen Anwendung entsteht ein haptisches Phantom. Es besteht aus einem gegossenen Silikon-Block (RTV 6166, Bayer Silicone). Im Silikon sind Kugeln in unterschiedlicher Größe aus Plastik bzw. Styropor eingebracht. Die Kugeln bilden Verhärtungen des Gewebes durch Tumore nach. Die am Projekt beteiligten Chirurgen beschreiben den so erzeugten haptischen Eindruck als realistisch. Im Versuch ist der Nutzer in der Lage, mit dem Schaft des Kraftsensors harte und weiche Stellen zu unterscheiden (Abb. 9.16 b)). Die Kugelform der Verhärtungen ist räumlich ertastbar.

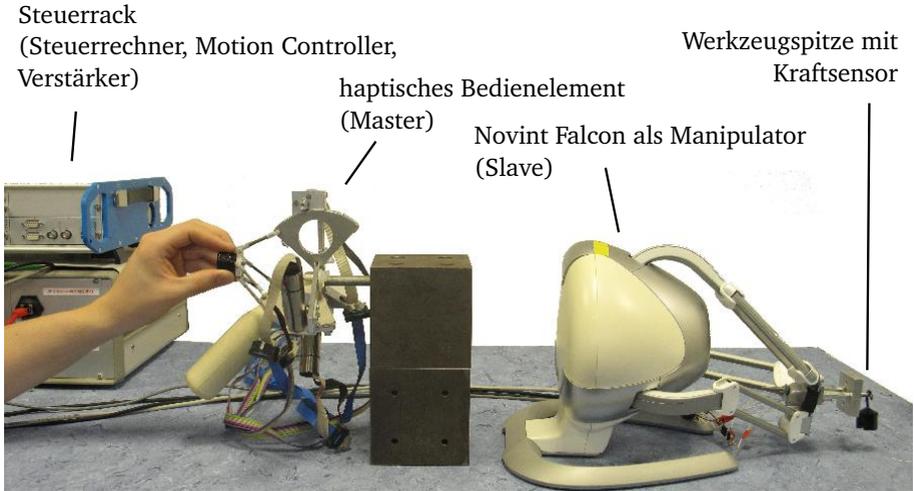


Abb. 9.15: 3-DOF Telemanipulationssystem

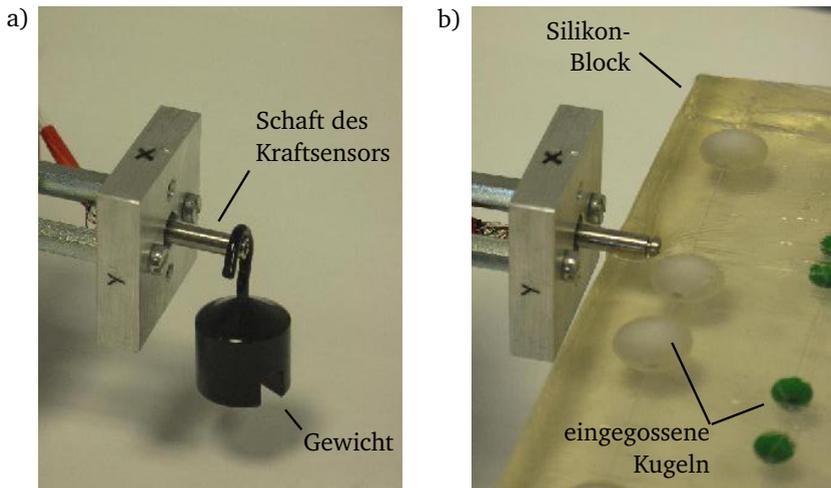


Abb. 9.16: Aufgaben zum Nachweis der prinzipiellen Funktionsfähigkeit

Die Steuerungssoftware ermöglicht eine flexible Skalierung der Steuerbewegungen des Nutzers auf den Arbeitsraum des Slave. Für das realisierte Setup erweist sich eine Hoch-Skalierung um den Faktor zwei als geeignet. Der Nutzer greift den Knauf des Bedienelementes mit Daumen-, Zeige- und Mittelfinger und führt kleine Bewegungen aus. Der genutzte Arbeitsraum umfasst dabei ungefähr einen Würfel mit Kantenlänge 2...3 cm, der Arbeitsraum des Manipulators ist doppelt so groß.

In der Praxis anderer Telemanipulationssysteme erfolgt die Skalierung meist entgegengesetzt, also von großen Bewegungen des Nutzers auf kleine Bewegungen des Manipulators. Typisch sind Faktoren von 0,0004 für die Nano-Manipulation, bzw. 0,33 für die minimal-invasive Chirurgie. Bei der Telemanipulation von radioaktivem Material erfolgt dagegen eine unskalierte Übertragung der Bewegung [157].



10 Erreichter Stand und Ausblick

Das folgende Kapitel umreißt den erreichten Stand im Bezug auf die technischen Aspekte der Entwicklung sowie der Erweiterung der Entwurfsmethodik. Es schließt mit einem Ausblick auf mögliche anschließende Arbeiten.

10.1 Erreichter Stand

Das INKOMAN System bietet dem Arzt zukünftig ein neuartiges Operationswerkzeug mit dem Potential für effektivere minimal-invasive Eingriffe. Die erhöhte Beweglichkeit an der Instrumentenspitze macht auch komplexere anatomische Strukturen erreichbar. Die Steuerung des Instrumentes unter haptischer Rückmeldung ergänzt die visuelle Information der laparoskopischen Kamera wieder um den bei der Laparoskopie verloren gegangenen Tasteindruck. Unterschiedliche Gewebearbeiten sind wieder fühlbar voneinander zu unterscheiden. Diese Fähigkeit von INKOMAN beschleunigt damit potentiell sowohl Operations- als auch Trainingszeiten durch eine intuitivere Navigation im Operationsfeld.

10.1.1 Haptisches Bedienelement

Das Bedienkonzept ermöglicht die Steuerung eines beweglichen Mechanismus an der Spitze von INKOMAN. Es basiert auf der Analyse des chirurgischen Szenarios (Abschnitt 3.2) und einer eingehenden Analyse des Standes der Technik (Kapitel 4). Ziel ist es, dem Operateur eine Möglichkeit zur Verfügung zu stellen, die es ihm erlaubt, einen vergleichsweise komplexen beweglichen Mechanismus an der Instrumentenspitze intuitiv zu steuern. Gleichzeitig muss sich INKOMAN mit seinem Bedienkonzept nahtlos in den Ablauf einer Operation eingliedern. Dies bedeutet im Besonderen, dass sich jederzeit ein schneller Instrumentenwechsel vollziehen lässt. Die Verbindung zwischen Chirurg und Instrument muss folglich leicht herzustellen und zu lösen sein.

Ergebnis der Entwicklung des Bedienkonzeptes ist ein Pistolengriff mit einem Joystick als zentrale Bedienkomponente. Der Entwurf des Bedienelementes geschieht

zunächst anhand einer animierten Fallstudie. Zur Evaluierung durch Chirurgen erfolgt die Realisierung von zwei funktionsfähigen Bedienelementen und schließlich ein erfolgreicher Test in einem Tierversuch am Schwein (Abschnitt 5.2).

Die haptische Rückmeldung des INKOMAN-Systems basiert auf einer Messung der Kontaktkraft zwischen Instrument und Organ in drei kartesischen Freiheitsgraden. Entsprechend erfolgt auch die Integration eines aktiven 3-DOF Joysticks in das Bedienkonzept. Kernkomponente des haptischen Joysticks ist ein parallelkinematischer, translatorischer Mechanismus. Die Auswahl der Topologie basiert auf einer Analyse der Voraussetzungen translatorischen Verhaltens, dem Aufspannen eines Lösungsraumes und dessen systematischer Reduktion. Der ausgewählte RUU-Mechanismus übersetzt die Momente von drei Antrieben in ein rein kartesisches haptisches Feedback (Kapitel 6). Den Entwurfsprozess zur Auslegung des Mechanismus fasst der folgende Abschnitt 10.1.2 zusammen.

Das haptische Bedienelement ist Impedanz-gesteuert realisiert, angetrieben von drei EC-Motoren. Zum Nachweis der Funktionsfähigkeit entsteht im Rahmen dieser Arbeit ein eigenes Telemanipulationssystem, bestehend aus dem vollständig funktionsfähigen haptischen Bedienelement mit Steuerrechner und Leistungselektronik, einem positionsgeregelten kommerziellen Bedienelement als Manipulator und einem Kraftsensor aus der Dissertation RAUSCH [221]. Das realisierte System ermöglicht die Steuerung des Manipulators unter haptischem Feedback. Massen von angehobenen Gewichten sind deutlich am Bedienelement spürbar und das räumliche Ertasten von harten Einschlüssen in einem Silikonblock ist möglich (Kapitel 9).

10.1.2 Entwurfsprozess

Kernkomponente des Bedienkonzeptes ist ein haptischer Joystick mit drei translatorischen Freiheitsgraden. Der Entwurfsprozess hierfür basiert auf zwei Aspekten:

1. Der *kinematische Entwurf* umfasst als Entwurfsparameter die Dimensionen des parallelkinematischen Mechanismus, d.h. die Durchmesser der TCP- und Basisplattform sowie die Längen der Beinstreben.
2. Der *dynamische Entwurf* behandelt die Trägheitseigenschaften des Mechanismus. Entwurfsparameter sind die Massen und Massenträgheitsmomente der Streben und der TCP-Plattform.

Kinematischer Entwurf

Der kinematische Entwurf nutzt zur Modellbildung die mathematische Beschreibung des Getriebeverhaltens des Mechanismus. In Abhängigkeit von der zu beschreibenden Struktur sind unterschiedliche Methoden geeignet, um das Getriebeverhalten zu beschreiben. Zu den Methoden zählen z.B. die DENAVIT-HARTENBERG-Methode oder auch die Anwendung von geschlossenen Vektorzügen (z.B. [38]). Im vorliegenden Fall der RUU-Struktur ist eine geschlossene Lösung der Vorwärtskinematik über das Verfahren der Trilateration, d.h. die Anwendung von Kugelgleichungen, möglich. Die geschlossene Lösung der Inverskinematik basiert auf Vektorzügen (Abschnitt 6.2.1).

Das erste Entwurfskriterium ist die Größe des nutzbaren Arbeitsraumes. Durch die Anwendung der Inverskinematik in einem Abtastalgorithmus auf einen diskretisierten Arbeitsraum ergibt sich eine Menge der Punkte des Arbeitsraumes. Der Abtastalgorithmus läuft für variierte Strebenlängen und Plattformgrößen. Ergebnis ist die Größe und Form des Arbeitsraumes in Abhängigkeit von den Abmessungen des Mechanismus. Das Verfahren liefert eine genauere Form des Arbeitsraumes als Abschätzungen durch einfache umhüllende Volumenkörper (z.B. bei [277]). Gleichzeitig ist es bei Kenntnis der Inverskinematik auf beliebige Mechanismen anwendbar.

Das zweite Entwurfskriterium ist die Isotropie, d.h. die Richtungsunabhängigkeit des Übertragungsverhaltens im Arbeitsraum. Maßzahl für die Isotropie ist die globale Konditionszahl. Die Berechnung basiert auf der Analyse der Konditionszahl der JAKOBI-Matrix für alle Punkte des Arbeitsraumes und ist ebenfalls in einem Abtastalgorithmus implementiert.

Die Dimensionierung der Abmessungen als Entwurfsparameter erfolgt unter Anwendung der beiden Kriterien mit dem Ziel eines isotropen, ausreichend großen Arbeitsraumes bei einer gleichzeitig kompakten Bauform des Mechanismus (Abschnitt 6.2.2).

Dynamischer Entwurf

Die vorliegende Arbeit stellt einen neuen Ansatz zum Entwurf eines dreidimensionalen parallelkinematischen Mechanismus vor. Das Entwurfsverfahren basiert auf der elektromechanischen Netzwerktheorie. Die Netzwerktheorie ist eine etablierte Entwurfsmethode auf dem Gebiet elektromechanischer Systeme zur Modellierung linearer, eindimensionaler Wandler. Für die Anwendung auf ein mehrdimensionales Bedienelement erfolgt daher eine Zerlegung des Mechanismus in

eindimensionale Komponenten und deren Verkettung in zweckmäßigen lokalen Koordinatensystemen. Dazu werden alle mechanischen Komponenten durch ihre jeweiligen Kettenmatrizen abgebildet. Es folgt eine anschließende Transformation der mechanischen Größen aus den lokalen Koordinatensystemen in das gemeinsame Weltkoordinatensystem.

Das resultierende Netzwerk linearisiert das nicht-lineare Übertragungsverhalten des parallelkinematischen Mechanismus in einem Arbeitspunkt, d.h. einer Stellung des Mechanismus. Aus der Lage ergeben sich unter Zuhilfenahme der kinematischen Beziehungen die jeweiligen Stellungen der Gelenke. Dies hat Einfluss auf zwei mechanische Effekte: die Aufteilung von Kraftflüssen im Netzwerk und lageabhängige Massenträgheitsmomente.

Lageabhängige Massenträgheitsmomente entstehen im Bezug auf Gelenkachsen mit unveränderlicher Orientierung bei einem Verkippen von Streben. Zur Nachbildung dieses Effektes kommen lageabhängige konzentrierte Bauelemente zum Einsatz.

Das vorgestellte Konzept der dreidimensionalen Netzwerktheorie basiert auf dem konsequenten Einsatz von Ketten- und Koordinatentransformations-Matrizen. Durch diesen Ansatz entsteht ein Gesamtmodell auf Basis sich wiederholender Bauelemente. Durch die Modularität ist der Ansatz gut geeignet für die Anwendung auf symmetrische, parallelkinematische Mechanismen. Diese bestehen - wie der RUU-Mechanismus in dieser Arbeit - aus mehreren Beinen mit gleicher kinematischer Struktur.

Die Modellbildung mit Hilfe der Netzwerktheorie ermöglicht die Anwendung des Entwurfsverfahrens der Transparenz, d.h. des Vergleichs der mechanischen Eingangsgrößen am manipulierten Objekt mit dem haptischen Feedback an den Nutzer. Sie dient der Analyse des Amplitudenfrequenzgangs des haptischen Feedbacks.

Die Erweiterung der Netzwerktheorie eröffnet erstmals die Möglichkeit der Darstellung dreidimensionaler haptischer Telemanipulationssysteme mit der in der Haptik etablierten Methode der 2-Tore. Dies führt zur Ableitung eines mehrdimensionalen Gütekriteriums für den Vergleich der mechanischen Impedanz des manipulierten Objektes und der dem Bediener dargestellten Impedanz (Abschnitt 7.5).

Zur Analyse der mechanischen Eigenschaften des operierten Gewebes entstehen zwei Messplätze. Sie dienen zur messtechnische Charakterisierung der mechanischen Impedanz des Gewebes. Aus den Messergebnissen lässt sich die Parametrierung eines mechanischen Ersatzschaltbildes ableiten (Kapitel 8). Damit kann die

Impedanz des Gewebes rechnerisch im Gütekriterium der Transparenz zur Bewertung eines haptischen Telemanipulationssystems eingesetzt werden.

Mit der Modellierung im Frequenzbereich beschreibt die Netzwerkmethod das dynamische Übertragungsverhalten eines mehrdimensionalen Mechanismus in geschlossener Form. Der dynamische Entwurf ist damit ohne numerische Mehrkörper-Simulation über Software, wie z.B. *Simmechanics* unter MATLAB, möglich.

Tabelle 10.1 fasst die Eckpunkte des kinematischen und dynamischen Entwurfsprozesses zusammen.

Tab. 10.1: Entwurfsphase des haptischen Bedienelements

	Kinematischer Entwurf	Dynamischer Entwurf
<i>Entwurfsverfahren</i> <i>Modellbildung</i>	Kinematik geschlossene Lösung von Vorwärts- und Rückwärtskinematik, JAKOBI-Matrix	Transparenz dreidimensionales Netzwerkmodell sowie messtechnische Charakterisierung von Gewebe- und Nutzerimpedanz
<i>Entwurfskriterien</i>	Volumen des Arbeitsraumes, Isotropie/globale Konditionszahl	Frequenzverlauf des haptischen Feedbacks (z.B. Lage der Resonanz); Gütekriterium der Transparenz
<i>Entwurfsparameter</i>	Abmessungen des Mechanismus (Länge der Streben und Durchmesser der TCP-Plattform)	Massen und Trägheitsmomente der Streben und der TCP-Plattform

10.2 Anregung für zukünftige Arbeiten

Aus den Ergebnissen dieser Arbeit lassen sich potentielle neue Forschungsaufgaben ableiten. Sie betreffen – analog zu dieser Arbeit – Aspekte des Entwurfsprozesses und technische Fragestellungen.

Das in dieser Arbeit eingeführte Konzept der mehrdimensionalen Netzwerkdarstellung modelliert die translatorischen und rotatorischen Trägheitseigenschaften eines Mechanismus. Für eine zukünftige Weiterentwicklung liegt die Einbeziehung von Nachgiebigkeiten und Dämpfungen nahe. Während die Dämpfungseigenschaften vornehmlich in den Gelenken des Mechanismus zu integrieren sind, ist besonders die Integration der Nachgiebigkeiten eine Herausforderung. Hier sind die flexiblen Streben nachzubilden. Die Verkettung von Stabmodellen ist hier ein möglicher Lösungsansatz (u.a. [13, 169]). Ein besonderes Augenmerk muss darauf gerichtet sein, dass sich durch diese Nachgiebigkeiten die Zahl der Freiheitsgrade des Mechanismus erhöhen wird. Folglich sind auch die kinematischen Modelle anzupassen.

Die mechanischen Eigenschaften des Nutzers beeinflussen ebenfalls entscheidend den Amplitudenfrequenzgang des haptischen Feedbacks. Im Rahmen des Netzwerkmodells wurde die mechanische Impedanz mit einer einfachen Nachgiebigkeit angenähert. Dies bildet die Realität aber nur in beschränktem Maße ab. Ein weiterer Aspekt des Netzwerkmodells ist daher die Erweiterung der Nutzermodelle. Während in der Literatur Untersuchungen zur Messung der mechanischen Impedanz z_{user} existieren (u.a. [145]) gibt es bislang keine Datengrundlage für den kinästhetischen Bereich. Hier bietet der neue Messplatz II aus Abschnitt 8.2.2 ein geeignetes Messmittel für zukünftige Untersuchungen. Ein wichtiger Aspekt ist dabei die Analyse der Impedanz bei relevanten Griff Situationen und Offset-Kräften. Diese Untersuchungen würden die Genauigkeit beim Entwurf des gekoppelten Systems „Nutzer-Bedienelement“ weiter erhöhen.

Generell bietet die mehrdimensionale Netzwerkdarstellung eine geschlossene Darstellung dynamischer Eigenschaften. Durch den Verzicht auf numerische Berechnungen lässt sie sich schnell und effektiv auf einem Rechner implementieren. Wie für viele ingenieurtechnische Fragestellungen erforderlich, liegt das Ergebnis direkt im Frequenzbereich vor. Die Netzwerkmethodik bietet folglich das Potential, als Grundprinzip für mechanischen Simulationsprogramme zu fungieren. Denkbar ist eine Hinterlegung von parametrierbaren Standardbausteinen, wie etwa dem massebehafteten Stab, in Bibliotheken. Die Verknüpfung erfolgt dann durch einen Nutzer über eine grafische Bedienoberfläche.

Existierende Softwarelösungen für Mehrkörpersimulationen, z.B. *Simmechanics*, berechnen die Bewegung von Mechanismen im Zeitbereich. Das Ermitteln eines Frequenzgangs erfordert ein Wobbeln über den zu untersuchenden Frequenzbereich. Insbesondere die Simulation von komplexeren, mehrdimensionalen Strukturen ist daher bei diesen Softwaresystemen sehr zeitintensiv. Hingegen wäre eine

Simulationsumgebung auf Basis der Netzwerktheorie hier eine denkbare Ansatz für eine effizientere Simulation, besonders in höheren Frequenzbereichen.

Das haptische Bedienelement basiert auf einer punktförmigen Interaktion zwischen Instrumentenspitze und Gewebe. Es liefert eine primär kinästhetische Rückmeldung. Besonders im medizinischen Bereich ist jedoch auch die taktile, also flächig aufgelöste, Tastinformation von großer Bedeutung. Vor diesem Hintergrund wäre die Integration flächig verteilter Aktorik in ein kinästhetisches haptisches Bedienelement zu untersuchen.

Die Herausforderung liegt dabei in der Entwicklung eines leichten, flächigen Aktors, der sich beispielsweise auf der TCP-Plattform des INKOMAN-Joysticks integrieren lässt. Dazu sind neuartige Ansätze auf dem Gebiet der Aktorik erforderlich. Einen möglichen technologischen Weg bieten hier dielektrische Multilayer-Elastomeraktoren (u.a. [186]). Bei einer solchen Lösung würde der Joystick die Nachgiebigkeit des Gewebes darstellen, während ein Pad aus Elastomeraktoren detaillierter Gewebestrukturen, wie z.B. Blutgefäße darstellen würde.

Das in dieser Arbeit vorgestellte haptische Bedienelement ermöglicht eine Steuerung und haptische Rückmeldung in kompakter Bauform. Der Einsatz in anderen Anwendungsbereichen mit tragbaren Controllern, z.B. im Bereich von Spielkonsolen, liegt daher nahe.



A Vergleich von DC-Motoren

Tab. A.1: Kennwerte von DC-Antrieben (Auswahl)

Hersteller	Modell	Anhalt- temo- ment in mNm	Drehmo- mentkon- stante mNm/A	Ge- wicht in g	Thermi- scher Dauer- strom $i_{\max, \text{therm}}$ in A	M_{\max} bei $i_{\max, \text{therm}}$ in mNm
Faulhaber	0620 006 B	0,73	1,13	2,5	0,36	0,4
Faulhaber	0620 012 B	0,57	2,91	2,5	0,14	0,4
Faulhaber	1126 006 B	7,19	2,77	13	0,97	2,6
Faulhaber	1628 012 B	11	3,86	31	0,77	2,9
Faulhaber	1628 024 B	12	7,42	31	0,41	3,0
Maxon	236918	33,1	4,48	34	1,22	5,4
Maxon	236917	34,4	7,77	34	0,707	5,4
Maxon	266519	36,9	5,71	34	0,984	5,6
Maxon	266521	31,2	3,3	34	1,71	5,6
Faulhaber	2036 036 B	22	17,15	50	0,34	5,8
Faulhaber	2036 048 B	20	25,56	50	0,23	5,8
Faulhaber	2036 024 B	21	12,36	50	0,48	5,9
Faulhaber	2444 024 B	111	9,8	100	1,37	13,4
Faulhaber	2444 048 B	115	20,2	100	0,69	13,9
Maxon	262860	166	4,23	55	3,41	14,4
Maxon	232242	141	3,2	55	4,51	14,4
Maxon	262862	183	7,33	55	2,03	14,8
Maxon	200118	48,1	23,5	85	0,704	16,5
Maxon	169008	117	11,1	85	1,57	17,4
Faulhaber	2057 012 B	113	5,19	95	3,41	17,6
Faulhaber	2057 024 B	114	8,56	95	2,12	18,1
Faulhaber	3056 036 B	99	38,02	190	0,66	25,0
Faulhaber	3056 024 B	98	27,32	190	0,96	26,2
Maxon	264443	411	12,8	120	2,28	29,1
Maxon	167130	692	7,85	120	4,16	32,6
Maxon	118891	443	7,45	263	5,91	44,0
Maxon	118893	472	23	263	2,02	46,5
Maxon	118892	460	11,8	263	3,95	46,6
Faulhaber	3564 024 B	371	20,12	310	2,50	50,3
Faulhaber	3564 048 B	401	37,02	310	1,36	50,3
Faulhaber	3564 012 B	291	14,52	310	3,68	53,4

B Herleitungen

Fehlerfunktion

Ziel ist die Herleitung der Funktion

$$\underline{E} = \underline{z}_t - \underline{z}_e \quad (\text{B.1})$$

mit

$$\underline{z}_t = \frac{\underline{F}_h}{\underline{v}_h} \quad (\text{B.2})$$

$$\underline{z}_e = \frac{\underline{F}_e}{\underline{v}_e} \quad (\text{B.3})$$

für die Verknüpfung

$$\begin{pmatrix} \underline{F}_h \\ \underline{v}_e \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \underline{H}_{11} & \underline{H}_{12} \\ \underline{H}_{21} & \underline{H}_{22} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \underline{v}_h \\ -\underline{F}_e \end{pmatrix} \quad (\text{B.4})$$

Einsetzen der beiden Gleichungen aus Gl. (B.4) in Gl. (B.1) ergibt

$$\underline{E} = \frac{\underline{H}_{11} \cdot \underline{v}_h - \underline{F}_e \cdot \underline{H}_{12}}{\underline{v}_h} - \frac{\underline{F}_e}{\underline{H}_{21} \cdot \underline{v}_h - \underline{H}_{22} \cdot \underline{F}_e} \quad (\text{B.5})$$

Aus der zweiten Gleichung aus Gl. (B.4) folgt

$$\underline{v}_h = \frac{\underline{v}_e + \underline{F}_e \cdot \underline{H}_{22}}{\underline{H}_{21}} \quad (\text{B.6})$$

Nach Einsetzen in Gl. (B.5) folgt nach Kürzen mit \underline{F}_e und unter Verwendung von Gl. (B.3)

$$\underline{E} = \frac{\frac{1}{\underline{z}_e} \cdot \underline{H}_{11} + \underline{H}_{22} \underline{H}_{11} - \underline{H}_{12} \underline{H}_{21}}{\frac{1}{\underline{z}_e} + \underline{H}_{22}} - \underline{z}_e \quad (\text{B.7})$$

Abbildung B.1 zeigt die für die Trilateration relevanten Geometrien.

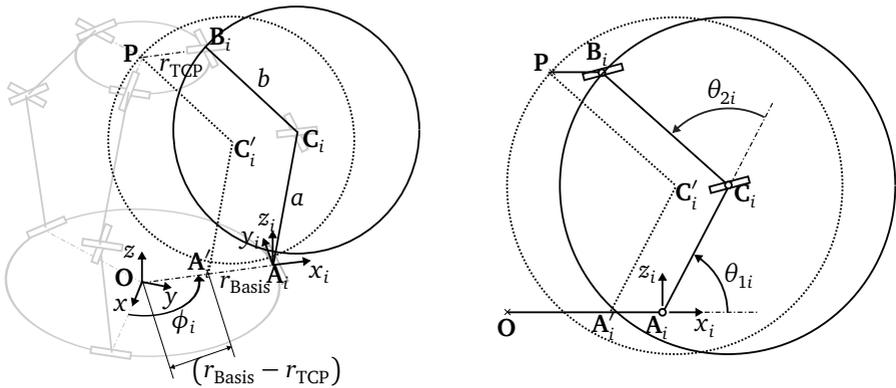


Abb. B.1: Geometrie der RUU-Topologie für die Trilateration

Im Abstand $(r_{\text{Basis}} - r_{\text{TCP}})$ zum Mittelpunkt der Basis liegt der Sockelpunkt A'_i eines gedachten Beines. Der Endpunkt des oberen Gliedes kann um C'_i eine kugelförmige Bewegung vollführen. Alle Kugelsphären der drei Beine sind durch

$$(x_P - x_{C'_i})^2 + (y_P - y_{C'_i})^2 + (z_P - z_{C'_i})^2 = b^2 \quad (\text{B.8})$$

beschreiben und schneiden sich im gemeinsamen Punkt P .

Da das untere Glied im Punkt A'_i bzw. A_i ausschließlich um die x_i -Achse rotiert, liegt C'_i in der x_i/z_i -Ebene und es gilt für die y -Koordinate von C'_i

$$y_{C'_i} = 0 \quad (\text{B.9})$$

Im Sinne des WKS ist liegt der gedachte Mittelpunkt C'_i der Kugelsphäre demnach bei

$$C'_i = \underbrace{\begin{pmatrix} \cos(-\phi_i) & \sin(-\phi_i) & 0 \\ -\sin(-\phi_i) & \cos(-\phi_i) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}}_{\text{Rotationsmatrix}} \cdot \left[\begin{pmatrix} a \cdot \cos \theta_{1i} \\ 0 \\ a \cdot \sin \theta_{1i} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} r_{\text{Basis}} - r_{\text{TCP}} \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \right] \quad (\text{B.10})$$

Die Rotationsmatrix bildet die Koordinaten des lokalen Koordinatensystems in A_i bzw. A'_i in das WKS ab. Die Drehung erfolgt mit dem Uhrzeigersinn, d.h. in Richtung $-\phi_i$.

Zu lösen ist folglich das Gleichungssystem aus den Kugelgleichungen

$$(x_P - x_{C'_1})^2 + (y_P - y_{C'_1})^2 + (z_P - z_{C'_1})^2 = b^2 \quad (\text{B.11})$$

$$(x_P - x_{C'_2})^2 + (y_P - y_{C'_2})^2 + (z_P - z_{C'_2})^2 = b^2 \quad (\text{B.12})$$

$$(x_P - x_{C'_3})^2 + (y_P - y_{C'_3})^2 + (z_P - z_{C'_3})^2 = b^2 \quad (\text{B.13})$$

Daraus folgt aus (B.11) – (B.12)

$$x_P (-2x_{C'_1} + 2x_{C'_2}) + y_P \cdot 2y_{C'_2} + z_P (-2z_{C'_1} + 2z_{C'_2}) = -x_{C'_1}^2 + x_{C'_2}^2 + y_{C'_2}^2 - z_{C'_1}^2 + z_{C'_2}^2 \quad (\text{B.14})$$

aus (B.11) – (B.13)

$$x_P (-2x_{C'_1} + 2x_{C'_3}) + y_P \cdot 2y_{C'_3} + z_P (-2z_{C'_1} + 2z_{C'_3}) = -x_{C'_1}^2 + x_{C'_3}^2 + y_{C'_3}^2 - z_{C'_1}^2 + z_{C'_3}^2 \quad (\text{B.15})$$

und aus (B.12) – (B.13)

$$x_P (-2x_{C'_2} + 2x_{C'_3}) + y_P (-2y_{C'_2} + 2y_{C'_3}) + z_P (-2z_{C'_2} + 2z_{C'_3}) = -x_{C'_2}^2 + x_{C'_3}^2 - y_{C'_2}^2 + y_{C'_3}^2 - z_{C'_2}^2 + z_{C'_3}^2 \quad (\text{B.16})$$

Die Lösung ergibt zwei Lösungen für die Schnittpunkte der Kugelsphären, wobei nur eine geometrisch sinnvoll ist. Die Berechnung von $\mathbf{P} = (x_P \ y_P \ z_P)^T$ erfolgt rechnergestützt mit Mathematica®.

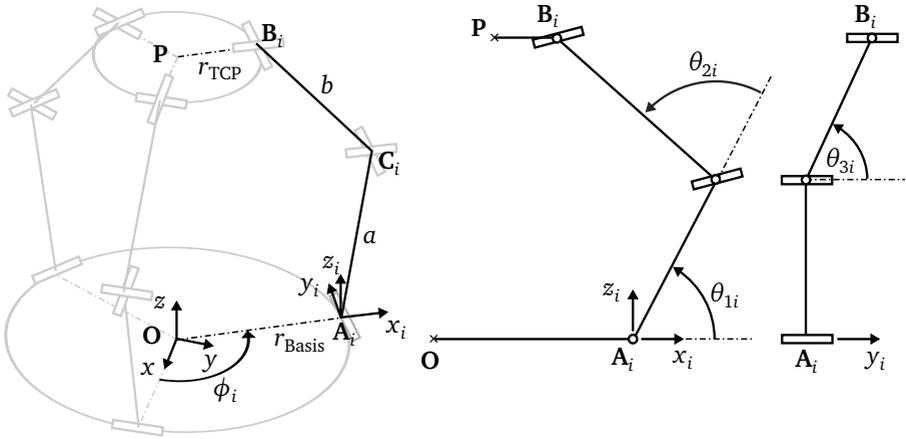


Abb. B.2: Geometrie der RUU-Topologie (basierend auf [265])

Rückwärtskinematik

Abbildung B.2 zeigt relevanten geometrischen Eigenschaften für die Bestimmung der Inverskinematik.

Die Herleitung der Inverskinematik erfolgt über den Vektorzug

$$\vec{OP} + \vec{PB}_i = \vec{OA}_i + \vec{A}_i\vec{C}_i + \vec{C}_i\vec{B}_i \quad (\text{B.17})$$

Daraus berechnet sich über die Lage der Punkte \mathbf{B}_i im Bezug auf das lokale Koordinatensystem in \mathbf{A}_i über

$$\begin{pmatrix} x_{B_i} \\ y_{B_i} \\ z_{B_i} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a \cdot \cos \theta_{1i} + b \cdot \sin \theta_{3i} \cdot \cos (\theta_{1i} + \theta_{2i}) \\ b \cdot \cos \theta_{3i} \\ a \cdot \sin \theta_{1i} + b \cdot \sin \theta_{3i} \cdot \sin (\theta_{1i} + \theta_{2i}) \end{pmatrix} \quad (\text{B.18})$$

Ziel ist jedoch die Berechnung der Gelenkwinkel in Abhängigkeit von der Stellung \mathbf{P} des TCP. \mathbf{P} - beschrieben im Weltkoordinatensystem (WKS) - und \mathbf{B}_i sind in konstanter Lage miteinander verbunden. Die Position von \mathbf{B}_i im WKS ergibt sich somit aus der Koordinatentransformation (Drehung des WKS um seine z -Achse um den

Winkel ϕ_i) und eine Verschiebung um $(r_{\text{TCP}} - r_{\text{Basis}})$ entlang der x_i -Achse. Folglich gilt

$$\begin{pmatrix} x_{B_i} \\ y_{B_i} \\ z_{B_i} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \phi_i & \sin \phi_i & 0 \\ -\sin \phi_i & \cos \phi_i & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x_P \\ y_P \\ z_P \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} r_{\text{TCP}} - r_{\text{Basis}} \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (\text{B.19})$$

Aus der zweiten Zeile von Gleichung (B.18) ergibt sich direkt

$$\theta_{3i} = \arccos \frac{y_{B_i}}{b} \quad (\text{B.20})$$

Nach Quadrieren von Gleichung (B.18) und Summieren der linken und rechten Seite folgt

$$\begin{aligned} x_{B_i}^2 + y_{B_i}^2 + z_{B_i}^2 &= (a \cdot \cos \theta_{1i} + b \cdot \sin \theta_{3i} \cdot \cos(\theta_{1i} + \theta_{2i}))^2 + \\ & b^2 \cdot \cos^2 \theta_{3i} + (a \cdot \sin \theta_{1i} + b \cdot \sin \theta_{3i} \cdot \sin(\theta_{1i} + \theta_{2i}))^2 \end{aligned} \quad (\text{B.21})$$

Ausmultiplizieren und Anwenden von $\sin^2 x + \cos^2 x = 1$ ergibt

$$x_{B_i}^2 + y_{B_i}^2 + z_{B_i}^2 = a^2 + b^2 + 2ab \sin \theta_{3i} \cos \theta_{2i} \quad (\text{B.22})$$

woraus direkt

$$\theta_{2i} = \arccos \frac{x_{B_i}^2 + y_{B_i}^2 + z_{B_i}^2 - a^2 - b^2}{2ab \sin \theta_{3i}} \quad (\text{B.23})$$

folgt.

Die geschlossene Berechnung von θ_{1i} basiert auf einer geschickten Umformung der trigonometrischen Terme von Gl. (B.18) in ein Polynom. Sie erfordert eine Reihe von Zwischenschritten, die an dieser Stelle nicht nachvollzogen sind. Hierfür sei daher auf [266, 267] verwiesen.

Ergänzungen zur Netzwerkdarstellung

Kettenmatrix des Trägheitsmoment-behafteten Stabes

Aus den Umlaufgleichungen

$$\underline{v}_1 = -\underline{v}' = \underline{v}_2 - \frac{l}{2} \cdot \underline{\Omega} \quad (\text{B.24})$$

$$\underline{v}_2 = \underline{v}'' = \frac{l}{2} \cdot \underline{\Omega} \quad (\text{B.25})$$

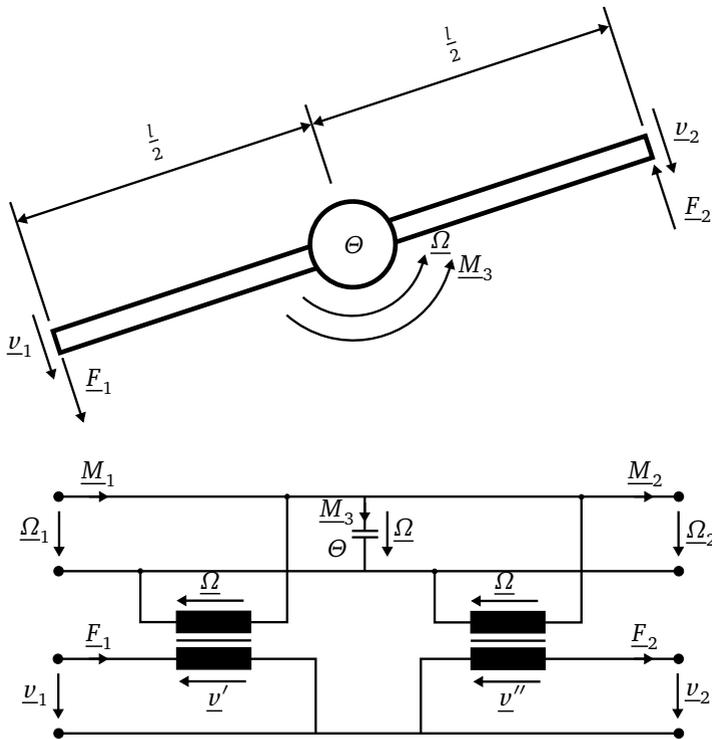


Abb. B.3: Stab mit Trägheitsmoment

folgt die erste Zeile der Kettenmatrix mit

$$\underline{v}_1 = -\underline{v}_2. \quad (\text{B.26})$$

Weiterhin folgt aus der Knotengleichung

$$\underline{M}_1 = \underline{M}' + \underline{M}_3 + \underline{M}'' + \underline{M}_2 \quad (\text{B.27})$$

$$= \frac{l}{2} \cdot \underline{F}_1 + j\omega\Theta \cdot \underline{\Omega} + \frac{l}{2} \cdot \underline{F}_2 + \underline{M}_2 \quad (\text{B.28})$$

mit Einsetzen von Gl. (B.25) und der Lagerung in Gelenken mit

$$\underline{M}_1 = \underline{M}_2 = 0 \quad (\text{B.29})$$

die zweite Zeile der Kettenmatrix mit

$$\underline{F}_1 = -j\omega\Theta \cdot \frac{4}{l^2} \cdot \underline{v}_2 - \underline{F}_2. \quad (\text{B.30})$$

Mehrdimensionale HANNAFORD-Matrix

Analog zum aus Abschnitt 7.4.4 bekannten Gleichungssystem für die x -Koordinate

$$\underline{v}_{x,i,\text{TCP}} = \underline{\Omega}_i \cdot (\underline{W}_{i11} + \underline{W}_{i12}) + \underline{\Omega}_{3i} \cdot \underline{W}_{i13} + \underline{M}_i \cdot (\underline{W}_{i14} + \underline{W}_{i15}) \quad (\text{B.31})$$

$$\underline{F}_{x,i,\text{TCP}} = \underline{\Omega}_i \cdot (\underline{W}_{i41} + \underline{W}_{i42}) + \underline{\Omega}_{3i} \cdot \underline{W}_{i43} + \underline{M}_i \cdot (\underline{W}_{i44} + \underline{W}_{i45}) \quad (\text{B.32})$$

ergibt sich für die y -Koordinate mit den entsprechenden Elementen der \underline{W} -Matrix

$$\underline{v}_{y,i,\text{TCP}} = \underline{\Omega}_i \cdot (\underline{W}_{i21} + \underline{W}_{i22}) + \underline{\Omega}_{3i} \cdot \underline{W}_{i23} + \underline{M}_i \cdot (\underline{W}_{i24} + \underline{W}_{i25}) \quad (\text{B.33})$$

$$\underline{F}_{y,i,\text{TCP}} = \underline{\Omega}_i \cdot (\underline{W}_{i51} + \underline{W}_{i52}) + \underline{\Omega}_{3i} \cdot \underline{W}_{i53} + \underline{M}_i \cdot (\underline{W}_{i54} + \underline{W}_{i55}) \quad (\text{B.34})$$

und für die z -Koordinate analog

$$\underline{v}_{z,i,\text{TCP}} = \underline{\Omega}_i \cdot (\underline{W}_{i31} + \underline{W}_{i32}) + \underline{\Omega}_{3i} \cdot \underline{W}_{i33} + \underline{M}_i \cdot (\underline{W}_{i34} + \underline{W}_{i35}) \quad (\text{B.35})$$

$$\underline{F}_{z,i,\text{TCP}} = \underline{\Omega}_i \cdot (\underline{W}_{i61} + \underline{W}_{i62}) + \underline{\Omega}_{3i} \cdot \underline{W}_{i63} + \underline{M}_i \cdot (\underline{W}_{i64} + \underline{W}_{i65}). \quad (\text{B.36})$$

Daraus folgen die drei Gleichungen für das haptische Feedback

$$\underline{F}_{x,i,TCP} = \underline{\Omega}_i \cdot a_{x,i} + \underline{v}_{x,i,TCP} \cdot b_{x,i} + \underline{M}_i \cdot c_{x,i} \quad (\text{B.37})$$

$$\underline{F}_{y,i,TCP} = \underline{\Omega}_i \cdot a_{y,i} + \underline{v}_{y,i,TCP} \cdot b_{y,i} + \underline{M}_i \cdot c_{y,i} \quad (\text{B.38})$$

$$\underline{F}_{z,i,TCP} = \underline{\Omega}_i \cdot a_{z,i} + \underline{v}_{z,i,TCP} \cdot b_{z,i} + \underline{M}_i \cdot c_{z,i} \quad (\text{B.39})$$

mit den Vereinfachungen

$$a_{x,i} = \underline{W}_{i41} + \underline{W}_{i42} - \frac{(\underline{W}_{i11} + \underline{W}_{i12}) \underline{W}_{i43}}{\underline{W}_{i13}} \quad (\text{B.40})$$

$$b_{x,i} = \frac{\underline{W}_{i43}}{\underline{W}_{i13}} \quad (\text{B.41})$$

$$c_{x,i} = \underline{W}_{i44} + \underline{W}_{i45} - \frac{(\underline{W}_{i14} + \underline{W}_{i15}) \underline{W}_{i43}}{\underline{W}_{i13}} \quad (\text{B.42})$$

bzw.

$$a_{y,i} = \underline{W}_{i51} + \underline{W}_{i52} - \frac{(\underline{W}_{i21} + \underline{W}_{i22}) \underline{W}_{i53}}{\underline{W}_{i23}} \quad (\text{B.43})$$

$$b_{y,i} = \frac{\underline{W}_{i53}}{\underline{W}_{i23}} \quad (\text{B.44})$$

$$c_{y,i} = \underline{W}_{i54} + \underline{W}_{i55} - \frac{(\underline{W}_{i24} + \underline{W}_{i25}) \underline{W}_{i53}}{\underline{W}_{i23}} \quad (\text{B.45})$$

und

$$a_{z,i} = \underline{W}_{i61} + \underline{W}_{i62} - \frac{(\underline{W}_{i31} + \underline{W}_{i32}) \underline{W}_{i63}}{\underline{W}_{i33}} \quad (\text{B.46})$$

$$b_{z,i} = \frac{\underline{W}_{i63}}{\underline{W}_{i33}} \quad (\text{B.47})$$

$$c_{z,i} = \underline{W}_{i64} + \underline{W}_{i65} - \frac{(\underline{W}_{i34} + \underline{W}_{i35}) \underline{W}_{i63}}{\underline{W}_{i33}}. \quad (\text{B.48})$$

Einsetzen in die drei Knotengleichungen

$$\underline{F}_{h,x} = \underline{F}_{x,1,TCP} + \underline{F}_{x,2,TCP} + \underline{F}_{x,3,TCP} \quad (\text{B.49})$$

$$\underline{F}_{h,y} = \underline{F}_{y,1,TCP} + \underline{F}_{y,2,TCP} + \underline{F}_{y,3,TCP} \quad (\text{B.50})$$

$$\underline{F}_{h,z} = \underline{F}_{z,1,TCP} + \underline{F}_{z,2,TCP} + \underline{F}_{z,3,TCP} \quad (\text{B.51})$$

führt in Matrix-Schreibweise zu

$$\begin{pmatrix} \underline{F}_{h,x} \\ \underline{F}_{h,y} \\ \underline{F}_{h,z} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{x,1} & a_{x,2} & a_{x,3} \\ a_{y,1} & a_{y,2} & a_{y,3} \\ a_{z,1} & a_{z,2} & a_{z,3} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \underline{\Omega}_1 \\ \underline{\Omega}_2 \\ \underline{\Omega}_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} b_{x,1} + b_{x,2} + b_{x,3} & 0 & 0 \\ 0 & b_{y,1} + b_{y,2} + b_{y,3} & 0 \\ 0 & 0 & b_{z,1} + b_{z,2} + b_{z,3} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \underline{v}_{h,x} \\ \underline{v}_{h,y} \\ \underline{v}_{h,z} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} c_{x,1} & c_{x,2} & c_{x,3} \\ c_{y,1} & c_{y,2} & c_{y,3} \\ c_{z,1} & c_{z,2} & c_{z,3} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \underline{M}_1 \\ \underline{M}_2 \\ \underline{M}_3 \end{pmatrix}. \quad (\text{B.52})$$

Einsetzen von

$$\begin{pmatrix} \underline{\Omega}_1 \\ \underline{\Omega}_2 \\ \underline{\Omega}_3 \end{pmatrix} = \mathbf{J}^{-1} \cdot \begin{pmatrix} \underline{v}_{x,i,TCP} \\ \underline{v}_{y,i,TCP} \\ \underline{v}_{z,i,TCP} \end{pmatrix} \quad (\text{B.53})$$

führt schließlich zu

$$\underline{\mathbf{F}}_h = (\underline{\mathbf{A}} \cdot \mathbf{J}^{-1} + \underline{\mathbf{B}}) \cdot \underline{\mathbf{v}}_{TCP} + \underline{\mathbf{C}} \cdot \underline{\mathbf{M}} \quad (\text{B.54})$$

$$= (\underline{\mathbf{A}} \cdot \mathbf{J}^{-1} + \underline{\mathbf{B}} \quad \underline{\mathbf{C}}) \cdot \begin{pmatrix} \underline{\mathbf{v}}_{TCP} \\ \underline{\mathbf{M}} \end{pmatrix} \quad (\text{B.55})$$

Mehrdimensionale Transparenz

Ziel ist die Herleitung des mehrdimensionalen Gütekriteriums

$$\underline{\mathbf{E}} = \underline{\mathbf{z}}_t - \underline{\mathbf{z}}_e \quad (\text{B.56})$$

als Funktion der Elemente der mehrdimensionalen HANNAFORD-Matrix

$$\begin{pmatrix} \underline{\mathbf{F}}_h \\ \underline{\mathbf{v}}_e \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \underline{\mathbf{H}}_{11} & \underline{\mathbf{H}}_{12} \\ \underline{\mathbf{H}}_{21} & \underline{\mathbf{H}}_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \underline{\mathbf{v}}_h \\ -\underline{\mathbf{F}}_e \end{pmatrix} \quad (\text{B.57})$$

$$= \begin{pmatrix} \underline{\mathbf{D}} & \mathbf{J}_{\text{Dis}}^T \cdot \underline{\mathbf{R}}_{\text{TCP,Man}} \\ \mathbf{J}_{\text{Dis}} \cdot \mathbf{J}_{\text{Man}}^{-1} & \underline{\mathbf{M}}_{\text{Man}}^{-1} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \underline{\mathbf{v}}_h \\ -\underline{\mathbf{F}}_e \end{pmatrix} \quad (\text{B.58})$$

sowie der Impedanz des manipulierten Objektes $\underline{\mathbf{z}}_e$.

Aus Gl. (B.57) folgen nach Umstellen der zweiten Zeile die beiden Gleichungen

$$\underline{\mathbf{F}}_h = \underline{\mathbf{H}}_{11} \cdot \underline{\mathbf{v}}_h - \underline{\mathbf{H}}_{12} \cdot \underline{\mathbf{F}}_e \quad (\text{B.59})$$

$$\underline{\mathbf{v}}_h = \underline{\mathbf{H}}_{21}^{-1} \cdot (\underline{\mathbf{v}}_e + \underline{\mathbf{H}}_{22} \cdot \underline{\mathbf{F}}_e). \quad (\text{B.60})$$

Aus der Fehlerfunktion Gl. (B.56) ergibt sich nach Multiplikation mit $\underline{\mathbf{v}}_h$ und unter Anwendung von

$$\underline{\mathbf{F}}_h = \underline{\mathbf{z}}_t \cdot \underline{\mathbf{v}}_h \quad (\text{B.61})$$

$$\underline{\mathbf{F}}_e = \underline{\mathbf{z}}_e \cdot \underline{\mathbf{v}}_e \quad (\text{B.62})$$

mit den Impedanz-Matrizen

$$\underline{\mathbf{z}}_t = \begin{pmatrix} \underline{z}_{t,x} & 0 & 0 \\ 0 & \underline{z}_{t,y} & 0 \\ 0 & 0 & \underline{z}_{t,z} \end{pmatrix} \quad (\text{B.63})$$

$$\underline{\mathbf{z}}_e = \begin{pmatrix} \underline{z}_{e,x} & 0 & 0 \\ 0 & \underline{z}_{e,y} & 0 \\ 0 & 0 & \underline{z}_{e,z} \end{pmatrix} \quad (\text{B.64})$$

die Gleichung

$$\underline{\mathbf{E}} \cdot \underline{\mathbf{v}}_h = \underline{\mathbf{F}}_h - \underline{\mathbf{z}}_e \cdot \underline{\mathbf{v}}_h. \quad (\text{B.65})$$

Einsetzen von $\underline{\mathbf{v}}_h$ aus Gl. (B.60) ergibt mit Gl. (B.62) für die linke Seite von Gl. (B.65)

$$\underline{\mathbf{E}} \cdot \underline{\mathbf{v}}_h = \underline{\mathbf{E}} \cdot \underline{\mathbf{H}}_{21}^{-1} \cdot (\mathbf{I} + \underline{\mathbf{H}}_{22} \cdot \underline{\mathbf{z}}_e) \cdot \underline{\mathbf{v}}_e \quad (\text{B.66})$$

und für die rechte Seite von Gl. (B.65)

$$\underline{\mathbf{F}}_h - \underline{\mathbf{z}}_e \cdot \underline{\mathbf{v}}_h \quad (\text{B.67})$$

$$= \underline{\mathbf{H}}_{11} \cdot \underline{\mathbf{v}}_h - \underline{\mathbf{H}}_{12} \cdot \underline{\mathbf{F}}_e - \underline{\mathbf{z}}_e \cdot \underline{\mathbf{H}}_{21}^{-1} (\underline{\mathbf{v}}_e + \underline{\mathbf{H}}_{22} \cdot \underline{\mathbf{F}}_e) \quad (\text{B.68})$$

$$= \underline{\mathbf{H}}_{11} \cdot \underline{\mathbf{H}}_{21}^{-1} \cdot (\underline{\mathbf{v}}_e + \underline{\mathbf{H}}_{22} \cdot \underline{\mathbf{F}}_e) - \underline{\mathbf{H}}_{12} \cdot \underline{\mathbf{F}}_e - \underline{\mathbf{z}}_e \cdot \underline{\mathbf{H}}_{21}^{-1} (\underline{\mathbf{v}}_e + \underline{\mathbf{H}}_{22} \cdot \underline{\mathbf{F}}_e) \quad (\text{B.69})$$

$$= \underline{\mathbf{H}}_{11} \cdot \underline{\mathbf{H}}_{21}^{-1} \cdot (\mathbf{I} + \underline{\mathbf{H}}_{22} \cdot \underline{\mathbf{z}}_e) \cdot \underline{\mathbf{v}}_e - \underline{\mathbf{H}}_{12} \cdot \underline{\mathbf{z}}_e \cdot \underline{\mathbf{v}}_e - \underline{\mathbf{z}}_e \cdot \underline{\mathbf{H}}_{21}^{-1} (\mathbf{I} + \underline{\mathbf{H}}_{22} \cdot \underline{\mathbf{z}}_e) \cdot \underline{\mathbf{v}}_e \quad (\text{B.70})$$

$$= \left[\underline{\mathbf{H}}_{11} \cdot \underline{\mathbf{H}}_{21}^{-1} \cdot (\mathbf{I} + \underline{\mathbf{H}}_{22} \cdot \underline{\mathbf{z}}_e) - \underline{\mathbf{H}}_{12} \cdot \underline{\mathbf{z}}_e - \underline{\mathbf{z}}_e \cdot \underline{\mathbf{H}}_{21}^{-1} (\mathbf{I} + \underline{\mathbf{H}}_{22} \cdot \underline{\mathbf{z}}_e) \right] \cdot \underline{\mathbf{v}}_e \quad (\text{B.71})$$

Aus dem Vergleich der von $\underline{\mathbf{z}}_e$ unabhängigen Faktoren aus Gl. (B.66) und Gl. (B.71) folgt entsprechend

$$\begin{aligned} & \underline{\mathbf{E}} \cdot \underline{\mathbf{H}}_{21}^{-1} \cdot (\mathbf{I} + \underline{\mathbf{H}}_{22} \cdot \underline{\mathbf{z}}_e) = \\ & \underline{\mathbf{H}}_{11} \cdot \underline{\mathbf{H}}_{21}^{-1} \cdot (\mathbf{I} + \underline{\mathbf{H}}_{22} \cdot \underline{\mathbf{z}}_e) - \underline{\mathbf{H}}_{12} \cdot \underline{\mathbf{z}}_e - \underline{\mathbf{z}}_e \cdot \underline{\mathbf{H}}_{21}^{-1} (\mathbf{I} + \underline{\mathbf{H}}_{22} \cdot \underline{\mathbf{z}}_e) \end{aligned} \quad (\text{B.72})$$

und nach Auflösen schließlich mit

$$\underline{\mathbf{E}} = \underline{\mathbf{H}}_{11} - \underline{\mathbf{z}}_e - \underline{\mathbf{H}}_{12} \cdot \underline{\mathbf{z}}_e \cdot (\mathbf{I} + \underline{\mathbf{H}}_{22} \cdot \underline{\mathbf{z}}_e)^{-1} \cdot \underline{\mathbf{H}}_{21} \quad (\text{B.73})$$

$$= \underline{\mathbf{D}} - \underline{\mathbf{z}}_e - \mathbf{J}_{\text{Dis}}^T \cdot \mathbf{R}_{\text{TCP,Man}}^{-1} \cdot \underline{\mathbf{z}}_e \cdot (\mathbf{I} + \underline{\mathbf{M}}_{\text{Man}}^{-1} \cdot \underline{\mathbf{z}}_e)^{-1} \cdot \mathbf{J}_{\text{Dis}} \cdot \mathbf{J}_{\text{Man}}^{-1} \quad (\text{B.74})$$

die mehrdimensionale Form von HEREIDAS Gütekriterium.



C Literaturübersicht: mechanische Eigenschaften von Weichgewebe

Tab. C.1: Mechanische Untersuchung von Weichgewebe in der Literatur

Institution	Gewebe	Gewebe-zustand	Versuchsaufbau	Auslenkung	Biomechan. Eigenschaften	Modell	Implementierung	Quelle
Ninewells Hospital und Medical School, Scotland	Leber (Mensch)	in vivo	Druckversuch, Indentation	max. 5mm	-	exponential	-	[43]
	Leber, Milz (Schwein)	ex vivo	Druckversuch, Indentation	max. 5 mm	-	Fung, FEM	-	[45]
University of Manchester	Leber (Hirsch)	in vitro	Kompression bis zur Perforation durch Biopsienadel	max. 20mm	nichtlinear, viskoelastisch	Tensor-Mass Methode	-	[242]
University of Western Australia	Leber, Milz (Rhesus Affen)	in vivo	Dehnung, Stauchung	-	nichtlinear, viskoelastisch	3dim. polynomiale Dehnungs-Energie-Fkt. mit zeitabh. Koeffizienten	-	[191]
	Gehirn (Schwein)	in vivo	Druckversuch, Indentation	max. 3,9 mm	hyper-viskoelastisch, nicht-linear	3 DOF, FEM	FEM mit ABAQUS	[194]
ETH	Leber, Milz (menschl. Kadaver)	ex vivo	Ansaugversuch (Vusko- vic)	-	viskoelastisch	uniaxiales Modell (Fung, Viidik), 3 DOF hyperelast. Modell (Yeoh) - polynomialer Ansatz	FE Simulation mit ABAQUS 6.2	[197]
	Gebärmutter (Mensch)	in/ex vivo	Ansaugversuch	-	viskoelastisch, nichtlinear, näherungsweise inkompressibel, isotrop	Spannungs-Energie-Fkt. in Abh. der reduzierten Invarianten des Cauchy-Green Deformations-Tensors C	FE-Simulation mit Levenberg-Marquardt Algorithmus	[136]
University of Sydney	Leber (Rind)	in vivo	periodische Dehnung	0,2% Dehnung	linear, viskoelastisch	-	-	[174]
	Leber (Rind)	in vitro	periodische Dehnung	1% Dehnung	nichtlinear, viskoelastisch	-	-	[175]
	Haut (Schwein)	in vitro	Dehnung, in Abh. von Faserorientierung (prä-konditioniert)	5-15%	ausdehnbar, viskoelastisch	quasi-linear, QLV-Theorie, reduzierte Relaxations-Funktion	Koeffizienten berechnet mit MATLAB	[176]
University of Tokyo	Leber (Rind)	in vitro	Dehnung, Stauchung (zylindr. Probe zw. 2Platten festgeklebt)	-	viskoelastisch, heterogen	-	-	[232]

Tab. C.1: Weichgewebe in der Literatur – Fortsetzung

Institution	Gewebe	Gewebezustand	Versuchsaufbau	Auslenkung	Biomechan. Eigenschaften	Modell	Implementierung	Quelle
Harvard University	Leber (Schwein)	ex vivo (perfundiert)	Innerer Druckversuch, Stauchung-Dehnung (mit eingeführten T-Nadeln)	7mm	viskoelastisch, anisotrop, inhomogen	Fung-Modell	-	[138]
	Leber (Schwein)	in vivo, in vitro, ex vivo (perfundiert)	Druckversuch/ Indentation (TeMPeST-System)	max. 12mm	nichtlinear, viskoelastisch	Lumped Element Modells 1. und 2. Ordnung (Voigt)	-	[141]
	Leber (Schwein)	-	-	groß	nichtlinear, viskoelastisch	Lumped Element Model 2. Ordnung, Poiseuille-Gesetz für Flussraten	-	[139]
	Leber (Schwein)	ex vivo, künstl. durchblutet	Druckversuch/ Indentation (motorisiertes Indentationssystem)	-	nichtlinear, viskoelastisch	Lumped Element Model	-	[140]
	Brustgewebe (Drüsen-gewebe + Gewebe mit Milchgangscarcinom)	in vitro	Druckversuch/ Indentation (motorisiertes Indentationssystem)	groß	hyperelastisch, nichtlinear	modifiziertes Arruda-Boyce hyperelastisches Modell 2dim.	Achsen-symmetr. finite Deformation mit ABAQUS 6.4-1	[142]
	Brustgewebe	-	Druckversuch/ Indentation	groß (50%)	viskoelastisch, anisotrop, inhomogen, nichtlinear	Arruda-Boyce Modell	FEM (ABAQUS 6.3-1)	[173]
	Leber (Schwein)	ex vivo	Taktile Bildgebung	-	inkompressibel, isotrop, lineare Elastizität	FEM	FEM	[82]
Massachusetts Institute of Technology	Leber (Schwein)	in vivo	Druckversuch/ Indentation	max. 500 µm	linear	-	-	[210]
	Leber, Milz (Schwein)	in vivo	Druckversuch/ Indentation	klein	isotrop, homogen, inkompressibel, linear	Organ als semi-infinites Körper	-	[209]
Korea Advanced Institute of Science and Technology	Leber, untere Speiseröhre (Schwein)	in vivo	Druckversuch/ Indentation, periodischer Druckversuch	max. 8mm	nichtlinear (Leber stärker als Speiseröhre), viskoelastisch, Speiseröhre im Wesentl. nicht anisotrop	-	-	[261]
	Leber, untere Speiseröhre (Schwein)	in vivo	-	-	-	-	-	[262]

Tab. C.1: Weichgewebe in der Literatur – Fortsetzung

Institution	Gewebe	Gewebe-zustand	Versuchsaufbau	Auslenkung	Biomechan. Eigenschaften	Modell	Implementierung	Quelle
	Niere (Schwein)	-	Simulation	-	linear, isotrop	Globales Deformationsmodell, lokale Anwendung eines Subdivisions-Algorithmus und einer Glättung	-	[148]
	Leber (Schwein)	in vitro	Druckversuch/ Indentation	-	kontinuierlich, inkompressibel, homogen, isotrop	QLV-Theorie, 3dim. Neo-Hookean Model	Levenberg-Marquardt Optimierungs-Algorithmus kombiniert mit einer 3dim. nichtlinearen FE-Simulation (built in Altair HyperMesh 7.0 and simulated with ABAQUS/Standard 6.5.1)	[5]
	Leber (Schwein)	in vitro	Druckversuch/ Indentation	-	viskoelastisch, nichtlinear	QLV-Theorie, linear viscoelast. Modell 2.Ordnung ausgedrückt über Prony-Serie	-	[6]
	Leber, Milz (Schwein)	in vivo	Druckversuch/ Indentation	-	viskoelastisch, nichtlinear	QLV-Theorie	inverser FE-Algorithmus, FEM (Ahn)	[147]
Department of Mechanical, Aerospace and Nuclear Engineering	-	-	Simulation	-	-	PCMFS	-	[63]
	Darm, Magen, Leber (Schwein)	in/ex-vivo	Dehnung	-	-	Fung-Modell	-	[27]
University of Tokyo, Department of Aeronautics and Astronautics	steamed ground fish paste	-	Ansaugversuch	-	lineare Elastizität, inkompressibel, isotrop, makroskop. homogen, geschichtete Inhomogenität	-	FEM mit ANSYS 5.0	[7]

Tab. C.1: Weichgewebe in der Literatur – Fortsetzung

Institution	Gewebe	Gewebe-zustand	Versuchsaufbau	Auslenkung	Biomechan. Eigenschaften	Modell	Implementierung	Quelle
University of Tübingen, Section for Minimally Invasive Surgery	Leber (Rind) und Leber, Milz (Schwein)	in vitro (Rind), in vivo (Schwein)	Druckversuch/Indentation (TeMPeST 1-D indentation instrument) und Rotations-/Scherversuch (ROSA-2 rotary shear instrument)	-	-	-	-	[125]
College of Engineering, Istanbul, Turkey	Leber (Schwein)	in vivo	Druckversuch/ Indentation (Phantom haptic device)	max. 10mm	nichtlinear, anisotrop, inhomogen, viskoelastisch, hyperelastisch	linear elastic contact theory and the small deformation assumption (Lee+Radok)	FEM mit ANSYS	[233]
University of Washington , BioRobotics Laboratory	Leber, Harnleiter, Dünndarm (Schwein)	in vivo	Belastung durch motorisierten endoskop. Greifer (MEG): Kompression, histologische Untersuchung des Gewebes auf Beschädigungen	-	(i) isotrop, homogen, lineare Elastizität, näherungsweise inkompressibel; (ii) nichtlineare Materialeigenschaften, vereinfachte Geometrie	(i) linearer Zusammenhang; (ii) Spannungs-Dehnungs-Modell	FEM mit ANSYS	[64]
	Leber (Schwein)	in vivo	Kompression durch motorisierten endoskop. Greifer (MEG)	-	-	-	-	[29]
	Leber, Dünndarm (Schwein)	in-vivo, in-situ	Kompression durch motorisierten endoskop. Greifer (MEG)	max. 30 mm	nichtlinear	Fung: exponentieller Spannungs-Dehnungs-Ansatz, nichtlineare Näherung der kleinsten Quadrate	-	[30]
	Leber (Schwein)	in vivo, in situ, ex vivo	Kompression durch motorisierten endoskop. Greifer (MEG)	-	-	-	-	[28]
University of Washington	-	-	Simulation	-	nichtlinear	nonlinear mass-spring-damper model	-	[278]

Tab. C.1: Weichgewebe in der Literatur – Fortsetzung

Institution	Gewebe	Gewebe- zustand	Versuchsaufbau	Aus- lenkung	Biomechan. Eigenschaften	Modell	Implementierung	Quelle
The University of Georgia	als Bsp.: Bänder, Sehnen	in situ	Spannungs-/Dehnungsversuch	-	viskoelastisch, nichtlinear	direkte Messen des komplexen Moduls $H(i\omega)$ über Fast Fourier Transform (FFT), lineare Methode zur Annäherung nicht-linearen Verhaltens über infinitesimale Segmente	-	[280]
Michigan Technological University	Hochleistungs-Polymere, Polyethylene hoher Dichte	-	-	-	-	-	-	[205]
University of Virginia	Gehirn (Rind)	in vitro	-	-	nichtlinear, viskoelastisch, isotrop, quasi-linear, viskoelastisch	Green-Rivlin Modell (3.Ordnung)	-	[61]
Ledoux, VA R&D Center, Seattle, WA	Plantar nenbogen (Fußsohle)	(Veder in vitro	Kompression	-	quasi-linear, viskoelastisch	QLV-Theorie, nicht-lineare Regression der kleinsten Quadrate	-	[165]

D Ergänzende Impedanzmessungen

Dieser Anhang zeigt exemplarisch den Einfluss der Kontaktfläche zwischen Instrument und Gewebe auf die wirkende mechanische Impedanz z_{tissue} . Dazu erfolgt die Messung der Gewebeimpedanz mit Messstand I (taktile Interaktion, vgl. Abschnitt 8.2.1) mit zwei unterschiedlichen Stößel zur Krafteinleitung (Abb. D.1).

Abbildung D.2 und Abb. D.3 zeigen die messtechnische Untersuchung unterschiedlicher Kontaktsituationen.

Die Messergebnisse lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Gewebe verhält sich bei niedrigen Frequenzen überwiegend, wie eine Nachgiebigkeit und bei hohen Frequenzen wie eine Masse.
- Die Massen-Eigenschaften sind nahezu unabhängig von der Kontaktsituation.
- Die Nachgiebigkeit sinkt mit steigender Kontaktkraft, bzw. steigender Kontaktfläche - bedingt durch eine größere Kompression des Gewebes.

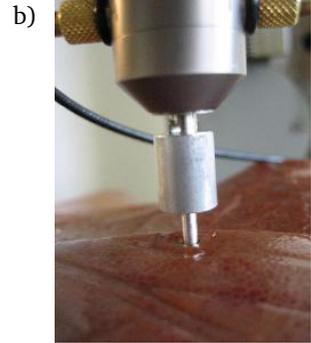
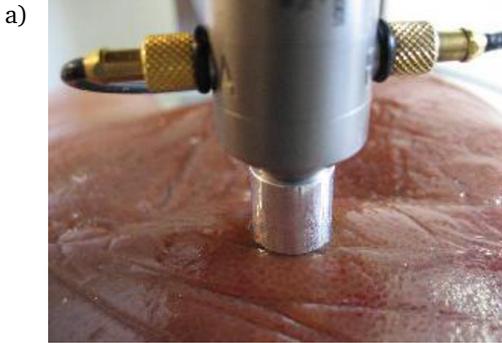


Abb. D.1: Messung der mechanischen Impedanz der Leber: a) große Kontaktfläche „Ringstößel“ ($d = 10 \text{ mm}$) , b) kleine Kontaktfläche „Stiftstößel“ ($d = 3 \text{ mm}$)

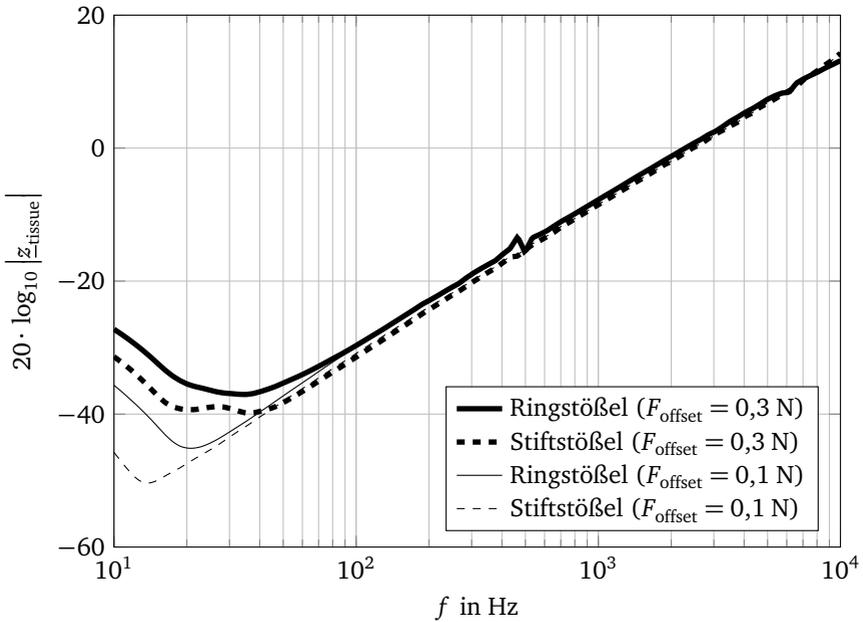


Abb. D.2: Impedanzmessung bei einer Organdicke von ca. 4 cm

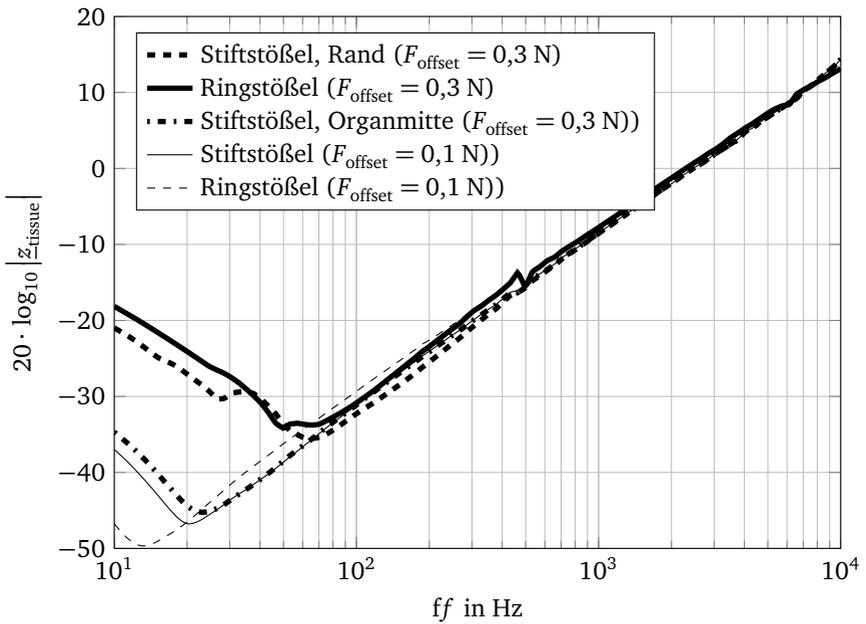


Abb. D.3: Impedanzmessung bei einer Organdicke von ca. 0,5... 1 cm



Literatur

- [1] R. ADAMS und B. HANNAFORD. „A two-port framework for the design of unconditionally stable haptic interfaces“. In: *Proc. of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Citeseer. 1998, S. 1254–1259. DOI: 10.1109/IROS.1998.727471.
- [2] R. ADAMS und B. HANNAFORD. „Stable haptic interaction with virtual environments“. In: *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* 15.3 (1999), S. 465–474.
- [3] R. ADAMS und B. HANNAFORD. „Control Law Design for Haptic Interfaces to Virtual Reality“. In: *IEEE TRANSACTIONS ON CONTROL SYSTEMS TECHNOLOGY* 10.1 (2002), S. 3–13. DOI: 10.1109/87.974333.
- [4] B. ADELSTEIN, P. HO und H. KAZEROONI. „Kinematic design of a three degree of freedom parallel hand controller mechanism“. In: *Proceedings of the 5th International Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, DSC. Bd. 58*. 1996, S. 539–546.
- [5] B. AHN und J. KIM. „An efficient soft tissue characterization method for haptic rendering of soft tissue deformation in medical simulation“. In: *Frontiers in the Convergence of Bioscience and Information Technologies, 2007. FBIT 2007*. IEEE. 2007, S. 549–553. URL: <http://medev.kaist.ac.kr/upload/paper/dc17.pdf>.
- [6] B. AHN und J. KIM. „Estimation of soft tissue’s mechanical properties width identification experiment and optimization algorithm“. In: *Proceedings of the... Asian Pacific Conference on Biomechanics: emerging science and technology in biomechanics*. Bd. 2007. 3. 2007, S. 174.
- [7] T. AOKI u. a. „The pipette aspiration applied to the local stiffness measurement of soft tissues“. In: *Annals of biomedical engineering* 25.3 (1997), S. 581–587.
- [8] J. ARATA u. a. „Development of a haptic device DELTA-4 using parallel link mechanism“. In: *Robotics and Automation, 2009. ICRA’09. IEEE International Conference on*. IEEE. 2009, S. 294–300.
- [9] J. ARATA u. a. „Neurosurgical robotic system for brain tumor removal“. In: *International journal of computer assisted radiology and surgery* (2010), S. 1–11. ISSN: 1861-6410.
- [10] R. AUTSCHBACH. „Roboter-Techniken“. In: *Zeitschrift für Kardiologie* 88 (1999), S. 42–46. URL: <http://www.springerlink.com/content/26kjt8g3t0ljxn4/>.

-
- [11] I. AYODEJI u. a. „Face validation of the Symbionix LAP Mentor virtual reality training module and its applicability in the surgical curriculum“. In: *Surgical endoscopy* 21.9 (2007), S. 1641–1649.
- [12] G. BALLANTYNE. „Robotic surgery, telerobotic surgery, telepresence, and telementoring“. In: *Surgical Endoscopy* 16.10 (2002), S. 1389–1402. DOI: 10.1007/s00464-001-8283-7.
- [13] R. BALLAS. „Statisches und dynamisches Verhalten piezoelektrischer Multilayer-Biegeaktoren und Beitrag zur Sensorintegration“. Diss. Inst. für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, 2006.
- [14] C. BASDOGAN u. a. „Haptics in minimally invasive surgical simulation and training“. In: *IEEE Computer Graphics and Applications* 24.2 (2004), S. 56–64. DOI: 10.1109/MCG.2004.1274062.
- [15] R. BAUERNSCHMITT u. a. „Towards robotic heart surgery: Introduction of autonomous procedures into an experimental surgical telemanipulator system“. In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 1.3 (2005), S. 74–79.
- [16] L. VAN DEN BEDEM, N. ROSIELLE und M. STEINBUCH. „Design of a slave robot for laparoscopic and thoracoscopic surgery“. In: *20th International Conference of Society for Medical Innovation and Technology*. 2008.
- [17] L. VAN DEN BEDEM u. a. „Design of a minimally invasive surgical teleoperated master-slave system with haptic feedback“. In: *Mechatronics and Automation, 2009. ICMA 2009. International Conference on*. IEEE. 2009, S. 60–65.
- [18] R. BERCHTOLD. *Chirurgie*. Hrsg. von H.-P. BRUCH und O. TRENTZ. 6. Aufl. Elsevier, Urban&FischerVerlag, 2008.
- [19] R. BERGUER und W. SMITH. „An ergonomic comparison of robotic and laparoscopic technique: the influence of surgeon experience and task complexity“. In: *Journal of Surgical Research* 134.1 (2006), S. 87–92.
- [20] L. BIRGLEN u. a. „SHaDe, a new 3-DOF haptic device“. In: *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* 18.2 (2002), S. 166–175. DOI: 10.1109/TRA.2002.999645.
- [21] J. BLAKE und H. GUROCAK. „Haptic Glove With MR Brakes for Virtual Reality“. In: *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on* 14.5 (2009), S. 606–615. ISSN: 1083-4435. DOI: 10.1109/TMECH.2008.2010934.
- [22] R. A. BLECHSCHMIDT-TRAPP. „Akustische Diagnostik der Lunge mit Hörschall“. Diss. Technische Universität Darmstadt, 2003.
- [23] F. BLEICHER. *Parallelkinematische Werkzeugmaschinen*. Wien: nw Verlag, 2003.
- [24] M. BOUZIT u. a. „The Rutgers Master II-new design force-feedback glove“. In: *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on* 7.2 (2002), S. 256–263. DOI: 10.1109/TMECH.2002.1011262.

-
- [25] BQS. *BQS-Bundesauswertung 2008 – Cholezystektomie*. Techn. Ber. Düsseldorf: BQS Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung gGmbH, 2009.
- [26] T. BROOKS. „Telerobotic response requirements“. In: *Systems, Man and Cybernetics, 1990. Conference Proceedings., IEEE International Conference on*. 1990, S. 113–120. DOI: 10.1109/ICSMC.1990.142071.
- [27] I. BROUWER u. a. „Measuring In Vivo Animal Soft Tissue Properties for Haptic Modeling in Surgical“. In: *Medicine meets virtual reality 2001: outer space, inner space, virtual space* 81 (2001), S. 69.
- [28] J. BROWN u. a. „In-vivo and postmortem compressive properties of porcine abdominal organs“. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2003* (2003), S. 238–245.
- [29] J. BROWN u. a. „Computer-controlled motorized endoscopic grasper for in vivo measurement of soft tissue biomechanical characteristics“. In: *Studies in Health Technology and Informatics* (2002), S. 71–73.
- [30] J. BROWN u. a. „In-Vivo and In-Situ Compressive Properties of Porcine Abdominal Soft Tissues“. In: *Medicine Meets Virtual Reality* (2003), S. 26–32. URL: http://brl.ee.washington.edu/People/_Rosen/Publications/CP_12.pdf.
- [31] H. BRUCH. *Antrag für das Verbundvorhaben FUSION im Förderprogramm SOMIT des BMBF*. Techn. Ber. Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, 2004.
- [32] L. BRUZZONE, R. MOLFINO und M. ZOPPI. „Mechatronic design of a parallel robot for high-speed, impedance-controlled manipulation“. In: *11th Mediterranean Conference on Control and Automation MED'03*. 2003.
- [33] G. BUSS u. a. „Wie beeinflusst die Technik die Entwicklung in der minimal invasiven Chirurgie?“ In: *Chir Gastroenterol* 20 (2004), S. 7–14. URL: <http://content.karger.com/ProdukteDB/produkte.asp?Aktion=ShowPDF&ProduktNr=223970&Ausgabe=230581&ArtikelNr=83346&filename=83346.pdf>.
- [34] M. BULLO. „modélisation et commande du moteur piézoélectrique à onde progressive“. Diss. ÉCOLE POLYTECHNIQUE FÉDÉRALE DE LAUSANNE, 2005.
- [35] G. BURDEA. *Force and touch feedback for virtual reality*. New York, NY, USA: John Wiley & Sons, Inc., 1996.
- [36] E. BURDET u. a. „Design of a haptic forceps for microsurgery training“. In: *Proceedings of Eurohaptics 2004*. 2004, S. 74–81.
- [38] M. CALLEGARI und P. MARZETTI. „Kinematic Characterisation of a 3-PUU Parallel Robot“. In: *Proc. Intelligent Manipulation and Grasping: IMG04* (2004), S. 377–382. URL: <http://www.dipmec.univpm.it/meccanica/staff/articoli/2004%20IMG04%20Genova%20b.pdf>.
- [39] G. CAMPION. „The pantograph MK-II: a haptic instrument“. In: *The Synthesis of Three Dimensional Haptic Textures: Geometry, Control, and Psychophysics*. Springer, 2011, S. 45–58.

-
- [40] G. CAMPION, Q. WANG und V. HAYWARD. „The Pantograph Mk-II: a haptic instrument“. In: *Intelligent Robots and Systems, 2005. (IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on*. 2005, S. 193–198. DOI: 10.1109/IROS.2005.1545066.
- [41] M. CARRICATO und V. PARENTI-CASTELLI. „Singularity-Free Fully-Isotropic Translational Parallel Mechanisms“. In: *The International Journal of Robotics Research* 21.2 (2002), S. 161–174. DOI: 10.1177/027836402760475360.
- [42] M. CARRICATO und V. PARENTI-CASTELLI. „A family of 3-DOF translational parallel manipulators“. In: *Journal of Mechanical Design* 125 (2003), S. 302.
- [43] F. CARTER u. a. „Biomechanical testing of intra-abdominal soft tissue“. In: *International Workshop on Soft Tissue Deformation and Tissue Palpation, Cambridge, MA*. 1998.
- [44] F. CARTER u. a. „Measurements and modelling of the compliance of human and porcine organs“. In: *Medical Image Analysis* 5.4 (2001), S. 231–236. DOI: 10.1016/S1361-8415(01)00048-2.
- [45] F. CARTER u. a. „Measurements and modelling of the compliance of human and porcine organs“. In: *Medical Image Analysis* 5.4 (2001), S. 231–236.
- [46] T. CARUS. *Atlas der laparoskopischen Chirurgie*. Heidelberg: Springer, 2007. DOI: 10.1007/978-3-540-33676-1. URL: <http://www.springerlink.com/content/978-3-540-33673-0/>.
- [47] I. CATHERS, N. O'DWYER und P. NEILSON. „Tracking performance with sinusoidal and irregular targets under different conditions of peripheral feedback“. In: *Experimental brain research* 111.3 (1996), S. 437–446.
- [48] M. CAVUSOGLU u. a. „A laparoscopic telesurgical workstation“. In: *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* 15.4 (1999), S. 728–739.
- [49] D. CHABLAT und P. WENGER. „A Six Degree-Of-Freedom Haptic Device Based On The Orthoglide And A Hybrid Agile Eye“. In: *Proceedings of IDETC 2006: 30th Mechanisms & Robotics Conference (MR) September 10-13, 2006, Philadelphia, USA*. 2006.
- [50] T. CHANTHASOPEEPHAN, J. DESAI und A. LAU. „Measuring forces in liver cutting for reality-based haptic display“. In: *Intelligent Robots and Systems, 2003. (IROS 2003). Proceedings. 2003 IEEE/RSJ International Conference on*. Bd. 4. IEEE. 2003, S. 3083–3088.
- [51] B. CHOI und H. CHOI. „SKK Hand Master-hand exoskeleton driven by ultrasonic motors“. In: *Intelligent Robots and Systems, 2000. (IROS 2000). Proceedings. 2000 IEEE/RSJ International Conference on*. Bd. 2. IEEE. 2000, S. 1131–1136.
- [52] R. CLAVEL. „DELTA, a fast robot with parallel geometry.“ In: *18. International Symposium on Industrial Robots*. 1988, S. 91–100.

-
- [53] A. CODOUREY. „Dynamic modelling and mass matrix evaluation of the DELTA parallel robot for axes decoupling control“. In: *Intelligent Robots and Systems '96, IROS 96, Proceedings of the 1996 IEEE/RSJ International Conference on*. Bd. 3. 1996. DOI: 10.1109/IROS.1996.568973.
- [54] A. CODOUREY. „Dynamic modeling of parallel robots for computed-torque control implementation“. In: *The International Journal of Robotics Research* 17.12 (1998), S. 1325–1336.
- [55] J. COLGATE und J. BROWN. „Factors affecting the Z-Width of a haptic display“. In: *Robotics and Automation, 1994. Proceedings., 1994 IEEE International Conference on*. 1994, 3205–3210 vol.4. DOI: 10.1109/ROBOT.1994.351077.
- [56] R. CORTESAO u. a. „Haptic Control Design for Robotic-Assisted Minimally Invasive Surgery“. In: *Intelligent Robots and Systems, 2006 IEEE/RSJ International Conference on* (2006), S. 454–459. DOI: 10.1109/IROS.2006.282168.
- [57] E. COURTEILLE, D. DEBLAISE und P. MAURINE. „Design optimization of a Delta-like parallel robot through global stiffness performance evaluation“. In: *Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on*. 2009, S. 5159–5166. DOI: 10.1109/IROS.2009.5353906.
- [58] CYBERGLOVE. *Cybergasp*. 2010. URL: <http://www.cyberglovesystems.com/>.
- [59] Z. DAI, F. GIRAUD und B. LEMAIRE-SEMAIL. „Force feedback operations with a Traveling Wave Ultrasonic Motor“. In: *EuroHaptics 2006*. 2006, S. 629–633.
- [60] P. DARIO und A. MENCIASSI. „Robotics for surgery“. In: *Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference, 2002*. Bd. 3. 2002, S. 1813–1814. DOI: 10.1146/annurev.bioeng.1.1.211.
- [61] K. DARVISH und J. CRANDALL. „Investigating nonlinear viscoelastic properties of brain tissue using the forced vibration method“. In: *American Society of Biomechanics, 24th Annual Meeting*. 1999.
- [62] B. DAVIES. „A review of robotics in surgery“. In: *Proc Inst Mech Eng [H]* 214.1 (2000), S. 129–40. DOI: 10.1243/0954411001535309.
- [63] S. DE u. a. „The point collocation-based method of finite spheres (PCMFS) for real time surgery simulation“. In: *Computers and Structures* 83.17-18 (2005), S. 1515–1525. DOI: 10.1016/j.compstruc.2004.12.003.
- [64] S. DE u. a. „Assessment of Tissue Damage due to Mechanical Stresses“. In: *International Journal of Robotics Research* 26.11 (2007), S. 1159–1171.
- [65] J. DEMERS, J. BOELEN und I. SINCLAIR. „Freedom 6s force feedback hand controller“. In: *SPRO 98* (1998), S. 19–22.
- [66] A. DIEGELER u. a. „Robotertechniken in der Herzchirurgie“. In: *Zeitschrift für Kardiologie* 89.19 (2000). DOI: 10.1007/s003920070057.

-
- [67] FORCE DIMENSION. *Unternehmens-Website*. 2011. URL: <http://forcedimension.com>.
- [68] C. DOERRER. „Entwurf eines elektromechanischen Systems für flexibel konfigurierbare Eingabefelder mit haptischer Rückmeldung“. Diss. Technische Universität Darmstadt, 2003.
- [69] T. DRASIN, E. DUTSON und C. GRACIA. „Use of a Robotic System as Surgical First Assistant in Advanced Laparoscopic Surgery“. In: *Journal of the American College of Surgeons* 199.3 (2004), S. 368–373. DOI: 10.1016/j.jamcollsurg.2004.05.257.
- [70] B. DUNKIN u. a. „Surgical simulation: a current review“. In: *Surgical endoscopy* 21.3 (2007), S. 357–366.
- [72] P. FAGER, P. VON WOWERN u. a. „The use of haptics in medical applications“. In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 1.1 (2004), S. 36–42.
- [73] T. FEIX u. a. „A comprehensive grasp taxonomy“. In: *Robotics, Science and Systems Conference: Workshop on Understanding the Human Hand for Advancing Robotic Manipulation*. 2009.
- [74] A. FISCHER und J. VANCE. „PHANToM haptic device implemented in a projection screen virtual environment“. In: *Proceedings of the workshop on Virtual environments 2003* (2003), S. 225–229. DOI: 10.1145/769953.769979.
- [77] M. FLUECKIGER u. a. „fMRI compatible haptic interface actuated with traveling wave ultrasonic motor“. In: 3 (2005).
- [78] B. FLÜGEL, H. GREIL und K. SOMMER. *Anthropologischer Atlas: Alters- und Geschlechtsvariabilität des Menschen: Grundlagen und Daten*. Wötzel, 1986.
- [79] M. FRANCO u. a. „An integrated pneumatic tactile feedback actuator array for robotic surgery“. In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 5.1 (2009), S. 13–19.
- [80] T. FREDE u. a. „The Radius Surgical System-A New Device for Complex Minimally Invasive Procedures in Urology?“ In: *European urology* 51.4 (2007), S. 1015–1022.
- [81] Y. FUNG. *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. New York: Springer, 1993.
- [82] A. GALEA und R. HOWE. „Liver vessel parameter estimation from tactile imaging information“. In: *Medical Simulation* (2004), S. 59–66.
- [83] J. GALLARDO u. a. „Dynamics of parallel manipulators by means of screw theory“. In: *Mechanism and Machine Theory* 38 (2003), S. 1113–1131.
- [84] G. GESCHIEDER. *Psychophysics: Method and Theory*. Mahwah, NY, USA: Halsted Press, 1976.
- [85] G. GESCHIEDER. *Psychophysics: the fundamentals*. Lawrence Erlbaum, 1997.

-
- [86] G. GESCHIEDER, S. BOLANOWSKI und K. HARDICK. „The frequency selectivity of information-processing channels in the tactile sensory system“. In: *Somatosensory and Motor Research* 18.3 (2001), S. 191–201.
- [87] N. E. GHOUTI. „Hybrid Modelling of a Traveling Wave Piezoelectric Motor“. Diss. Aalborg University, Denmark, 2000.
- [88] F. GIRAUD und B. SEMAIL. „A torque estimator for a traveling wave ultrasonic motor-application to an active claw“. In: *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on* 53.8 (2006), S. 1468–1477.
- [89] F. GIRAUD, B. SEMAIL und J. AUDREN. „Analysis and phase control of a piezoelectric traveling-wave ultrasonic motor for haptic stick application“. In: *Industry Applications, IEEE Transactions on* 40.6 (2004), S. 1541–1549. DOI: 10.1109/TIA.2004.836317.
- [90] F. GIRAUD u. a. „Modeling and Compensation of Internal the Friction Torque of a Travelling Wave Ultrasonic Motor“. In: *Haptics, IEEE Transactions on* 99 (2011), S. 1–1.
- [91] G. GOLUB und C. REINSCH. „Singular value decomposition and least squares solutions“. In: *Numerische Mathematik* 14.5 (1970), S. 403–420.
- [92] P. GOMES. „Surgical robotics: Reviewing the past, analysing the present, imagining the future“. In: *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing* 27.2 (2011), S. 261–266. URL: <http://wenku.baidu.com/view/97b74a8271fe910ef12df8e5.html>.
- [93] F. GOSSELIN, C. BIDARD und J. BRISSET. „Design of a high fidelity haptic device for telesurgery“. In: (2005), S. 205–210.
- [94] V. GOUGH und S. WHITEHALL. „Universal tyre test machine“. In: *Proc. FISITA 9th Int. Technical Congress*. 1962, S. 117–137.
- [95] M. GRUNWALD, Hrsg. *Human Haptic Perception – Basics and Applications*. Birkhäuser, 2008.
- [96] G. GUTHART und J. SALISBURY JR. „The Intuitive TM telesurgery system: overview and application“. In: *Robotics and Automation, 2000. Proceedings. ICRA'00. IEEE International Conference on* 1 (2000).
- [97] U. HAGN u. a. „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.
- [98] F. HALVORSEN, O. ELLE und E. FOSSE. „Simulators in surgery“. In: *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies* 14.4-5 (2005), S. 214–223.
- [99] M. HANDLYKKEN und T. TURNER. „Control system analysis and synthesis for a six degree-of-freedom universal force-reflecting hand controller“. In: *Decision and Control including the Symposium on Adaptive Processes, 1980 19th IEEE Conference on*. Bd. 19. 1980, S. 1197–1205. DOI: 10.1109/CDC.1980.271992.

-
- [100] E. HANLY und M. TALAMINI. „Robotic abdominal surgery“. In: *The American Journal of Surgery* 188.4S1 (2004), S. 19–26. DOI: 10.1016/j.amjsurg.2004.08.020.
- [101] B. HANNAFORD. „A design framework for teleoperators with kinesthetic feedback“. In: *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* 5.4 (1989), S. 426–434. ISSN: 1042-296X. DOI: 10.1109/70.88057.
- [102] B. HANNAFORD. „Stability and performance tradeoffs in bi-lateral telemanipulation“. In: *Robotics and Automation, 1989. Proceedings., 1989 IEEE International Conference on*. Mai 1989, 1764–1767 vol.3. DOI: 10.1109/ROBOT.1989.100230.
- [103] B. HANNAFORD und R. ANDERSON. „Experimental and simulation studies of hard contact in forcereflecting teleoperation“. In: *Robotics and Automation, 1988. Proceedings., 1988 IEEE International Conference on* (1988), S. 584–589. DOI: 10.1109/ROBOT.1988.12114.
- [104] B. HANNAFORD und J. RYU. „Time-domain passivity control of haptic interfaces“. In: *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* 18.1 (2002), S. 1–10.
- [105] B. HANNAFORD und P. FIORINI. „A detailed model of bi-lateral teleoperation“. In: *Systems, Man, and Cybernetics, 1988. Proceedings of the 1988 IEEE International Conference on*. Bd. 1. 1988, S. 117–121. DOI: 10.1109/ICSMC.1988.754254.
- [106] HAPTION. *Virtuose 6D40-40*. Datenblatt. 2009.
- [107] C. HASSER. *Force-Reflecting Anthropomorphic Hand Masters*. Techn. Ber. DTIC Document, 1995.
- [110] M. HAYASHIBE u. a. „Preoperative planning system for surgical robotics setup with kinematics and haptics“. In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 1.2 (2005), S. 76–85.
- [111] S. HAYKIN. *Active Network Theory*. New York: Addison-Wesley, 1970.
- [112] V. HAYWARD und O. ASTLEY. „Performance Measures for Haptic Interfaces“. In: *Robotics Research: The 7th International Symposium* 1 (1996), S. 195–207.
- [113] V. HAYWARD und K. MACLEAN. „Do it yourself haptics: part I“. In: *Robotics & Automation Magazine, IEEE* 14.4 (2007), S. 88–104. DOI: 10.1109/M-RA.2007.907921.
- [114] V. HAYWARD u. a. „Haptic interfaces and devices“. In: *Sensor Review* 24.1 (2004), S. 16–29.
- [115] E. HEREDIA, T. RAHMAN und V. KUMAR. „Adaptive teleoperation transparency based on impedance modeling“. In: *Bellingham, WA, Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers(SPIE Proceedings*. Bd. 2901. Citeseer. 1996, S. 2–12.
- [116] N. HOGAN. „Controlling impedance at the man/machine interface“. In: *Robotics and Automation, 1989. Proceedings., 1989 IEEE International Conference on* (1989), S. 1626–1631.

- [117] J. HUBER, N. FLECK und M. ASHBY. „The Selection of Mechanical Actuators Based on Performance Indices“. In: *Proceedings of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 453.1965 (1997), S. 2185–2205.
- [118] M. HUSTY u. a. *Kinematik und Robotik*. Springer Verlag, 1997.
- [119] K. IKUTA u. a. „Hyper-finger for Remote Minimally Invasive Surgery in Deep Area“. In: *Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-Part I*. Springer, 2002, S. 173–181. URL: <http://www.springerlink.com/content/edcx713hd745x55k/>.
- [120] INTUITIVE SURGICAL INC. *Da Vinci Surgical System*. <http://www.intuitivesurgical.com/> (abgerufen: Juni 2012). 2012.
- [121] H. IWATA. „Pen-based haptic virtual environment“. In: *Virtual Reality Annual International Symposium, 1993., 1993 IEEE*. 1993, S. 287–292. DOI: 10.1109/VRAIS.1993.380767.
- [122] A. JANOT u. a. „Modeling and identification of a 3 DOF haptic interface“. In: *Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on*. IEEE. 2007, S. 4949–4955.
- [123] L. JONES und I. HUNTER. „Influence of the mechanical properties of a manipulandum on human operator dynamics“. In: *Biological cybernetics* 62.4 (1990), S. 299–307.
- [124] M. JUNGSMANN. „Entwicklung elektrostatischer Festkörperaktoren mit elastischen Dielektrika für den Einsatz in taktilen Anzeigefeldern“. Diss. Technische Universität Darmstadt, 2004.
- [125] D. KALANOVIC u. a. „Independent testing of soft tissue visco-elasticity using indentation and rotary shear deformations“. In: *Studies in Health Technology and Informatics* 11 (2003), S. 137–143.
- [126] T. KANE und C. WANG. „On the derivation of equations of motion“. In: *Journal of the Society for Industrial and Applied Mathematics* 13.2 (1965), S. 487–492.
- [127] I. KAO, M. CUTKOSKY und R. JOHANSSON. „Robotic stiffness control and calibration as applied to human grasping tasks“. In: *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* 13.4 (1997), S. 557–566.
- [131] S. KASSNER. „Technologie von monolithisch hergestellten Festkörperkinematiken“. Studienarbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2006.
- [136] M. KAUER u. a. „Inverse finite element characterization of soft tissues“. In: *Medical image analysis* 6.3 (2002), S. 275–287.
- [137] A. KERDOK. „Characterizing the nonlinear mechanical response of liver to surgical manipulation“. Diss. Harvard University, 2006.

-
- [138] A. KERDOK und R. HOWE. „A technique for measuring mechanical properties of perfused solid organs“. In: *ASME Summer Bioengineering Conference*. 2003.
- [139] A. KERDOK und R. HOWE. „A physical basis for a two time constant constitutive model for liver“. In: *Summer Bioengineering Conference June*. 2005, S. 22–26.
- [140] A. KERDOK, R. HOWE und S. SOCRATE. „Viscoelastic characterisation of perfused liver: indentation testing and preliminary modeling“. In: *Proceedings of the ASME 2007 Summer Bioengineering Conference (SBC2007)*. 2007.
- [141] A. KERDOK, M. OTTENSMEYER und R. HOWE. „Effects of perfusion on the viscoelastic characteristics of liver“. In: *Journal of Biomechanics* 39.12 (2006), S. 2221–2231.
- [142] A. KERDOK u. a. „Identification of nonlinear constitutive law parameters of breast tissue“. In: *Proceeding of 2005 summer Bioengineering Conference, June*. 2005, S. 22–26.
- [143] T. KERN, Hrsg. *Engineering Haptic Devices: A Beginner's Guide for Engineers*. Berlin Heidelberg: Springer Verlag, 2009.
- [144] T. A. KERN. „Haptisches Assistenzsystem für diagnostische und therapeutische Katheterisierungen“. Diss. Technische Universität Darmstadt, 2006.
- [145] T. A. KERN und R. WERTHSCHÜTZKY. „Studies of the Mechanical Impedance of the Index Finger in Multiple Dimensions.“ In: *Haptics. Perception, Devices and Scenarios*. Hrsg. von M. FERRE. Eurohaptics Conference. Springer, 2008, S. 175–180.
- [146] W. KHALIL und O. IBRAHIM. „General solution for the dynamic modeling of parallel robots“. In: *Journal of Intelligent and robotic systems* 49.1 (2007), S. 19–37.
- [147] J. KIM und M. SRINIVASAN. „Characterization of viscoelastic soft tissue properties from in vivo animal experiments and inverse FE parameter estimation“. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2005*. Springer, 2005, S. 599–606.
- [148] J. KIM u. a. „Virtual surgery simulation for medical training using multi-resolution organ models“. In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 3.2 (2007), S. 149–158.
- [149] C.-H. KING u. a. „Tactile Feedback Induces Reduced Grasping Force in Robot-Assisted Surgery“. In: *IEEE Transactions on Haptics* 2.2 (Apr. 2009), S. 103–110. DOI: 10.1109/TOH.2009.4.
- [150] J. KIRCHNER. „Mehrkriterielle Optimierung von Parallelkinematiken“. Diss. TU Chemnitz, 2001.
- [151] A. KIRSCHNIK und U. DREWS. *Endoskopisch-Chirurgische Anatomie: Topographie für die Laparoskopie, Gastroskopie Und Coloskopie*. Heidelberg: Springer, 2010.

- [152] M. KLEEMANN u. a. „Stand der laparoskopischen Leberchirurgie“. In: *Der Chirurg* 81 (12 2010). 10.1007/s00104-010-1947-x, S. 1097–1107. ISSN: 0009-4722. URL: <http://dx.doi.org/10.1007/s00104-010-1947-x>.
- [153] R. KLINKE und R. BAUMAN. *Physiologie*. Hrsg. von R. KLINKE. Georg Thieme Verlag, 2010.
- [154] K. KOSUGE u. a. „Force control of parallel link manipulator with hydraulic actuators“. In: *Robotics and Automation, 1996. Proceedings., 1996 IEEE International Conference on* 1 (1996).
- [155] B. KÜBLER, U. SEIBOLD und G. HIRZINGER. „Development of actuated and sensor integrated forceps for minimally invasive robotic surgery“. In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 1.3 (2005), S. 96–107.
- [156] K. KUCHENBECKER u. a. „VerroTouch: High-Frequency Acceleration Feedback for Telerobotic Surgery“. In: *Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations*. Hrsg. von A. KAPPERS u. a. Bd. 6191. Lecture Notes in Computer Science. Springer Berlin / Heidelberg, 2010, S. 189–196. URL: http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-14064-8_28.
- [157] K. KUCHENBECKER und G. NIEMEYER. „Induced master motion in force-reflecting teleoperation“. In: *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 128 (2006), S. 800.
- [158] U. KUHNAPFEL u. a. „HapticIO: Haptic Interface-Systems for Virtual-Reality Training in Minimally-Invasive Surgery“. In: *International Status Conference for Virtual and Augmented Reality* (2004).
- [159] E. KUNESCH, F. BINKOFSKI und H. FREUND. „Invariant temporal characteristics of manipulative hand movements“. In: *Experimental Brain Research* 78.3 (1989), S. 539–546.
- [160] Y. KUNII u. a. „Development of 20 DOF glove type haptic interface device-Sensor Glove II“. In: *Advanced Intelligent Mechatronics 1997. Final Program and Abstracts., IEEE/ASME International Conference on.* 1997, S. 132. DOI: 10.1109/AIM.1997.653003.
- [161] K. KUNKLER. „The role of medical simulation: an overview“. In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 2.3 (2006), S. 203–210.
- [162] D. KWON u. a. „Microsurgical telerobot system“. In: 2 (1998), S. 945–950.
- [163] A. LANFRANCO u. a. „Robotic surgery: a current perspective“. In: *Annals of Surgery* 239.1 (2004), S. 14.
- [164] D. LAWRENCE. „Stability and transparency in bilateral teleoperation“. In: *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* 9.5 (1993), S. 624–637.
- [165] W. LEDOUX, D. MEANEY und H. HILLSTROM. „A quasi-linear, viscoelastic, structural model of the plantar soft tissue with frequency-sensitive damping properties“. In: *Journal of biomechanical engineering* 126 (2004), S. 831.

-
- [166] K. LEE und D. SHAH. „Dynamic analysis of a three-degrees-of-freedom in-parallel actuatedmanipulator“. In: *Robotics and Automation, IEEE Journal of [see also IEEE Transactions on Robotics and Automation]* 4.3 (1988), S. 361–367.
- [167] K. LEHMANN, H. BUHR und J. RITZ. „Virtuelle chirurgische Operationssimulation“. In: *Viszeralmedizin* 21.2 (2005), S. 21–28.
- [168] B. LEMAIRE-SEMAIL, Z. DAI und F. GIRAUD. „Piezo-actuators for force feedback in human-computer interfaces: Advantages and drawbacks with regard to electromagnetic actuation“. In: *Power Electronics and Applications, 2007 European Conference on*. 2007, S. 1–8. DOI: 10.1109/EPE.2007.4417680.
- [169] A. LENK u. a. *Electromechanical Systems in Microtechnology and Mechatronics – Electrical, Mechanical and Acoustic Networks, their Interactions and Applications*. Microtechnology and MEMS. Berlin: Springer, 2011. URL: [http : //tubiblio.ulb.tu-darmstadt.de/46746/](http://tubiblio.ulb.tu-darmstadt.de/46746/).
- [170] N. LEROY, A. M. KOKOSY und W. PERRUQUETTI. „Dynamic modeling of a parallel robot. Application to a surgical simulator“. In: *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA '03*. Bd. 3. 2003, S. 4330–4335. DOI: 10.1109/ROBOT.2003.1242270.
- [171] R. LINDE und P. LAMMERTSE. „HapticMaster-a generic force controlled robot for human interaction“. In: *Industrial Robot: An International Journal* 30.6 (2003), S. 515–524.
- [172] R. LINDE u. a. „The Haptic Master, a new high-performance haptic interface Europhaptics 2002 Conference Proceedings“. In: *Edinburgh, July (2002)*, S. 1.
- [173] Y. LIU, A. KERDOK und R. HOWE. „A nonlinear finite element model of soft tissue indentation“. In: *Medical Simulation* (2004), S. 67–76.
- [174] Z. LIU, L. BILSTON u. a. „On the viscoelastic character of liver tissue: experiments and modelling of the linear behaviour“. In: *BIORHEOLOGY-OXFORD-* 37.3 (2000), S. 191–202.
- [175] Z. LIU, L. BILSTON u. a. „Large deformation shear properties of liver tissue“. In: *Biorheology* 39.6 (2002), S. 735–742.
- [176] Z. LIU und K. YEUNG. „The preconditioning and stress relaxation of skin tissue“. In: *Journal of Biomedical & Pharmaceutical Engineering* 2.1 (2008), S. 22–28.
- [177] F. LLEWELLYN. „Some fundamental properties of transmission systems“. In: *Proceedings of the IRE* 40.3 (1952), S. 271–283.
- [178] M. MACK. „Minimally Invasive and Robotic Surgery“. In: *JAMA* 285 (2001), S. 568–572.
- [179] K. MACLEAN und V. HAYWARD. „Do It Yourself Haptics: Part II“. In: *IEEE Robotics & Automation Magazine* 15.1 (2008), S. 104–119. DOI: 10.1109/M-RA.2007.914919.

-
- [180] N. MAI, P. SCHREIBER und J. HERMSDÖRFER. „Changes in perceived finger force produced by muscular contractions under isometric and anisometric conditions“. In: *Experimental brain research* 84.2 (1991), S. 453–460.
- [181] R. MARKERT. *Technische Mechanik, Teil B*. Skript. Technische Universität Darmstadt, 2002.
- [182] T. MASSIE und J. SALISBURY. „The PHANTom Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects“. In: *Proceedings of the ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems* (1994), S. 295–302.
- [183] U. MATERN. „Instruments for minimally invasive surgery Principles of ergonomic handles“. In: *Surgical Endoscopy* 13.2 (1999), S. 174–182.
- [184] U. MATERN. „MIS instruments An experimental comparison of various ergonomic handles and their design“. In: *Surgical Endoscopy* 13.8 (1999), S. 756–762.
- [185] U. MATERN u. a. „Ergonomic aspects of five different types of laparoscopic instrument handles under dynamic conditions with respect to specific laparoscopic tasks: An electromyographic-based study“. In: *Surgical Endoscopy* 18.8 (2004), S. 1231–1241.
- [186] M. MATYSEK, P. LOTZ und H. SCHLAAK. „Tactile display with dielectric multilayer elastomer actuatorsq“. In: *The 16th International Symposium on: Smart Structures and Materials & Nondestructive Evaluation and Health Monitoring*. International Society for Optics und Photonics. 2009, S. 72871D–72871D.
- [187] H. MAYER u. a. „Haptic feedback in a telepresence system for endoscopic heart surgery“. In: *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* 16.5 (2007), S. 459–470.
- [188] W. MCMAHAN u. a. „Tool Contact Acceleration Feedback for Telerobotic Surgery“. In: *Haptics, IEEE Transactions on* 99 (2011), S. 1–1.
- [189] J. MERLET. *Parallel robots*. New York: Springer, 2006.
- [190] K. MILLER. „Experimental verification of modeling of DELTA robot dynamics by direct application of Hamilton’s principle“. In: *Robotics and Automation, 1995. Proceedings., 1995 IEEE International Conference on*. Bd. 1. 1995, S. 532–537. DOI: 10.1109/ROBOT.1995.525338.
- [191] K. MILLER. „Constitutive Modeling of Abdominal Organs“. In: *Journal of Biomechanics* 33 (1999), S. 367–373.
- [192] K. MILLER und R. CLAVEL. „The Lagrange-based model of Delta-4 robot dynamics“. In: *Robotersysteme* 8.1 (1992), S. 49–54.
- [193] K. MILLER und S. STEVENS. „Modeling of Dynamics and Model-Based Control of DELTA Direct-Drive Parallel Robot“. In: *Journal of Robotics and Mechatronics* 17.4 (1995), S. 344–352.

-
- [194] K. MILLER u. a. „Mechanical properties of brain tissue in-vivo: experiment and computer simulation“. In: *Journal of Biomechanics* 33.11 (2000), S. 1369–1376.
- [195] F. MOON. *Applied dynamics: with applications to multibody and mechatronic systems*. Weinheim: Wiley-VCH, 2008.
- [196] R. NAKAMURA u. a. „Multi-DOF Forceps Manipulator System for Laparoscopic Surgery“. In: *Proc. Third International Conference on Medical Image Computing and Computer assisted Interventions, Pittsburgh, PA, USA, October (2000)*, S. 11–14.
- [197] A. NAVA u. a. „Determination of the Mechanical Properties of Soft Human Tissues through Aspiration Experiments“. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-Miccai 2003: 6th International Conference, Montréal, Canada, November 2003: Proceedings (2003)*. DOI: 10.1007/b93810.
- [198] P. NELSON. „Speed of response or bandwidth of voluntary system controlling elbow position in intact man“. In: *Medical and Biological Engineering and Computing* 10.4 (1972), S. 450–459.
- [199] R. NEUGEBAUER u. a. „Gestaltung, Bewertung und Einsatzerfahrungen von Parallelkinematiken“. In: *Stuttgarter Impulse - Technologien für die Zukunft*. Gesellschaft für Fertigungstechnik. Stuttgart: Springer, 2000, S. 316–333.
- [202] G. NIEMEYER u. a. „Medicine meets virtual reality 12: building a better you: the next tools for medical education, diagnosis, and care“. In: Bd. 98. Ios Pr Inc, 2004. Kap. THUMP: an immersive haptic console for surgical simulation and training, S. 272.
- [203] J. NOCEDAL und S. WRIGHT. *Numerical optimization*. New York: Springer, 2006.
- [204] C. ODDO u. a. „Investigation on calibration methods for multi-axis, linear and redundant force sensors“. In: *Measurement Science and Technology* 18 (2007), S. 623.
- [205] G. ODEGARD, T. GATES und H. HERRING. „Characterization of viscoelastic properties of polymeric materials through nanoindentation“. In: *Experimental Mechanics* 45.2 (2005), S. 130–136.
- [206] A. OKAMURA, C. SIMONE und M. O’LEARY. „Force modeling for needle insertion into soft tissue“. In: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 51.10 (2004), S. 1707–1716.
- [207] A. OKAMURA u. a. „The haptic scissors: cutting in virtual environments“. In: *Robotics and Automation, 2003. Proceedings. ICRA ’03. IEEE International Conference on*. Bd. 1. 2003, 828–833 vol.1. DOI: 10.1109/ROBOT.2003.1241696.
- [208] T. ORTMAIER, H. WEISS und G. HIRZINGER. „A New Robot for Minimally Invasive Surgery“. In: *Lecture Notes in Computer Science on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (2003)*.
- [209] M. P. OTTENSMEYER. „In Vivo Measurement of Solid Organ Tissue Mechanical Properties“. In: *Proceedings of the 2002 SEM Annual Conference & Exposition on Experimental and Applied Mechanics, Milwaukee, WI. 10-12 Jun 2002*. 2002.

-
- [210] M. OTTENSMEYER. „Minimally invasive instrument for in vivo measurement of solid organ mechanical impedance“. Diss. Massachusetts Institute of Technology, 2001.
- [211] L. PANAIT u. a. „The role of haptic feedback in laparoscopic simulation training“. In: *Journal of Surgical Research* 156.2 (2009), S. 312–316.
- [212] C. PAPE-KÖHLER und M. HEISS. *Cholezytektomie*. 7.9.2011. <http://webop.de>, 2011.
- [213] L. PARTRIDGE. „Signal-handling characteristics of load-moving skeletal muscle“. In: *American Journal of Physiology–Legacy Content* 210.5 (1966), S. 1178–1191.
- [214] F. PIGACHE u. a. „Control of a piezoelectric actuator for adjustable brake in haptic devices“. In: (2005), S. 9.
- [215] R. PLAYTER und M. RAIBERT. „A virtual surgery simulator using advanced haptic feedback“. In: *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies* 6.2 (1997), S. 117–121.
- [216] P. POTT und M. SCHWARZ. „State of the Art of Medical Robotics – Areas of Application“. In: *Biomedizinische Technik* 55.1 (2010). DOI: 10.1515/BMT.2010.614.
- [217] P. P. POTT, H.-P. SCHARF und M. L. R. SCHWARZ. „Today’s state of the art in surgical robotics“. In: *Computer Aided Surgery* 10.2 (2005), S. 101–132. DOI: 10.3109/10929080500228753. eprint: <http://informahealthcare.com/doi/pdf/10.3109/10929080500228753>. URL: <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/10929080500228753>.
- [218] D. PRATTICHIZZO u. a. „The FeTouch Project: an application of haptic technologies to obstetrics and gynaecology“. In: *The Int. J. of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 1.1 (2004), S. 220–228.
- [219] E. VAN DER PUTTEN u. a. „Haptics in minimally invasive surgery-a review“. In: *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies* 17.1 (2008), S. 3–16. DOI: 10.1080/13645700701820242.
- [220] G. RAJU, G. VERGHESE und T. SHERIDAN. „Design issues in 2-port network models of bilateral remote manipulation“. In: *Robotics and Automation, 1989. Proceedings., 1989 IEEE International Conference on*. 1989, 1316–1321 vol.3. DOI: 10.1109/ROBOT.1989.100162.
- [221] J. RAUSCH. „Entwicklung und Anwendung miniaturisierter piezoresistiver Dehnungsmesselemente“. Diss. Technische Universität Darmstadt, 2012.
- [222] J. RAUSCH u. a. „INKOMAN-Analysis of mechanical behaviour of liver tissue during intracorporal interaction“. In: *Gemeinsame Jahrestagung der Deutschen, Österreichischen und Schweizerischen Gesellschaften für Biomedizinische Technik*. Bd. 6. 9. 2006.

- [223] J. RAUSCH. „Analyse der mechanischen Eigenschaften von Lebergewebe bei intrakorporaler Interaktion“. Diplomarbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut für EMK, 2006.
- [224] R. REILINK u. a. „Evaluation of flexible endoscope steering using haptic guidance“. In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 7.2 (2011), S. 178–186.
- [226] P. RIZUN u. a. „Mechatronic design of haptic forceps for robotic surgery“. In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 2.4 (2006), S. 341–349.
- [227] J. ROSEN u. a. „Surgeon-tool force/torque signatures evaluation of surgical skills in minimally invasive surgery“. In: *Medicine Meets Virtual Reality: The Convergence of Physical & Informational Technologies: Options for a New Era in Healthcare* 62 (1999), S. 290–296.
- [228] J. ROSEN, B. HANNFORD und R. M. SATAVA, Hrsg. *Surgical Robotics*. Springer, 2011.
- [229] A. RÖSE. „Parallelkinematische Mechanismen zum intrakorporalen Einsatz in der laparoskopischen Chirurgie“. Diss. TU Darmstadt, 2011. URL: <http://tuprints.ulb.tu-darmstadt.de/2493/>.
- [230] J. RYU, D. KWON und B. HANNAFORD. „Stable teleoperation with time-domain passivity control“. In: *IEEE transactions on robotics and automation* 20.2 (2004), S. 365–373.
- [231] B. SAFWAT u. a. „The role of posture, magnification, and grip force on microscopic accuracy“. In: *Annals of biomedical engineering* 37.5 (2009), S. 997–1006.
- [232] I. SAKUMA u. a. „In vitro measurement of mechanical properties of liver tissue under compression and elongation using a new test piece holding method with surgical glue“. In: *Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling* (2003), S. 1003–1003.
- [233] E. SAMUR u. a. „A robotic indenter for minimally invasive measurement and characterization of soft tissue response“. In: *Medical Image Analysis* 11.4 (2007), S. 361–373.
- [234] E. SAMUR u. a. „Generic and systematic evaluation of haptic interfaces based on testbeds“. In: *Intelligent Robots and Systems, 2007. IROS 2007. IEEE/RSJ International Conference on* (2007), S. 2113–2119. DOI: 10.1109/IROS.2007.4399522.
- [235] E. SAMUR. „Systematic Evaluation Methodology and Performance Metrics for Haptic Interfaces“. Diss. Lausanne, Schweiz: EPFL, 2010.
- [236] M. SCHIJVEN und J. JAKIMOWICZ. „Virtual reality surgical laparoscopic simulators“. In: *Surgical Endoscopy* 17.12 (2003), S. 1943–1950.
- [237] H. F. SCHLAAK und B. SCHEMMER. „Miniaturisierung in der Antriebstechnik – Neue Herausforderungen“. In: *7. GMM/ETG-Fachtagung, Augsburg*. 2007.

-
- [239] H. SCHMIDT und U. LANZ. *Chirurgische Anatomie der Hand*. Stuttgart: Hippokrates, 1992.
- [240] M. SCHOLLMEYER und T. SCHOLLMEYER. „Georg Kelling und die sächsischen Wurzeln der Laparoskopie - Ein Beitrag zum 100. Geburtstag der Laparoskopie“. In: *Arzteblatt Sachsen* 11 (2011), S. 522–524.
- [241] T. SCHOLLMEYER u. a. „Roboterchirurgie in der Gynäkologie“. In: *Der Gynäkologe* (2011), S. 1–5.
- [242] J. SCHWARTZ u. a. „Modelling liver tissue properties using a non-linear viscoelastic model for surgery simulation“. In: *Medical Image Analysis* 9.2 (2005), S. 103–112.
- [243] U. SEIBOLD, B. KUEBLER und G. HIRZINGER. *Prototypic force feedback instrument for minimally invasive robotic surgery*. Techn. Ber. Institute of Robotics und Mechatronics, DLR (German Aerospace Center), 2007.
- [244] U. SEIBOLD u. a. „Sensorized and Actuated Instruments for Minimally Invasive Robotic Surgery“. In: *Proc. of the 4th Int. Conf. EuroHaptics*. 2004.
- [246] SENSABLE. *Sensible Unternehmens-Website*. 2011. URL: <http://www.sensible.com/>.
- [247] S. SHIMACHI u. a. „Adapter for contact force sensing of the da Vinci® robot“. In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 4.2 (2008), S. 121–130.
- [248] K. SHIMOGA. „A Survey of Perceptual Feedback Issues in Dexterous Telemanipulation: Part I. Finger Force Feedback“. In: *Proceedings of the IEEE Virtual Reality Annual International Symposium*. 1993. DOI: 10.1109/VRAIS.1993.380770.
- [249] C. SIMONE und A. OKAMURA. „Modeling of needle insertion forces for robot-assisted percutaneous therapy“. In: *Robotics and Automation, 2002. Proceedings. ICRA'02. IEEE International Conference on*. Bd. 2. IEEE. 2002, S. 2085–2091.
- [250] G. SONG, S. GUO und Q. WANG. „A Tele-operation system based on haptic feedback“. In: *Information Acquisition, 2006 IEEE International Conference on* (2006), S. 1127–1131. DOI: 10.1109/ICIA.2006.305903.
- [251] K. SPANNER. „Survey of the various operating principles of ultrasonic piezomotors“. In: *Proceedings of the 10th International Conference on New Actuators*. 2006.
- [252] D. SPÄTH. *Arbeitswissenschaft I - Vorlesungsskript*. Techn. Ber. Universität Stuttgart, Institut für Arbeitswissenschaft und Technologiemanagement IAT, 2007.
- [253] M. SRINIVASAN und J. CHEN. „Human performance in controlling normal forces of contact with rigid objects“. In: *ASME DYN SYST CONTROL DIV PUBL DSC, ASME, NEW YORK, NY,(USA)*, 1993, 49 (1993), S. 119–125.

-
- [254] R. STANWAY, J. SPROSTON und A. EL-WAHED. „Applications of electro-rheological fluids in vibration control: a survey“. In: *Smart Materials and Structures* 5 (1996), S. 464.
- [255] D. STOIANOVICI. „Robotic surgery“. In: *World Journal of Urology* 18.4 (2000), S. 289–295.
- [256] J. STONE u. a. „Immersive Molecular Visualization and Interactive Modeling with Commodity Hardware“. In: *Advances in Visual Computing*. Hrsg. von G. BEBIS u. a. Bd. 6454. Lecture Notes in Computer Science. Berlin: Springer, 2010, S. 382–393. ISBN: 978-3-642-17273-1. URL: http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-17274-8_38.
- [257] H. TAN u. a. „Human factors for the design of force-reflecting haptic interfaces“. In: *Dynamic Systems and Control* 55.1 (1994), S. 353–359.
- [258] M. TAVAKOLI, R. PATEL und M. MOALLEM. „Haptic interaction in robot-assisted endoscopic surgery: a sensorized end-effector“. In: *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 1.2 (2005), S. 53–63.
- [259] M. TAVAKOLI, R. PATEL und M. MOALLEM. „A haptic interface for computer-integrated endoscopic surgery and training“. In: *Virtual Reality* 9.2 (2006), S. 160–176.
- [260] M. TAVAKOLI, R. PATEL und M. MOALLEM. *Haptics for teleoperated surgical robotic systems*. Bd. 1. Tuck Link, Singapore: World Scientific Pub Co Inc, 2008.
- [261] B. TAY, J. KIM und M. SRINIVASAN. „In vivo mechanical behavior of intra-abdominal organs“. In: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 53.11 (2006), S. 2129–2138.
- [262] B. TAY u. a. „Measurement of in-vivo force response of intra-abdominal soft tissues for surgical simulation“. In: *Studies in Health Technology and Informatics* (2002), S. 514–519.
- [263] D. THEISEN-KUNDE u. a. „Laser-Scalpel for kidney and liver resection based on 1.94 μm fibre laser system“. In: *Med. Laser Appl* 22 (2007), S. 59.
- [264] R.-D. TREEDE. „Physiologie des Menschen“. In: Hrsg. von R. F. SCHMIDT und F. LANG. Springer, 2007. Kap. Das somatosensorische System, S. 296–323. URL: http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-32910-7_14.
- [265] L. TSAI und S. JOSHI. „Kinematic Analysis of 3-DOF Position Mechanisms for Use in Hybrid Kinematic Machines“. In: *Journal of Mechanical Design* 124 (2002), S. 245–253.
- [266] L. TSAI und R. STAMPER. „A parallel manipulator with only translational degrees of freedom“. In: *ASME 1996 Design Engineering Technical Conference*. 1996.
- [267] L. TSAI, G. WALSH und R. STAMPER. „Kinematics of a novel three DOF translational platform“. In: *Robotics and Automation, 1996. Proceedings., 1996 IEEE International Conference on* 4 (1996).

-
- [268] Y. TSUMAKI u. a. „Design of a compact 6-DOF haptic interface“. In: *Robotics and Automation, 1998. Proceedings. 1998 IEEE International Conference on* 3 (1998).
- [269] M. UEBERLE und M. BUSS. „Design, control, and evaluation of a new 6 DOF haptic device“. In: *Intelligent Robots and Systems, 2002. IEEE/RSJ International Conference on*. Bd. 3. 2002, 2949–2954 vol.3. DOI: 10.1109/IRDS.2002.1041720.
- [270] M. UEBERLE, N. MOCK und M. BUSS. „VISHARD10, a novel hyper-redundant haptic interface“. In: *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2004. HAPTICS '04. Proceedings. 12th International Symposium on*. 2004, S. 58–65. DOI: 10.1109/HAPTIC.2004.1287178.
- [271] S. WALL und W. HARWIN. „A high bandwidth interface for haptic human computer interaction“. In: *Mechatronics* 11.4 (2001), S. 371–387.
- [272] J. WANG und C. GOSSELIN. „A new approach for the dynamic analysis of parallel manipulators“. In: *Multibody System Dynamics* 2.3 (1998), S. 317–334.
- [273] H. WEISS u. a. „A virtual-reality-based haptic surgical training system“. In: *Computer Aided Surgery* 8.5 (2003), S. 269–272.
- [274] C. WOHLLEBER und H. SCHLAAK. „Position Control of Piezoelectric Motors for a Dexterous Laparoscopic Instrument“. In: *4th European Congress for Medical and Biomedical Engineering 2008*. Hrsg. von J. VANDER SLOTEN u. a. Bd. 22. IFMBE Proceedings. Heidelberg: Springer, 2009, S. 2248–2251.
- [276] K. WOO und D. JIN. „A 6 DOF Force-Reflecting Hand Controller Using the Fivebar Parallel Mechanism“. In: *Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation* (1998).
- [277] Q. XU und Y. LI. „Kinematic Analysis and Optimization of a New Compliant Parallel Micromanipulator“. In: *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 3.4 (2006), S. 351–358.
- [278] X. YU, H. CHIZECK und B. HANNAFORD. „Comparison of transient performance in the control of soft tissue grasping“. In: *Intelligent Robots and Systems, 2007. IROS 2007. IEEE-RSJ International Conference on*. IEEE. 2007, S. 1809–1814.
- [279] W. ZARRAD, P. POIGNET, R. CORTESÃO u. a. „Towards teleoperated needle insertion with haptic feedback controller“. In: *Intelligent Robots and Systems, 2007. IROS 2007. IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE. 2007, S. 1254–1259.
- [280] G. ZHANG. „Evaluating the viscoelastic properties of biological tissues in a new way“. In: *J Musculoskelet Neuronal Interact* 5.1 (2005), S. 85–90.
- [281] W. ZHUANG u. a. „Dynamic Modeling of a Spherical Robot with Arms by Using Kane’s Method“. In: *Natural Computation, 2008. ICNC '08. Fourth International Conference on*. Bd. 4. 2008, S. 373–377. DOI: 10.1109/ICNC.2008.595.
- [282] A. ZORCOLO u. a. „Catheter insertion simulation with combined visual and haptic feedback“. In: *Proc. of First Phantom Users Research Symposium*. 1999.

-
- [283] F. ZSCHUNKE. „Aktoren auf Basis des magnetorheologischen Effekts“. Diss. Universität Erlangen-Nürnberg, 2005.

Betreute studentische Arbeiten

- [37] C. BÜTTGEN u. a. *Perfusionsstand*. Praktische Entwicklungsmethodik. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2009.
- [75] M. FISCHER. „Haptisches Bedienelement zur Steuerung eines Greifers in der minimalinvasiven Chirurgie“. Bachelor-Arbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2011.
- [76] M. FISCHER u. a. *Chirurgische Zange mit integrierter Kraftmessung*. Praktische Entwicklungsmethodik IV. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2011.
- [109] C. HATZFELD. „Entwicklung und Aufbau eines Messplatzes für die Messung von haptischen Wahrnehmungskennlinien am Menschen“. Diplomarbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2008.
- [201] C. NEUPERT. „Universeller Messplatz zur Messung der mechanischen Impedanz“. Studienarbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut EMK, 2010.
- [225] M. RIEDEL. „Integration einer 3-DOF Kraftsensorik in ein haptisches Telemanipulationssystem für die Laparoskopie“. Bachelor-Arbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2011.
- [245] C. SEIPEL. „Parallelkinematiken zur Übertragung eines haptischen Feedbacks in drei Freiheitsgraden“. Studienarbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2009.
- [275] N. WOLF. „Einsatz piezoelektrischer Antriebe in haptischen Displays“. Studienarbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2009.

Eigene Veröffentlichungen und Vorträge

- [71] J. VAN ERP u. a. „Setting the Standards for Haptic and Tactile Interactions: ISO's Work“. In: *Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations*. Hrsg. von A. KAPPERS u. a. Bd. 6192. Lecture Notes in Computer Science. Berlin: Springer, 2010, S. 353–358. DOI: 10.1007/978-3-642-14075-4_52. URL: http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-14075-4_52.
- [108] C. HATZFELD u. a. „Perception-Inspired Haptic Force Sensor—A Concept Study“. In: *Procedia Engineering* 47 (2012), S. 112–115.

-
- [128] S. KASSNER. „Haptische Bedienelemente für die minimal-invasive Chirurgie“. In: *4. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Allgemein- und Viszeralchirurgie*. eingeladener Vortrag. Leipzig, 2011.
- [129] S. KASSNER u. a. „Analysis of mechanical properties of liver tissue as a design criterion for the development of a haptic laparoscopic tool“. In: *4th European Congress for Medical and Biomedical Engineering 2008*. Hrsg. von J. VANDER SLOTEN u. a. Bd. 22. IFMBE Proceedings. Heidelberg: Springer, 2009, S. 2248–2251.
- [130] S. KASSNER u. a. „Operational Concept for a Handheld Laparoscopic Telemanipulation System: Design and Animal Experiment“. In: *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7–12, 2009, Munich, Germany*. Hrsg. von O. DÖSSEL und W. C. SCHLEGEL. Bd. 25. IFMBE Proceedings VI. Heidelberg: Springer, 2009, S. 317–320. ISBN: 978-3-642-03905-8.
- [132] S. KASSNER. „Transparenz von Teleoperationssystemen: Anwendung der Netzwerktheorie auf mehrdimensionale, parallelkinematische haptische Bedienelemente“. In: *DAGA 2012, 38. Jahrestagung für Akustik*. 2012.
- [133] S. KASSNER, J. RAUSCH und R. WERTHSCHÜTZKY. „System Design of a Haptic Laparoscopic Telemanipulation System“. In: *Biomedizinische Technik* 55.1 (2010). DOI: 10.1515/BMT.2010.370.
- [134] S. KASSNER und R. WERTHSCHÜTZKY. „Parallel Kinematics for Haptic Feedback in Three Degrees of Freedom: Application in a Handheld Laparoscopic Telemanipulation System“. In: *Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations*. Hrsg. von A. KAPPERS u. a. Bd. 6191. Lecture Notes in Computer Science. Springer Berlin / Heidelberg, 2010, S. 219–224. DOI: 10.1007/978-3-642-14064-83_2.
- [135] S. KASSNER und R. WERTHSCHÜTZKY. „A handheld haptic device for minimally invasive surgery“. In: *Biomedizinische Technik*. Bd. 56. 2011.
- [200] C. NEUPERT u. a. „Messtechnische Charakterisierung eines netzwerkgestützten Gewebemodells“. In: *DAGA 2012*. 2012, S. 815–816. URL: <http://tubiblio.ulb.tu-darmstadt.de/58065/>.
- [238] H. SCHLAAK u. a. „A novel laparoscopic instrument with multiple degrees of freedom and intuitive control“. In: *4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*. Springer. 2009, S. 1660–1663.



Lebenslauf

Der Lebenslauf ist in der Online-Version aus Gründen des Datenschutzes nicht enthalten.