



Fakultät für Maschinenwesen
Lehrstuhl für Angewandte Mechanik

Monolithischer Manipulator für die Minimal-invasive Chirurgie

Gerald Albert Horst

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Maschinenwesen der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender:

Univ.-Prof. dr. ir. Daniel J. Rixen

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. i. R. Dr.-Ing. habil. Heinz Ulbrich
2. Univ.-Prof. Dr. med. Dr.-Ing. habil. Erich Wintermantel
3. apl. Prof. Dr. med Hubertus A. E. J. Feußner

Die Dissertation wurde am 29. Januar 2015 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 11. August 2015 angenommen.

Zusammenfassung

Die Minimal-invasive Chirurgie verlangt nach der Entwicklung miniaturisierter und roboterassistierter Operationssysteme. Im Rahmen eines von der Deutschen Forschungsgesellschaft finanzierten Forschungsprojektes wurde in der vorliegenden Arbeit ein monolithischer Manipulator entwickelt, dessen Fertigung mit Hilfe generativer Verfahren realisiert wird. Sein Aufbau beruht auf einer Doppelhelix, die mit Konturen versehen ist, um eine präzise Steuerung zu ermöglichen. Zusätzlich verfügt das mit Bowdenzügen aktuierte System über eine variable Steifigkeit.

Zur Analyse auftretender Reibeffekte erfolgen die Umsetzung verschiedener Reibmodelle und die Inbetriebnahme eines Prüfstandes. Zusätzlich entstand eine Entwicklungsumgebung zur schnellen Visualisierung und Untersuchung verschiedener Manipulatorkonzepte.

Abstract

In the last two decades great advances in availability, precision and acceptance of rapid manufacturing techniques in medical engineering have been achieved. This novel possibility of manufacturing literally overnight is not only used for custom-tailored products such as prostheses or implants, but also shows its benefits in producing versatile manipulators for minimally invasive surgery. In this work a monolithic manipulator manufactured by selective laser sintering is developed. The proposed design is based on a double helical structure with contours in between the helical windings. These contours provide for a precise motion and a variable stiffness during surgery.

In order to gain further understanding of effects caused by friction, different friction models are implemented. A test rig is taken into operation for validation. Furthermore, a development tool is designed to visualize and analyze future concepts during their development process.

Danksagung

Zuerst möchte ich mich bei meinem Doktorvater Professor Heinz Ulbrich dafür bedanken, mir in den vergangenen dreieinhalb Jahren die Möglichkeit gegeben zu haben, mein Forschungsvorhaben durchzuführen. Für seine Unterstützung, das mir entgegengebrachte Vertrauen, aber auch für die Freiheiten, die er mir im Rahmen meiner Arbeit lies, bin ich dankbar. Sein freundlicher und humorvoller Umgang mit seinen Mitarbeitern schafften ein ausgezeichnetes Umfeld, um Forschung am Lehrstuhl für Angewandte Mechanik betreiben zu können.

Den Projektpartnern, dem Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik unter der Leitung von Professor Tim Lüth und der Forschungsgruppe MITI unter der Leitung von Professor Hubertus Feußner gilt mein Dank für die Fertigung der Prototypen, die Unterstützung bei der Umsetzung meiner Idee und für die Inbetriebnahme des Manipulators. Besonderer Dank gilt dabei Sebastian Koller und Daniel Ostler.

Für das Ermöglichen meiner Forschung auch nach dem Ausscheiden Professor Ulbrichs bin ich Professor Daniel Rixen zu Dank verpflichtet.

Ich möchte mich bei meinen Kollegen bedanken, die eine angenehme Arbeitsatmosphäre schafften und mir oft bei der Suche nach Lösungen behilflich waren. Ein Umfeld wie ich es hier vorfand, bestehend aus motivierten und freundlichen Kollegen, mit denen sich viele Freundschaften entwickelten, ist jedem Wissenschaftlichen Mitarbeiter zu wünschen.

Mein Dank gilt Dr. Thomas Thümmel für die Regelung aller Administrativen Vorgänge am Lehrstuhl und das Ermöglichen meines eigenen Prüfstandes für den Manipulator. Anteil an dieser Arbeit hatten zusätzlich verschiedene Studenten, von denen ich mich besonders bei Aron Pfaff, Jakob Jung und Fabian Mägel für ihre Beiträge bedanken möchte.

Für die moralische Unterstützung gilt mein Dank Anna und meiner Familie, ohne deren Humor, Aufmunterungen und Ablenkungen diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Schließlich gilt mein Dank der Deutschen Forschungsgesellschaft, die meine Arbeit im Rahmen des Forschungsantrages „Single-Port-Technologie für gastroenterologische und viszeralchirurgische endoskopische Interventionen“ finanziell ermöglichte.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Problemstellung	2
1.2	Aufbau der Arbeit	2
2	Grundlagen	5
2.1	Minimal-invasive Chirurgie	5
2.1.1	Single Port und NOTES	6
2.1.2	Das Projekt FOR 1321	6
2.1.3	Stand der Technik	6
2.2	Selektives Lasersintern	10
2.2.1	Funktionsweise	10
2.3	Bowdenzüge	11
2.3.1	Funktionsweise	11
2.4	Robotik	11
2.4.1	Direkte Kinematik	12
2.4.2	Inverse Kinematik	13
2.5	Reibung	14
2.5.1	Coulomb-Reibung	14
2.5.2	Stribeck-Reibung	16
2.5.3	Das Dahl-Modell	16
2.5.4	Das LuGre-Modell	17
2.5.5	Selbsterregte Schwingungen: Stick Slip	17
3	Anforderungen an das System	19
3.1	Anforderungsliste aus medizinischer Sicht	19
3.1.1	Mögliche Eingriffe	19
3.1.2	Systemkomponenten	20
3.2	Anforderungsliste aus ingenieurwissenschaftlicher Sicht	20
3.2.1	Anforderungen an das Fertigungsverfahren	20
3.2.2	Ableiten der Arbeitsraumanforderungen	21
4	Visualisierung	25
4.1	Visualisierung des Situs	25
4.2	Oberfläche zum Erstellen beliebiger Operationssysteme	27
4.2.1	Analyse existierender Systeme	27
4.2.2	Formulierung des Fragenkatalogs	30
4.2.3	Resultierende Parameter	32
4.3	Berechnung der inversen Kinematik	32
4.4	Implementierung der Bedienschnittstelle	33
4.5	Gesamtaufbau der Visualisierungsumgebung	33
4.5.1	Implementierung	33
4.5.2	Bedienfeld	34
4.5.3	Kameraperspektiven	35

4.5.4	Stencil-Funktion	35
4.6	Zusammenfassung	35
5	Konzepte	37
5.1	Monolithische Strukturen	37
5.2	Klassisches Festkörpergelenk	37
5.2.1	Idee	39
5.2.2	Anpassung an die Anforderungen	39
5.2.3	Erster Prototyp mit Festkörpergelenken	40
5.3	Abrollende Segmente	41
5.4	Spannungsarme Helixstruktur	41
5.5	Bewertung der vorgestellten Konzepte	42
6	Helixstruktur mit abrollenden Konturen	43
6.1	Idee	43
6.2	Konzept	43
6.3	Machbarkeitsstudie	45
6.3.1	Dimensionierung der Kamerabewegungseinheit	46
6.3.2	Anforderungen an den Arbeitsraum	46
6.3.3	Umsetzung	46
6.4	Ergebnis	49
7	Kinematische Betrachtung des Helixgelenks	51
7.1	Betrachtung der Funktionsweise	51
7.1.1	Parameter zur Beschreibung der Funktionsweise	51
7.1.2	Modellannahmen	52
7.2	Vollständiges Finite-Elemente-Modell	52
7.3	Realisierung der Anfangs- und End-Gelenke	54
7.4	Gestalt der Konturen	55
7.5	Versteifbarkeit des Systems	60
7.6	Direkte Kinematik	64
7.7	Inverse Kinematik	66
7.8	Diskussion	67
8	Betrachtung der auftretenden Kräfte	69
8.1	Modellannahmen	69
8.2	Simulation der Seilreibung	69
8.2.1	Stand der Forschung	69
8.2.2	Voruntersuchungen zur Simulation von Seilreibung	71
8.3	Gesamtmodell zur Simulation der Seilreibung	75
8.3.1	Auftretende Kräfte und Momente	75
8.3.2	Seilreibung	76
8.4	Vereinfachtes FE-Modell	78
8.4.1	Herleitung der beschreibenden Differentialgleichungen	78
8.4.2	Vergleich mit komplettem Finite-Elemente-Modell	80
8.4.3	Diskussion	82
8.5	Kombiniertes Modell	82

9	Validierung der Modelle	83
9.1	Aufbau des Prüfstandes	83
9.1.1	Messung der Fadenspannung	83
9.1.2	Motoren	83
9.1.3	Regelung der Motoren	83
9.1.4	Messung der Biegewinkel	84
9.1.5	Messung des Motorstroms	85
9.1.6	Synchronisierung der Messgrößen	85
9.1.7	Ableitung der Messgrößen	85
9.2	Ergebnisse der Messungen	88
9.2.1	Messung mit konstantem Umschlingungswinkel	90
9.2.2	Messung der Seilkräfte am Manipulator	93
10	Ergebnisse	97
10.1	Vergleich der Simulationsergebnisse mit den Messungen	97
10.1.1	Untersuchung des Modells mit konstantem Umschlingungswinkel	97
10.1.2	Simulation für Modell des Manipulators	102
10.2	Manipulatoren für HVSPS 3	105
10.2.1	Inbetriebnahme des Prototyps	107
10.2.2	Diskussion	107
10.3	Machbarkeitsstudie eines Manipulators aus Stahl	107
11	Zusammenfassung und Ausblick	111
A	Anhang	119
A.1	DH-Konvention	119
A.2	Rekursive Berechnung der Jacobi-Matrizen	119
A.3	Verbleibende Ergebnisse der Aufzeichnung einer Resektion des Sigmas bei einem Schwein	121
A.4	Herleitung des vereinfachten Finite-Elemente-Modells	121
A.4.1	Koordinatentransformation	121
A.4.2	Lösen der Differentialgleichungen	123
A.5	Kalibrierungsergebnisse der Fadenspannungsaufnehmer	127
A.6	Messung und Simulation der Reibkräfte	127
A.6.1	Messungen bei konstantem Umschlingungswinkel	127
A.6.2	Messungen am Manipulator	127

1 Einleitung

Nach unserer Überzeugung gibt es kein größeres und wirksameres Mittel zu wechselseitiger Bildung als das Zusammenarbeiten.

—Johann Wolfgang von Goethe, 1816

Mit dem Beginn der Minimal-invasiven Chirurgie gegen Ende des vergangenen Jahrhunderts war der Grundstein für ein vollkommen neuartiges Feld der Operationsmethoden gelegt. Standen dem Operateur seinerzeit jedoch nur wenige Instrumente zur Verfügung, so war es die Zusammenarbeit zwischen Medizinern und Ingenieuren, die mit der Entwicklung neuartiger Instrumente auch das Entstehen völlig neuer Operationstechniken vorantreiben konnte.

Das oberste Gebot, die Invasivität und damit das Leid des Patienten zu mindern, führte zu fortschreitender Miniaturisierung der verwendeten Instrumente mit der Folge einer immer größer werdenden Belastung für den Bediener. Mit steigender Komplexität hielt gleichzeitig die Automatisierung Einzug in den Operationsaal: mechatronische Operationssysteme, wie beispielsweise das ZEUS-System konnten die Vorteile computerassistierter Chirurgie unter Beweis stellen.

Heute bieten Erfolge der Robotik, neue Fertigungsverfahren, moderne Materialien und tiefere physikalische Erkenntnisse zur Ergründung detaillierter mathematischer Modelle die Möglichkeit zur ständigen Verbesserung dieser Systeme.

Trotz aller technischer Fortschritte bleiben das Wohl und die Sicherheit des Patienten und des Operateurs die wichtigsten Grundsätze. Eine detaillierte wissenschaftliche Betrachtung ist daher bei der Entwicklung eines neuartigen Operationssystems von fundamentaler Bedeutung.

Heutzutage ist die Umsetzung neuartiger Operationssysteme meist auf die Verwendung teurer Materialien wie beispielsweise Titan angewiesen. Eine Möglichkeit, diesem Nachteil zu begegnen, besteht in der Verwendung generativer Fertigungsverfahren. Mit diesen lassen sich nicht nur maßgeschneiderte Produkte realisieren, sondern auch bereits während des Entwicklungsprozesses verschiedenste Konzepte schnell umsetzen und validieren. Mit fallenden Kosten sind sogar Systeme für den einmaligen Gebrauch denkbar.

Zwar haben in den vergangenen Jahren Verfügbarkeit und Präzision dieser Verfahren sowie ihre Akzeptanz in der Medizintechnik stark zugenommen. Doch auch wenn sie eine unendliche Formfreiheit versprechen, weisen sie dennoch einige Nachteile auf. Die hohe Bauteilrauheit sorgt beispielsweise bei dünnen Wandstärken zu einer schlechten Reproduzierbarkeit des Elastizitätsmoduls und gleichzeitig zu einer verminderten Festigkeit. Zwar kann bei der Verwendung von Kunststoffen auf den Einsatz von Metallen verzichtet und somit MRI-Kompatibilität erreicht werden, dennoch kann der Einsatz dieser Werkstoffe zu unerwünschten Kriecheffekten führen.

1.1 Problemstellung

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die computerassistierte Chirurgie mit den oben erwähnten generativen Fertigungsmethoden zu kombinieren und ein Operationssystem zu entwickeln, dessen Fertigung zu großen Teilen mit Hilfe des Selektiven Lasersinterns erfolgt. Da die Aktuierung des Systems mit Hilfe von Bowdenzügen erfolgen soll, erfolgt zusätzlich eine Untersuchung der dadurch verursachten Reibeffekte.

Um die für dieses Vorhaben erforderliche Zusammenarbeit zwischen Medizinern und Ingenieuren auf ein stabiles Fundament zu stellen, werden Werkzeuge entwickelt, die ein möglichst vielfältiges Spektrum an Operationsplattformen abbilden.

Zum einen bestehen diese Werkzeuge aus einer Entwicklungsumgebung, mit deren Hilfe der Anwender, sei er Mediziner oder Ingenieur, allein durch Beantwortung einiger grundsätzlicher Fragestellungen eine Visualisierung und virtuelle Erprobung der Entwicklungsidee durchführen kann.

Zum anderen enthalten sie ein robustes und grundlegend erforschtes Manipulatorkonzept, mit dessen Hilfe diese Entwicklungsideen umgesetzt werden können. Das Verhalten dieses allgemeingültigen Konzeptes muss dabei ausreichend bekannt sein, um die notwendigen Abschätzungen bezüglich der Bewegungen, auftretenden Kräfte und Belastungen schon vor der praktischen Umsetzung treffen zu können.

Ein weiterer wichtiger Punkt ist die kostengünstige und schnelle Umsetzbarkeit eines Konzeptes, um möglichst zeitnah Versuche unternehmen zu können. Fester Bestandteil sind hierbei die generativen Fertigungsverfahren, die eine Herstellung buchstäblich über Nacht ermöglichen.

Der Schwerpunkt dieser Arbeit liegt in der Vorstellung und Analyse eines neuartigen Manipulatorkonzeptes, das für das gewählte Fertigungsverfahren auf Grund der geringen auftretenden Materialbelastung geeignet ist. Es folgt die Untersuchung des kinematischen Verhaltens und der auftretenden Kräfte. Da für Manipulatoren, die mit Hilfe von Bowdenzügen aktuiert werden, Reibung unerwünschte Effekte hervorrufen kann, wird ein Modell zur Simulation dieser vorgestellt und am Beispiel des Manipulators validiert. Zusätzlich wird eine Entwicklungsumgebung implementiert, die zur virtuellen Erprobung kinematischer Konzepte dient. Am Beispiel der existierenden Operationsplattform „Highly Versatile Single Port System“ (HVSPS) erfolgt die praktische Umsetzung des vorgestellten Konzepts. Die Miniaturisierbarkeit und Robustheit des neuartigen Designs wird abschließend an einem Manipulator aus lasergeschmolzenem Stahl demonstriert. Sind Manipulatoren aus Kunststoff hauptsächlich für den einmaligen Gebrauch gedacht, bietet die Umsetzung in einem metallischen Werkstoff die Möglichkeit einer mehrmaligen Verwendung.

1.2 Aufbau der Arbeit

In Kapitel 2 erfolgt die Erläuterung der zum Verständnis der Arbeit notwendigen **Grundlagen**. Es werden zunächst wichtige Fachbegriffe aus den Teilbereichen der Medizin und der Ingenieurwissenschaften eingeführt. Dem schließt sich ein kurzer Überblick über existierende Operationsplattformen an sowie eine Vorstellung wichtiger Arbeiten in den Bereichen der Robotik und Reibungsmodellierung.

Kapitel 3 stellt die **Anforderungen** dar, die an das zu entwickelnde System aus medizinischer und ingenieurwissenschaftlicher Sicht gestellt werden.

Um zukünftig den Entwicklungsprozess für Operationsplattformen zu erleichtern, entstand im Rahmen dieser Arbeit eine **Entwicklungsumgebung und Visualisierung**. Mit ihrer Hilfe lassen sich anhand weniger Parameter komplexe Operationssysteme erstellen und virtuell erproben. Ihr Aufbau sowie eine kurze Einführung bezüglich der Bedienung wird in Kapitel 4 erläutert.

Aus den in Kapitel 3 ermittelten Anforderungen ergeben sich verschiedene **Konzepte**, die in Kapitel 5 vorgestellt werden. Aus der Untersuchung dieser erfolgt in Kapitel 6 die Entwicklung der **Helixstruktur mit abrollenden Konturen**.

Die Beschreibung der **Kinematik** dieses neuartigen Ansatzes zur Reduktion von Dehnungen und Kriecheffekten in Festkörpergelenken folgt in Kapitel 7.

Da zur Aktuierung des Manipulators Bowdenzüge zum Einsatz kommen, wird neben der Untersuchung der Steifigkeiten der Struktur in Kapitel 8 eine **Betrachtung der auftretenden Kräfte** durchgeführt. Zur Simulation der Seilreibung kommen verschiedene Modelle zum Einsatz. Zudem erfolgt die Herleitung und Implementierung eines eigenen Finite-Elemente-Modells zum Abbilden der Gelenksteifigkeiten.

Die Untersuchung und **Validierung der Modelle** ist der Inhalt des Kapitels 9. Zu diesem Zweck wurde ein **Prüfstand** konzipiert und in Betrieb genommen. Er verfügt über zwei aktuierbare Seilzüge, deren Spannung mit Hilfe von Fadenspannungsaufnehmern gemessen wird.

Die Umsetzbarkeit des vorgeschlagenen Helixgelenks wird in der aktuellen Version des Highly Versatile Single-Port-Systems erprobt. Diese **Ergebnisse** sowie die Realisierung des mit Hilfe des selektiven Laserschmelzens hergestellten miniaturisierten Manipulators aus Stahl werden in Kapitel 10 vorgestellt.

2 Grundlagen

Im vorliegenden Kapitel erfolgt die Behandlung einiger Grundlagen, die zum Verständnis dieser Arbeit beitragen. Zunächst wird eine kurze Übersicht über die **Minimal-invasive Chirurgie** gegeben. Da zur Fertigung des Manipulators das **Selektive Lasersintern** zum Einsatz kommt, schließt sich eine Erläuterung dieses Verfahrens an, sowie die Beschreibung des Konzeptes der **Bowdenzüge**, die zur Aktuierung verwendet werden. Zum Verständnis der Arbeit notwendig sind zusätzlich einige Grundbegriffe der **Robotik**, sowie ein Einblick in von **Reibung** verursachte Effekte.

2.1 Minimal-invasive Chirurgie

Interpretiert man den Hippokratischen Eid als Verpflichtung des Arztes gegenüber dem Patienten, dessen Leid nach besten Fähigkeiten zu mindern, lässt sich dieser als Aufforderung zur Minimal-invasiven Chirurgie (MIC) verstehen: mit der Minimierung der Invasivität bei chirurgischen Eingriffen soll auch das Leid des Patienten gelindert werden. Seit im Jahre 1985 die erste minimal-invasive Operation, eine laparoskopische Cholezystektomie¹, durchgeführt wurde, gewinnt diese Technik zunehmend an Bedeutung. Verschafft sich der Chirurg bei der offenen Chirurgie über eine großräumige Eröffnung des Operationsgebietes (Situs) Zugang zu diesem, so ist das Ziel bei einem minimal-invasiven Eingriff, Weichteile und Haut nur geringst möglich zu traumatisieren.

Der Eingriff selbst erfolgt über Trokare, die als Führungsrohre in die 0.3 cm bis 2.0 cm langen Hautschnitte eingeführt werden, mit stabartigen Instrumenten. Die Visualisierung des Situs erfolgt über eine Kamera, das **Laparoskop**. Nach Feussner und Siewert (2001) ergeben sich für den Patienten die Vorteile einer Verringerung der postoperativen Schmerzen, ein besseres kosmetisches Ergebnis sowie eine kürzere Genesungszeit. Durch letztere können Krankenhausaufenthalt und damit auch Behandlungskosten reduziert werden.

Stehen auf Patientenseite die Vorteile, so sollte jedoch auch erwähnt werden, dass die Minimal-invasive Chirurgie eine Herausforderung für jeden Operateur darstellt. Zwar erfolgt eine Bedienung der Instrumente direkt und somit weitgehend intuitiv, dennoch ist sie durch die Freiheitsgrade des verwendeten Systems und den begrenzten Raum stark eingeschränkt. Hinzu kommt der sogenannte Fulcrum-Effekt, der durch den Trokareintrittspunkt verursacht wird und zu einer Bewegungsumkehr der Instrumentenspitzen im Vergleich zur freien Bewegung führt. Zusätzlich verfügt der Operateur oft lediglich über ein zweidimensionales Bild des Situs. Die Tiefeninformation kann nicht von jedem herkömmlichen Laparoskop vermittelt werden.

1 Entfernung der Gallenblase

2.1.1 Single Port und NOTES

Zur weiteren Reduktion der Traumata ist das Ziel von **Single Port** Eingriffen, den Zugang zum Situs über eine einzige 2.5 cm bis 3.0 cm lange Inzision zu ermöglichen. Die Vorteile auf Patientenseite liegen auf der Hand, jedoch auch die Nachteile, die sich für den Operateur ergeben. Durch die enge Anordnung der Instrumente ist der Arbeitsbereich sowohl für Operateur als auch für die Assistenz eingeschränkt. Um dem entgegenzuwirken, werden die Instrumente über Kreuz eingeführt, was die Bedienung jedoch zusätzlich erschwert.

Einen weiteren Ansatz, die Invasivität eines Eingriffs zu reduzieren, bietet die **Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery (NOTES)**. Die Eingriffe erfolgen endoskopisch über natürliche Körperöffnungen, die Eröffnung des Situs erfolgt durch ein Organ hindurch (transluminal). Im Jahre 2006 erfolgte die Formulierung eines White Papers im Rahmen der ASGE/SAGES Arbeitsgruppe um Rattner und Kalloo (2006) mit dem Ziel der Dokumentation und Schaffung von Standards bezüglich dieser neuen Technologie.

Auch bei fortschreitender Miniaturisierung und zunehmender Komplexität müssen Bedienbarkeit und Sicherheit weiterhin gewährleistet werden. Dies fordert die Erforschung neuartiger, computerassistierter Systeme.

2.1.2 Das Projekt FOR 1321

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen des von der Deutschen Forschungsgesellschaft (DFG) geförderten Projektes „Single-Port-Technologie für gastroenterologische und viszeralchirurgische endoskopische Intervention“ (FOR 3121). Ziel dieses Projektes ist die Schaffung einer chirurgischen Plattform, die auf dem Prinzip der Single-Port- bzw. Single-Access-Technologie beruht. Mit Hilfe dieses Systems sollen endoskopisch-operative Eingriffe erleichtert, und somit schneller, präziser und patientenschonender durchgeführt werden können.

Um dies zu gewährleisten, soll ein mechatronisches System erstellt werden, das folgende Randbedingungen erfüllt:

Das flexible System soll über insgesamt drei Arbeitskanäle verfügen. Zwei dieser Kanäle dienen der Instrumentenzufuhr, über den dritten soll eine Optik ausgerichtet werden können. Um die Komplexität des Systems zu verringern, sollen die zugeführten Instrumente Standardinstrumente sein. Während des Entwicklungsprozesses müssen dabei ständig Bauraum- und Zugangsvorgaben auf ihre Erfüllung hin überprüft werden. Das Verfahren, das zur Fertigung des Systems zum Einsatz kommt, ist das Selektive Lasersintern (SLS, siehe Kapitel 2.2) (Meining et al., 2010).

2.1.3 Stand der Technik

Seit den neunziger Jahren des vergangenen Jahrhunderts gibt es viele Bemühungen, im Feld der Minimal-invasiven Chirurgie Manipulatoren zu entwickeln, die die Invasivität weiter reduzieren oder durch mechatronische Assistenz für den Chirurgen und den Patienten vorteilhaft sind. Im Bereich der Forschung sollten dabei die Arbeiten über kontinuierliche Manipulatoren um Camarillo et al. (2008), die „concentric tube robots“ um Simaan et al. (2009) und Rucker und Webster III (2009), „steerable

endoscopes“ um Breedveld et al. (2005) und das im Jahre 2011 angelaufene und von der Europäischen Union finanzierte Stiff-Flop-Projekt unter Führung des King's College London erwähnt werden. Einige der in den letzten Jahren entstandenen Systeme, die für die vorliegende Arbeit von Bedeutung sind, werden im Folgenden vorgestellt.

Mechanische Systeme

Auch wenn in den vergangenen Jahren der Forschungsschwerpunkt auf den roboterassistierten und damit mechatronischen Operationssystemen lag, entstanden auch rein **mechanisch** wirkende Operationsplattformen wie beispielsweise das Transport (USGI Medical, San Clemente, Kalifornien, USA) oder das Anubis (Karl Storz GmbH & Co. KG, Tuttlingen, Deutschland). Ein detaillierter Vergleich verschiedener Operationsplattformen ist in Autorino et al. (2013), Patel et al. (2014) und Vitiello et al. (2013) zu finden.

SPIDER Ein System, das vom Aufbau her dem am MITI der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München entwickelten „Highly Versatile Single Port System“ (HVSPS, Kapitel 2.1.3) ähnelt, ist das kommerziell erhältliche SPIDER (Single Port Instrument Delivery Extended Reach, TransEnterix Surgical Inc., Durham, North Carolina, USA).

Diese mechanische Operationsplattform ist in Abbildung 2.1a dargestellt. Sie besteht aus einem rigiden Schaft, an dessen distalem Ende zwei flexible Manipulatoren angebracht sind. Durch das Innere dieser Biegesegmente lassen sich flexible chirurgische Instrumente führen. Die Übertragung der vom Operateur aufgebrachtten Bewegungen und Kräfte erfolgt mit Hilfe zweier Handgriffe über Bowdenzüge auf die Manipulatoren. Zusätzlich verfügt das System über zwei zentrale Arbeitskanäle, durch die eine starre Optik und ein starrer Retraktorarm eingeführt werden können. Die Triangulationsmöglichkeit der Manipulatoren, das einfache Einführen des Systems und das Wechseln der Instrumente wurde in Studien als Vorteile dieses Systems gesehen (Haber et al., 2012; Pryor et al., 2010).

EndoSamurai Ein weiteres rein mechanisch wirkendes System stellt der EndoSamurai (Olympus, Tokio, Japan) dar. Im Gegensatz zum SPIDER-System handelt es sich hierbei jedoch nicht um eine starre, sondern um eine flexible Operationsplattform. Die Trägerplattform stellt dabei ein Endoskop dar, über dessen Arbeitskanäle flexible Instrumente zur Spitze geführt werden. Auch hier erfolgt die Übertragung der Kräfte mittels Bowdenzügen. In von Ikeda et al. (2011) durchgeführten Studien konnten bereits endoskopische Vollwand-Resektionen durchgeführt werden. Spaun et al. (2009) bescheinigen dieser Plattform ein hohes Potential für NOTES.

Mechatronische Systeme

Durch rein mechanische Kraftübertragung ist die Miniaturisierung und Bedienbarkeit chirurgischer Operationsplattformen stark beschränkt. Aus diesem Grund wurden in den vergangenen Jahren viele **mechatronisch** assistierte Operationssysteme

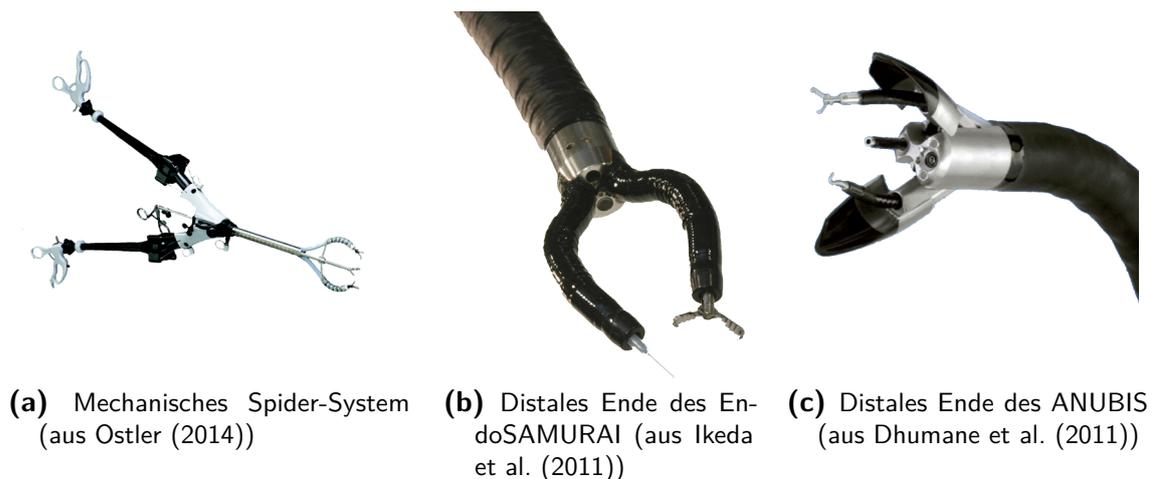


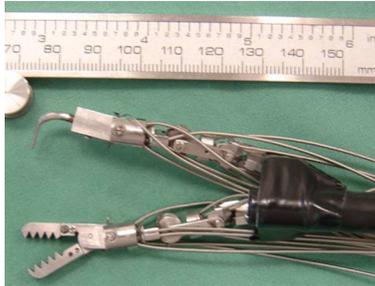
Abbildung 2.1: Verschiedene Systeme für den Einsatz in der Minimal-invasiven Chirurgie

entwickelt. Auch wenn die im Folgenden erläuterten Systeme oft als Operationsroboter bezeichnet werden, ist die Verwendung dieses Begriffes streng genommen nicht richtig, da von ihnen keine autonomen Operationen durchgeführt werden können. Korrekt ist daher nach Pisla et al. (2013) die Bezeichnung Telemanipulationssystem. Die Bedienung der im Folgenden vorgestellten Systeme erfolgt ausschließlich in einer Master-Slave-Konfiguration. Die vom Operateur bediente Schnittstelle wird dabei als Master bezeichnet, der Teil, der die geforderten Bewegungen im Situs ausführt, als Slave.

Da Vinci Das weltweit erfolgreichste mechatronische System zur Minimal-invasiven Chirurgie stellt das da Vinci System (Intuitive Surgical, Sunnyvale, Kalifornien, USA) dar. Die Plattform, die ursprünglich für die Herzchirurgie konzipiert wurde, wird heute hauptsächlich im Bereich der Urologie und Gynäkologie eingesetzt (Kenngott et al., 2012). Die Bedienung der bis zu vier Arme erfolgt über eine Konsole, die stereoskopische Bilder liefert und über Handgriffe mit jeweils sieben Freiheitsgraden verfügt. Des weiteren besteht die Möglichkeit der Tremorfilterung und Bewegungsskalierung (Ostler, 2014).

MASTER Ein System, das bereits in einem frühen Entwicklungsstadium am Menschen erprobt werden konnte, ist der MASTER (Master And Slave Transluminal Endoscopic Robot) der Nanyang Technological University in Singapur. Einen Überblick über den zweiten Prototypen bietet Sun et al. (2011).

Dieser zweite Prototyp des Systems, das hauptsächlich für endoskopische Submukosadissektionen entwickelt wurde, verfügt über neun Freiheitsgrade (Abbildung 2.2a). Es handelt sich dabei um einen Aufsatz, der auf einem herkömmlichen Endoskop montiert wird. Die zur Aktuierung benötigten Bowdenzüge werden durch dessen Arbeitskanäle geführt. Wie in Abbildung 2.2a ersichtlich, handelt es sich bei einem Manipulator um einen Haken, der zur Koagulation und Kauterisierung genutzt werden kann, beim anderen um einen Greifer. Die Steuerung erfolgt über



(a) Prototyp des MASTER (aus Phee et al. (2006))



(b) Da Vinci Operationsplattform (der Homepage entnommen)

Abbildung 2.2: Verschiedene Operationsplattformen

eine Konsole. Versuche von Phee et al. (2006) zeigten eine leichte Erlernbarkeit dieses Bedienkonzeptes.

Das Highly Versatile Single-Port-System

Vom Aufbau der Manipulatoren her an das in Abschnitt 2.1.3 vorgestellte Spider-System angelehnt, wurde von Can (2012) das HVSPS (Highly Versatile Single Port System) an der Technischen Universität München entwickelt. Es verfügt über zwei flexible Manipulatorarme, deren Aufbau von flexiblen Endoskopen übernommen wurde. In den Manipulatoren, die über Bowdenzüge aktuiert werden, können herkömmliche endoskopische Instrumente geführt werden. Die Bedienschnittstelle des HVSPS bestand zunächst aus zwei Joysticks, die jedoch durch haptische Eingabegeräte ersetzt werden sollen. Der Aufbau des Systems ist in Abbildung 2.3 dargestellt.

Der in der vorliegenden Arbeit vorgestellte Manipulator wurde u. a. mit der Zielsetzung entwickelt, die kostenintensiven Biegesegmente des HVSPS durch Manipulatoren zu ersetzen, die mit Hilfe des Verfahrens des **Selektiven Lasersinterns** herstellbar sind.

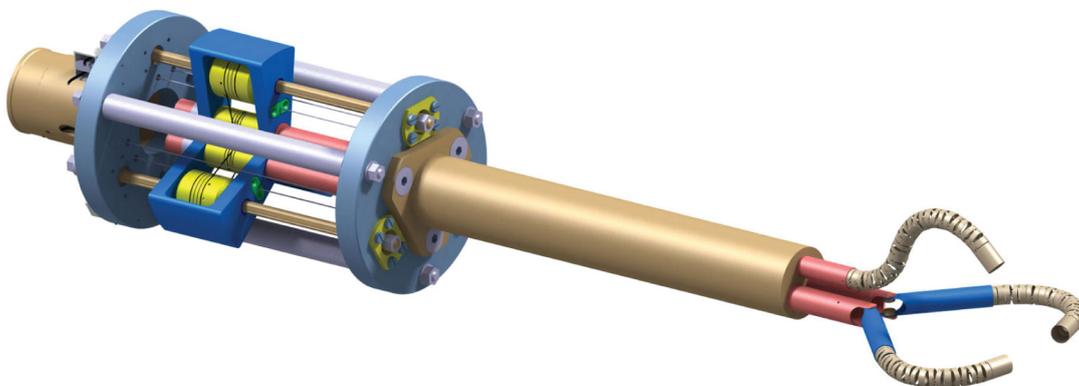


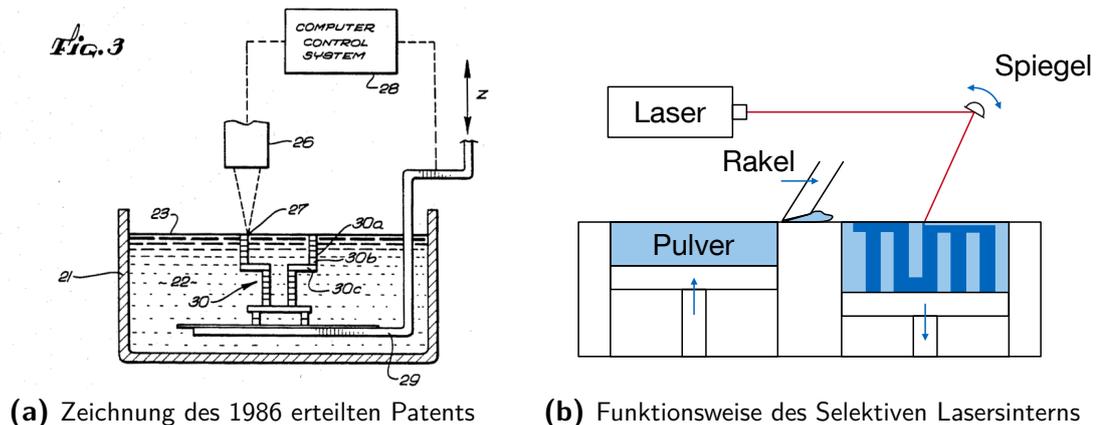
Abbildung 2.3: CAD-Ansicht des Highly Versatile Single Port System nach Can (2012).

2.2 Selektives Lasersintern

Seit der Ingenieur entwickelt und konstruiert, hat er ein Problem: Die schönste Idee ist wertlos, wenn sie sich nicht umsetzen lässt.

Eine Hürde, die auf dem Weg zur Umsetzung der Idee genommen werden muss, besteht in der Wahl eines geeigneten Fertigungsverfahrens. Entscheidend sind dabei nicht nur Material, Kosten, Qualität und Verfügbarkeit des Verfahrens, sondern auch die Frage, ob es grundsätzlich ein Verfahren gibt, mit dem die gewünschte Gestalt gefertigt werden kann. Um diesem Engpass entgegenzuwirken, begann bereits Ende des vergangenen Jahrhunderts die Entwicklung der **generativen Fertigungsverfahren**, des "Rapid Prototyping".

Laut Grimm (2004) das Patent, das zum Erfolg des Rapid Prototyping (RP) führte, ist das 1986 erteilte Patent mit Nummer 4575330, das für einen „Apparatus for Production of Three Dimensional Objects by Stereolithography“ erteilt wurde. Der schematische aus der Patentschrift entnommene Aufbau ist in Abbildung 2.4a gegeben.



(a) Zeichnung des 1986 erteilten Patents

(b) Funktionsweise des Selektiven Lasersinterns

Abbildung 2.4: Rapid Prototyping und Selektives Lasersintern

Inzwischen erfreut sich die umgangssprachlich als „3D-Druck“ bezeichnete Technologie großer Beliebtheit. Längst existieren kommerzielle Anbieter generativer Fertigungsverfahren und selbst für den Heimanwender sind Fertigungsmaschinen erschwinglich geworden. Der Schritt vom „Rapid Prototyping“ zum „Rapid Manufacturing“ ist getan. Eine hohe Materialvielfalt und Präzision unter den generativen Fertigungsverfahren bietet heutzutage das Selektive Lasersintern (SLS).

2.2.1 Funktionsweise

Die Funktionsweise nach Abbildung 2.4b ist folgende: Ein Rakel schiebt Pulver über eine absenkende Bauplattform. Mit Hilfe einer Optik wird ein Laserstrahl so über die Pulverschicht geführt, dass bestimmte Bereiche aufschmelzen oder sintern. Nach dem Erstarren einer Schicht kann die Bauplattform abgesenkt und mit einer neuen Pulverschicht überzogen werden. Die Folge ist ein schichtweise erstelltes Werkstück. Die Limitierung der Formfreiheit besteht lediglich in der Laserpräzision, der Pulverzusammensetzung und dem zur Verfügung stehenden Bauraum.

Um das Potential der fast vollkommenen Konstruktionsfreiheit, der Fertigung geringer Stückzahlen in kürzester Zeit oder auch der Anpassungskonstruktion an das Individuum auch für die Minimal-invasive Chirurgie nutzen zu können, liegt ein Fokus des Projekts „FOR 1321“ in der Umsetzung eines Systems, das größtenteils mit Hilfe des SLS-Verfahrens hergestellt wird.

2.3 Bowdenzüge

Zwar kommen im Bereich der Medizintechnik auch andere Systeme zur Kraftübertragung zum Einsatz, wie beispielsweise Mikrohydraulik (Cuntz et al., 2011) oder Formgedächtnislegierungen (Simaan et al., 2009). Die Mehrzahl der in Kapitel 2.1.3 vorgestellten Manipulatoren bedient sich jedoch dem bereits im Jahre 1897 zum Patent angemeldeten Kraftübertragungssystem der **Bowdenzüge**. Der nach dem Erfinder Ernest Monnington Bowden (1860 – 1904) benannte „Mechanism for Transmission of Power“ (Mechanismus zur Leistungsübertragung) wird im Folgenden vorgestellt.

2.3.1 Funktionsweise

Das Funktionsprinzip dieses mechanischen Systems ist dabei bis heute unverändert: über einen flexiblen Draht (Zugseil, Seele), der von einer in Zugrichtung druckfesten Hülle (Mantel) umgeben ist, wird Leistung übertragen. Das wohl bekannteste Einsatzgebiet sind Bremse und Schaltung des Fahrrades. Um die Reibung zwischen Mantel und Seele zu reduzieren, sind heutige Bowdenzugmäntel häufig mit einer Kunststoffbeschichtung versehen. Bestand die Seele ursprünglich hauptsächlich aus verwundenem oder massivem Stahl, kommen heute vermehrt zugsteife Kunststoffe wie beispielsweise Dyneema zum Einsatz. Ein Vorteil, der sich aus dem Einsatz von Kunststoffen ergibt, liegt in der MRI-Kompatibilität. Des Weiteren lassen sich unerwünschte Effekte wie Stick-Slip-Übergänge (Kapitel 2.5.5), die durch einen mit steigender Geschwindigkeit abfallenden Reibkoeffizienten verursacht werden, durch eine geeignete Materialpaarung (beispielsweise PTFE-PTFE) minimieren.

Erfolgt die Führung des Zuges nicht mit Hilfe eines Mantels, sondern über Rollen oder Ösen, so ist von einem **Seilzug** die Rede. Da das selbe Zugseil zu einem Teil innerhalb, zu einem anderen Teil auch außerhalb eines Mantels geführt werden kann, ist diese Bezeichnung nicht eindeutig. In der vorliegenden Arbeit werden die Begriffe Zug, Seil, Zugseil oder Bowdenzug deshalb synonym verwendet.

2.4 Robotik

Auch wenn es keine Androiden sind, die in Zukunft dem Chirurgen während des Eingriffs assistieren sollen, so stammen doch viele zur Beschreibung des in dieser Arbeit entwickelten Manipulators notwendigen Grundbegriffe aus der Robotik. Die wichtigsten werden im Folgenden erläutert.

2.4.1 Direkte Kinematik

Zur Beschreibung einzelner Gelenke eines Manipulators in Raum und Zeit bedarf es der Kenntnis der **Kinematik**. Sie beschreibt die Geometrie der Bewegung. Sind die Winkelstellungen der einzelnen Gelenke eines Roboters bekannt, so lässt sich mit Hilfe der **direkten Kinematik** die gesamte Pose des Manipulators und insbesondere die Konfiguration (Position und Orientierung) des Endeffektors berechnen. Da dieser meist mit der Position des Instruments übereinstimmt, wird er als **Tool Center Point (TCP)** bezeichnet (Siciliano et al., 2009).

Grundlage bei der Berechnung der direkten Kinematik ist die Transformation von Koordinatensystemen. Diese werden im Folgenden erläutert.

Koordinatentransformationen

Für jeden Körper i eines Manipulators wird ein eigenes, mit diesem Körper starr verbundenes (=körperfestes) Koordinatensystem eingeführt (Koordinatensystem mit Basis B_i). Zur Beschreibung in Weltkoordinaten existiert zusätzlich ein globales Koordinatensystem mit Basis B_0 . Durch Beschreibung der Position \mathbf{r}_i und der Orientierung der Basis B_i bezüglich des globalen Koordinatensystems B_0 ist die geometrische Konfiguration des Körpers i eindeutig beschrieben. Dies erfordert insgesamt sechs Parameter. Drei werden zur Beschreibung der Position benötigt, drei weitere zur Beschreibung der Orientierung².

Denavit-Hartenberg-Konvention

Um eine allgemein gültige Parametrierung der Lage und Orientierung zweier Körper zu erhalten, wird in der vorliegenden Arbeit die **Denavit-Hartenberg-Konvention** verwendet. Dabei handelt es sich um eine in der Robotik weit verbreitete Methode zur Beschreibung von Schub- und Drehgelenken. Werden Koordinatensysteme zur Beschreibung einer Kinematik nach ihrer Grundlage gewählt, so lässt sich diese im Falle von zwei Körpern mit nur vier Parametern eindeutig beschreiben. Das Vorgehen zur Festlegung der einzelnen Koordinatensysteme nach Craig (1989) ist im Anhang A.1 beschrieben.

Man erhält die vier DH-Parameter:

- a_i : Abstand zwischen der z_i und z_{i+1} -Achse entlang der Achse x_i
- α_i : Drehwinkel zwischen den Achsen z_i und z_{i+1} um die Achse x_i
- d_i : Abstand der Achse x_{i-1} zur Achse x_i entlang der Achse z_i
- ϑ_i : Drehwinkel zwischen Achsen x_{i-1} und x_i um die Achse z_i .

² Zwar besteht der in dieser Arbeit vorgestellte Manipulator aus nur einem Körper, dieser kann an definierten Stellen jedoch verformt werden. Die Modellierung aus einzelnen, durch Gelenke verbundenen Starrkörpern wird in Kapitel 7.6 erläutert.

2.4.2 Inverse Kinematik

Lässt sich mit Hilfe der direkten Kinematik die Konfiguration des Roboters aus den zur Verfügung stehenden Freiheitsgraden errechnen, dient die **inverse Kinematik** der Berechnung der einzelnen Gelenkwinkel bei gegebener Konfiguration des Endeffektors. Könnte die direkte Kinematik durch einen funktionellen Zusammenhang eindeutig gelöst werden, ist dies jedoch bei der inversen nicht der Fall. Im Allgemeinen kommen zu ihrer Berechnung verschiedene Lösungsmethoden zum Einsatz, von denen das **Verfahren der transponierten Jacobi-Matrix** im Folgenden vorgestellt wird (Siciliano et al., 2009).

Verfahren der transponierten Jacobi-Matrix

Die Jacobi-Matrix $\mathbf{J}_w = \frac{\partial \mathbf{w}}{\partial \mathbf{q}}$ der Arbeitsraumkoordinaten eines Systems lässt sich in einen rotatorischen und einen translatorischen Anteil aufteilen. Diese sind definiert nach

$${}^i\mathbf{J}_{Ri} = \frac{\partial {}^i\boldsymbol{\omega}_i}{\partial \dot{\mathbf{q}}} \quad (2.1)$$

für den rotatorischen Anteil und

$${}^i\mathbf{J}_{Ti} = \frac{\partial {}^i\mathbf{r}_i}{\partial \dot{\mathbf{q}}} \quad (2.2)$$

für den translatorischen. Beide Jacobi-Matrizen lassen sich wiederum in einen absoluten und einen relativen Anteil unterteilen und können für Dreh- oder Schubgelenke bei Kenntnis der DH-Parameter rekursiv auf analytischem Wege bestimmt werden. Das Verfahren, das für den vorliegenden Manipulator zum Einsatz kommt, ist im Anhang A.2 beschrieben.

Ein Verfahren zum Lösen der inversen Kinematik ist das der **inversen Jacobi-Matrix**. Hierbei wird die exakte Lösung als regelungstechnische Strecke mit den Stellgrößen $\boldsymbol{\omega}_d$ und $\dot{\boldsymbol{\omega}}_d$ modelliert, wie in Abbildung 2.5 dargestellt. Da auf Lage der Geschwindigkeiten ein linearer Zusammenhang der kinematischen Beziehungen nach

$$\dot{\mathbf{w}} = \frac{\partial \mathbf{w}(\mathbf{q})}{\partial \mathbf{q}} \dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}_w \dot{\mathbf{q}} \quad (2.3)$$

besteht, ist die Berechnung der Minimalgeschwindigkeiten $\dot{\mathbf{q}}$ aus den Arbeitsraumgeschwindigkeiten $\dot{\mathbf{w}}$ durch Lösen des linearen Gleichungssystems

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}_w^{-1} \dot{\mathbf{w}} \quad (2.4)$$

möglich.

Dieses Verfahren erfordert demnach die Inversion der Jacobi-Matrix, was numerischen Aufwand und in der Nähe von Singularitäten einen Stabilitätsverlust bedeutet. Beim **Verfahren der transponierten Jacobi-Matrix** wird Gleichung 2.4 mit

folgendem Ausdruck ersetzt:

$$\dot{q} = J_w^T \dot{w} \quad (2.5)$$

Eine Untersuchung der Stabilität mit dem Verfahren von Lyapunov zeigt, dass im Bereich von Singularitäten keine Instabilität auftritt, sondern vielmehr der Manipulator stehen bleibt. Durch das numerisch kostengünstige Transponieren der Jacobi-Matrix ist somit ein Verfahren gegeben, das eine robuste und allgemein gültige Weise zum Lösen der inversen Kinematik bietet. An dieser Stelle sei vermerkt, dass sich dieses Verfahren auf den ersten Blick auf Manipulatoren beschränkt, bei denen die Gelenkwinkel mit den Freiheitsgraden des Systems übereinstimmen. Da im vorliegenden Fall jedoch auf Grund der Aktuierung mehrerer Gelenke mit nur einem Bowdenzug die Freiheitsgrade nicht mit den Gelenkwinkeln übereinstimmen, erfolgt eine Erweiterung dieses Verfahrens in Kapitel 7.7.

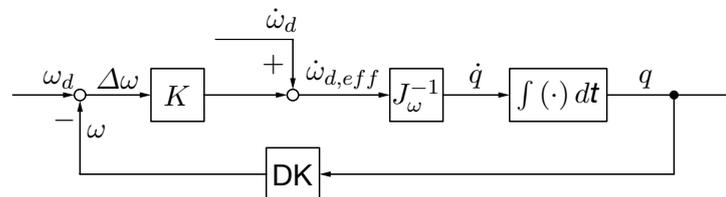


Abbildung 2.5: Schema des Verfahrens der transponierten Jacobi-Matrix (Buschmann, 2014)

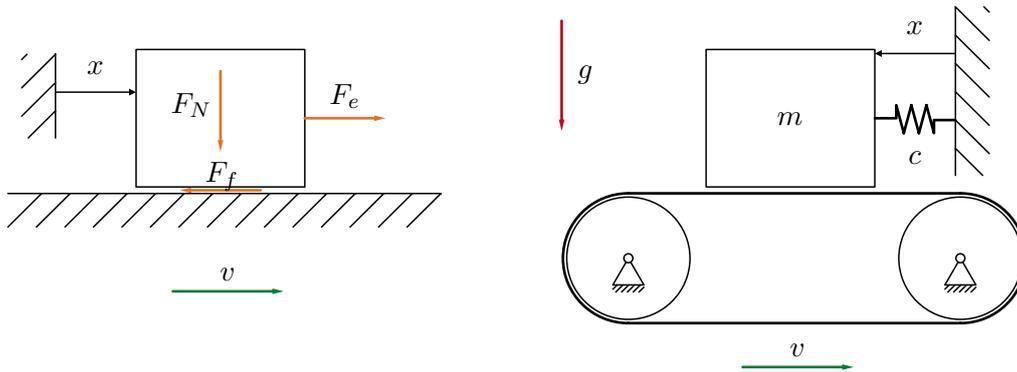
2.5 Reibung

In allen technischen Anwendungen und auch im alltäglichen Leben ist die Reibung ein wichtiger Faktor. Sie tritt in vielerlei Gestalt auf: Beim Laufen auf Glatteis ist ihre Geringfügigkeit ein Nachteil, und auch für das Konzept der Momentenübertragung in der Kupplung eines Kraftfahrzeugs ist Reibung Voraussetzung. Andererseits führt sie oft zu unerwünschten Effekten und Phänomenen, die sich mathematisch nur sehr komplex oder gar nicht beschreiben lassen. Im einfachsten Fall beeinflusst die Reibung den Wirkungsgrad mechanischer Getriebe schlicht durch einen konstanten Faktor, im Falle quietschender Bremsen ist der Einfluss der Reibvorgänge hingegen vielfach komplexer.

In der vorliegenden Arbeit wurden Untersuchungen hinsichtlich der Reibung angestellt. Im Folgenden werden daher vier Modelle vorgestellt, mit denen in unterschiedlicher Komplexität versucht wird, eine mathematische Beschreibung der Reibphänomene zu finden. Die Bezeichnung der auftretenden Kräfte erfolgt dabei wie in Abbildung 2.6a dargestellt.

2.5.1 Coulomb-Reibung

Die einfachste Modellannahme über das Auftreten von Reibung wurde bereits im achtzehnten Jahrhundert vom französischen Physiker Charles Augustin de Coulomb



(a) Für den Reibfall auftretende Kräfte (Olsson, 1996) (b) Modell zur Veranschaulichung durch Reibung verursachter Schwingungen (nach Hagedorn (1978))

Abbildung 2.6: Durch Reibung verursachte Kräfte und Effekte

untersucht und beschrieben. Das Coulombsche Reibgesetz lautet

$$F_f = F_C \text{sign}(v) = \mu F_N \text{sign}(v) \quad (2.6)$$

mit der Coulombreibung F_C , der Normalkraft F_N und dem Reibkoeffizienten μ . Der resultierende Verlauf der Reibkraft bezüglich der Geschwindigkeit ist in Abbildung 2.7a dargestellt.

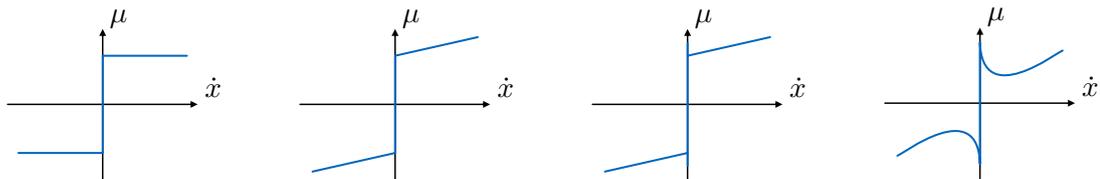
Erweitert man dieses Modell um einen geschwindigkeitsabhängigen Term $F_v v$, so lässt sich zusätzlich viskose Reibung abbilden (Abbildung 2.7b).

Für eine Geschwindigkeit $v = 0$ lässt sich mit Hilfe von Gleichung 2.6 keine Aussage treffen, da die sign -Funktion dort nicht definiert ist. In diesem Bereich lässt sich beobachten, dass die Reibung auf kleine Kräfte ähnlich reagiert, wie es schwache Federn tun. Man spricht in diesem Falle von „stiction“, einem Kunstwort, das aus den Begriffen „stick“ (engl. Haften) und „friction“ (engl. Reibung) gebildet wurde.

Berücksichtigen lässt sich dieser Effekt durch Einführen eines gesonderten Terms für den Fall verschwindender Geschwindigkeit nach Gleichung 2.7 (Abbildung 2.7c) mit der Summe der extern angreifenden Kräfte F_e und der Haftkraft $F_S \geq F_C$ (Olsson, 1996).

$$F_f = \begin{cases} F_e & \forall v = 0 \cup |F_e| < F_S \\ F_S \text{sign}(v) & \forall v = 0 \cup |F_e| \geq F_S \end{cases} \quad (2.7)$$

Um bei der Simulation numerische Schwierigkeiten zu vermeiden, wurde von Karnopp 1985 für den Fall $v = 0$ an Stelle dieser die Bedingung $|v| \leq \epsilon$ eingeführt und die sign -Funktion durch die \tanh -Funktion ersetzt.



(a) Reibmodell nach Coulomb (b) Zusätzlicher viskoser Anteil (c) Zusätzliche Haftüberhöhung (d) Reibmodell nach Stribeck

Abbildung 2.7: Verschiedene Reibmodelle (nach Olsson (1996))

2.5.2 Stribeck-Reibung

Das im Jahre 1902 von Richard Stribeck entdeckte und nach ihm benannte Phänomen, dass für niedrige Geschwindigkeiten mit zunehmender Geschwindigkeit die Reibkraft kontinuierlich und nicht schlagartig abnimmt, ist in Abbildung 2.7d dargestellt. Die häufigste mathematische Formulierung ist in Gleichung 2.8 gegeben.

$$F_f(v) = F_C + (F_S - F_C) \exp\left(-\frac{|v|}{v_S}\right) + F_v v \quad (2.8)$$

mit der Stribeck-Geschwindigkeit v_S (Olsson, 1996).

2.5.3 Das Dahl-Modell

Dem von P. R. Dahl im Jahre 1968 veröffentlichten Reibmodell liegt die Annahme zu Grunde, dass sich ein Reibkontakt ähnlich einem Werkstoff verhält, der auf Scherung belastet wird. Zunächst hängt die Reibkraft von der durch die externe Kraft verursachte Scherung der beiden Reibpartner ab. Eine Verschiebung ohne Gleiten ist das Ergebnis. Überschreitet diese einen gewissen Wert, brechen die Bindungen auf und die Reibkraft verharrt auf diesem Wert. Nach Reduktion der externen Kraft bleibt eine konstante Deformation zurück. Untersuchungen an einem Pendel, das nur durch die innere Reibung des Fadens gedämpft wurde, führten Dahl 1975 zu der Formulierung

$$\frac{d F_f}{d t} = \sigma \left(1 - \frac{F_f}{F_C} \operatorname{sgn}\left(\frac{d x}{d t}\right)\right)^i \left(\frac{d x}{d t}\right) \quad (2.9)$$

mit der Steifigkeit σ und dem Exponenten i als Modellparameter. Auf Grund seiner Beobachtungen formulierte Dahl die These, Reibung verhalte sich wie eine Bürste, deren Borsten gebogen werden, wenn sich die Bürste bewegt und sich umdrehen oder in die entgegengesetzte Richtung biegen, wenn die Bewegungsrichtung umgekehrt wird (Dahl, 1968):

The resulting functions behave as a brush whose bristles must bend as

the brush moves in one direction and then flop or bend in the opposite direction if the motion is reversed.

2.5.4 Das LuGre-Modell

Aufbauend auf einem Reibmodell nach Haessig und Friedland (1990) entstand 1995 bei der Zusammenarbeit des Lund Institute of Technology und dem Laboratoire d'Automatique de Grenoble das LuGre-Modell (de Wit et al., 1995). Der Reibkontakt zwischen zwei Körpern wird auch hier mit Borsten einer definierten Steifigkeit modelliert. Bei zunehmender tangentialer Kraft geben diese Borsten nach. Man kann so das Verhalten schwacher Federn simulieren. Überschreitet die Tangentialkraft einen gewissen Wert, ist die Durchbiegung der Borsten groß genug, um ein Abrutschen zu ermöglichen. Zur Beschreibung dieses Vorganges wird der Zustand z , die Durchbiegung der Borsten, nach Gleichung 2.10 eingeführt.

$$\frac{dz}{dt} = v - \sigma_0 \frac{|v|}{g(v)} z \quad (2.10)$$

Die Durchbiegung der Borsten ist demnach laut dem ersten Term proportional zum Integral der Relativgeschwindigkeit. Die Funktion $g(v)$ stellt dabei den Stribeck-Effekt nach Gl. 2.11 dar:

$$g(v) = F_C + (F_S - F_C) \exp\left(\frac{-|v|}{v_S}\right) \quad (2.11)$$

Für einen linearen viskosen Anteil und konstante Dämpfung ist die Reibkraft in Gl. 2.12 nach Olsson (1996) gegeben:

$$F_f = \sigma_0 z + \sigma_1 \frac{dz}{dt} + \sigma_2 v \quad (2.12)$$

mit der Steifigkeit der Borsten σ_0 , der Dämpfung σ_1 und dem viskosen Anteil $\sigma_2 v$. Der Vorteil des LuGre Modells besteht darin, auch nichtglatte Vorgänge wie Stick-Slip-Phänomene abbilden zu können. Anzumerken sei jedoch, dass es sich bei Gl.2.12 um eine implizit formulierte, steife Differentialgleichung handelt. Für ihre Lösung werden spezielle Integratoren benötigt, wie beispielsweise der Solver `ode15i` des Softwarepakets Matlab (The Mathworks, Inc., Natick, Massachusetts, USA). In der vorliegenden Arbeit wurde unter anderem das LuGre-Modell zur Simulation der Seilreibung implementiert. Nach Analyse der Messergebnisse stellte sich jedoch heraus, dass nichtglatte Effekte keinen messbaren Einfluss haben. Ein regularisiertes Modell mit Berücksichtigung der Stribeck-Reibung kam deshalb zur weiteren Analyse zum Einsatz.

2.5.5 Selbsterregte Schwingungen: Stick Slip

Ein wichtiges durch Reibung verursachtes Phänomen ist der Stick-Slip-Effekt, eine selbsterregte Schwingung. In seiner wohltesten Form wird dieser Effekt beim Klang

der Violine hörbar, das Quietschen von Bremsen hingegen ist ein Phänomen, auf das man gerne verzichten möchte. Im Folgenden wird an einem einfachen Beispiel beschrieben, wie es zum Auftreten des Stick Slips kommt. Eine detaillierte Beschreibung findet sich in Hagedorn (1978).

Betrachtet wird unter Einfluss der Schwerkraft ein Quader der Masse m , wie in Abbildung 2.6b dargestellt. Dieser befindet sich auf einem Förderband, das sich mit konstanter Geschwindigkeit v längs der Waagerechten bewegt. Der Quader ist über eine Feder der Steifigkeit c mit der Umgebung verbunden. Seine Lage wird durch die Koordinate x beschrieben. Für $x = 0$ ist die Feder entspannt. Auf den Quader wirken die Federkraft cx und die Reibkraft F_f . Wie bereits erwähnt, ist die Reibung von der Relativgeschwindigkeit der reibenden Körper abhängig. Sie errechnet sich für das gegebene System zu

$$v_{rel} = \dot{x} - v. \quad (2.13)$$

Durch den Antrieb wird die Masse ausgelenkt. Durch diese Auslenkung steigt die Federkraft an, bis sie die Haftreibungskraft der Masse übersteigt. Es findet ein Übergang vom Haften zum Gleiten statt und die Relativgeschwindigkeit v_{rel} nimmt zu. Da nach Abbildung 2.7d mit steigender Relativgeschwindigkeit die Haftkraft nicht zunimmt, wird die Masse beschleunigt und die Feder entspannt sich, bis $x < 0$. Beim Entspannen der Feder nimmt die Relativgeschwindigkeit v_{rel} ab, bis erneut Haften eintritt. Da dieser Vorgang periodisch auftritt, spricht man von einer selbsterregten Schwingung.

Auch im Bereich der Medizintechnik ist dieser Vorgang zu beobachten; ein Instrument, das sich in einem Arbeitskanal befindet, soll um die eigene Achse rotiert werden. Vom Operateur wird hierzu ein Moment entlang der Instrumentenachse am proximalen Ende des Instruments eingebracht. Auf Grund der im Arbeitskanal herrschenden Reibung und der Elastizität des Instrumentes kommt es zunächst nicht zur Rotation der distalen Spitze des Instruments. Nach weiterer Momentenerhöhung wird das Haftmoment überschritten und die im Instrument gespeicherte potentielle Energie wird schlagartig freigesetzt. Es kommt damit zu einer unkontrollierten Rotation der Instrumentenspitze, die nicht nur die Navigation erschwert, sondern auch zu unbeabsichtigten Verletzungen des Gewebes führen kann.

Um den Stick-Slip-Effekt zu minimieren, bieten sich für die Entwicklung eines mechanisch aktuierten Systems folgende Konstruktionsprinzipien an:

- **Erhöhung der Steifigkeiten** Durch die Erhöhung der Steifigkeit kann verhindert werden, dass sich im System unbeabsichtigt potentielle Energie aufstaut, die schlagartig freigesetzt wird.
- **Auswahl der Materialien** Durch Verwendung von Reibpaarungen, die gegenüber der Relativgeschwindigkeit keine abfallende, sondern eine ansteigende Reibkennlinie aufweisen, wird dem System nach dem Losreißen keine Energie zugeführt, sondern entzogen.
- **Dämpfung des Systems** Durch gezielte Dämpfung des Systems lassen sich die Gefahren eines schlagartigen Freisetzens der potentiellen Energie vermindern.

3 Anforderungen an das System

Einige Anforderungen an das System sind bereits im Antrag des Forschungsprojektes festgelegt, wie beispielsweise das zum Einsatz kommende Fertigungsverfahren. Im Folgenden werden diese Anforderungen aus **medizinischer** und **ingenieurwissenschaftlicher Sicht** konkretisiert.

3.1 Anforderungsliste aus medizinischer Sicht

Mit dem Ziel, die Zusammenarbeit von Ingenieuren und Medizinern zu erleichtern, kam es im Rahmen des Projektes zu Forschungsgruppentreffen und zur Erstellung eines Lastenheftes (Fiolka et al., 2012b) aus medizinischer Sicht. Die folgenden Randbedingungen wurden aus Sicht der medizinischen Projektpartner an das System gestellt.

3.1.1 Mögliche Eingriffe

Als Einsatzgebiete für das System ergeben sich hauptsächlich viszeralchirurgische¹ und gastroenterologische² Interventionen. Als Referenzoperation sollen für den viszeralchirurgischen Bereich dabei folgende Eingriffe dienen:

- Magen- und Dickdarmresektionen (Magen- und Dickdarmentfernung)
- Cholezystektomie (Gallenblasenentfernung)
- Appendektomie (Entfernung des Wurmfortsatzes)
- Fundoplikatio (Operative Behandlung der gastroösophagealen Refluxkrankheit)
- Gastropexie (Operative Form- und/oder Lagekorrektur des Magens).

Der Zugang zum Abdomen soll dabei entweder über einen Nabel- oder transvaginalen/transrektalen Zugang durchgeführt werden. Aus dieser Forderung ergibt sich auch die Möglichkeit eines teilweise starren, nicht über seine gesamte Länge flexiblen Systems.

Der Zugang für die gastroenterologischen Eingriffe soll transoral³ erfolgen. Die für diese Operationen vorgesehenen Referenzeingriffe lauten:

- endoskopische Submukosa-Dissektion (ESD, Entfernen eines Tumors innerhalb des Magens)
- Polypektomie (Entfernung von Polypen der Darmwand).

1 Eingriffe im Bauchraum

2 den Magen-Darm-Trakt betreffende Eingriffe

3 Eingriff über den Mund

3.1.2 Systemkomponenten

Aus medizinischer Sicht sind für diese Eingriffe folgende Systemkomponenten erforderlich:

- Trägersystem: Operationssystem, bestehend aus mindestens zwei Manipulatoren und Teleskop.
- Manipulatoren: wie im Forschungsantrag beschrieben, sollen über die Manipulatoren Standardinstrumente zum Situs geführt und bedient werden können.
- Führungssystem: Haltearm, der die Orientierung und Positionierung des Trägersystems übernimmt.
- Instrumente: diese dienen der Gewebemanipulation.
- Teleskop: optisches Instrument zur Visualisierung des Situs.
- Bedienkonsole: hierüber erfolgt die Bedienung des gesamten Systems.

Aus den medizinischen Anforderungen ergeben sich qualitative Anforderungen an das zu entwickelnde System, die im Folgenden präzisiert werden.

3.2 Anforderungsliste aus ingenieurwissenschaftlicher Sicht

Aus der Sicht des Entwicklers und Konstrukteurs gilt es, die aus medizinischer Sicht gestellten Anforderungen in quantifizierbare Größen zu fassen.

3.2.1 Anforderungen an das Fertigungsverfahren

Zusätzlich zu den Anforderungen, die das Medizinproduktegesetz und die ISO 10993 (Wintermantel und Ha, 2009) zur Zulassung an das System stellen, ergeben sich aus dem Fertigungsverfahren weitere Randbedingungen. Nach Rücksprache mit den Projektpartnern des Lehrstuhls für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik (MIMED, Technische Universität München), gelten für das Fertigungsverfahren die in Tabelle 3.1 angegebenen Randbedingungen. Dabei beschreiben t_{min} die minimale Wandstärke, d_{min} den minimalen Bohrungsdurchmesser und g_{min} den Mindestabstand, den zwei benachbarte Flächen aufweisen müssen, damit sie als getrennt erhalten bleiben. Diese Randbedingungen resultieren aus den Eigenschaften des Fertigungsverfahrens.

Tabelle 3.1: Fertigungs-Randbedingungen

	Wert	Einheit
t_{min}	0.3	mm
d_{min}	0.8	mm
g_{min}	0.2	mm

Zu berücksichtigen sind bei der Auslegung von Strukturen, die mit Hilfe des SLS-Verfahrens gefertigt wurden, ferner eine hohe Oberflächenrauheit und ein Elastizitätsmodul, der besonders im Bereich dünner Wandstärken nicht aussagekräftig abgebildet werden kann. Untersuchungen diesbezüglich wurden von Coy et al. (2013) durchgeführt.

3.2.2 Ableiten der Arbeitsraumanforderungen

Aus der Literatur lassen sich verschiedene Arbeitsraum- und Kraftanforderungen an ein System ableiten. Patel et al. (2014) beispielsweise fordert eine minimale Kraft an der Instrumentenspitze von 9 N für endoskopische Operationen. Nach Rücksprache mit den medizinischen Projektpartnern wird dieser Wert bestätigt. Handelt es sich bei den übrigen Anforderungen jedoch meist um „harte“ Randbedingungen, die keinesfalls verletzt werden dürfen, so gilt dies nicht für die maximal an der Instrumentenspitze aufwendbare Kraft. Diese kann lediglich als Richtwert angesehen werden. Ziel der Entwicklung ist vielmehr, diesen Wert so groß wie möglich zu gestalten.

Zur Analyse des benötigten Arbeitsraumes für die Resektion eines Sigmas wurde diese Operation an einem porcinen Modell durchgeführt.

Aufzeichnung einer Resektion des Sigmas bei einem Schwein

Zwar lassen sich die Dimensionen des für eine Sigmaresektion benötigten Arbeitsraumes grob an der Größe des betroffenen Gebietes und des zur Verfügung stehenden insufflierten⁴ Lumens abschätzen, dennoch lassen sich keine Aussagen über die Bahnen treffen, die während einer solchen Operation von den Instrumenten vollzogen werden. Bezüglich einer Kinematikerstellung ist es jedoch von großer Bedeutung, wie diese Bahnen verlaufen. So lässt sich bewerten, wo die größte Aktivität der Instrumente stattfindet, oder wie groß der Abstand der Instrumentenspitzen zu welchem Zeitpunkt ist.

Um diese Bahnen zu ermitteln, wurden während der Dissektion des Sigma bei einem porcinen Modell die Bahnen der Instrumentenspitzen aufgezeichnet. Die Versuchsdurchführung ist im Folgenden beschrieben.

Versuchsdurchführung

Die Dissektion eines Sigma lässt sich nach Weede et al. (2012) in die folgenden Schritte unterteilen:

1. Dissektion und Mobilisierung des linken Hemicolons⁵
2. Dissektion und Mobilisierung des Mesenteriums
3. Endoskopischer Vortransport der Andruckplatte
4. Proximales Stapling

4 Um den zur Verfügung stehenden Raum zu vergrößern, wird die Bauchhöhle während der Operation mit einem Gas aufgeblasen.

5 Der Schritt der Mobilisation des linken Hemicolons entfällt beim Schwein.

5. Distales Durchtrennen des Dickdarms
6. Transrektales Bergen des Resektats
7. Verschluss des offenen Rektumstumpfes mittels Stapler
8. Vordrücken der Andruckplatte im proximalen Stumpf, Inzision, Hervorluxieren des Dorns
9. Vereinigung der Andruckplatte mit dem transrektal eingeführten Klammer-
nahtgerät, Abfeuern der Anastomose

Für diesen laparoskopischen Eingriff wurden die Instrumente mit elektromagnetischen Sensoren versehen und ihre Position und Orientierung mit Hilfe des Aurora V2 Systems (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada) aufgezeichnet. Der Feldgenerator und damit der Ursprung des Koordinatensystems befand sich auf Hüfthöhe rechts vom Patienten. Die Messrate betrug 40 Hz. Um eine detaillierte Bewertung zu erhalten, wurde für jeden oben genannten Operationsschritt eine gesonderte Messung durchgeführt. Eine Skizzierung der einzelnen Operationsschritte befindet sich im Anhang A.3, eine detaillierte Beschreibung der Vorgänge in Weede et al. (2012).

Ergebnisse

Für die oben genannten Schritte ergeben sich acht Datensätze, die sowohl die Position als auch die Orientierung der Instrumentenspitze im Koordinatensystem des Aurora V2 Systems darstellen. Die gesamten Messdaten sind im Anhang A.3 dargestellt.

Der größte Arbeitsbereich der Instrumente wird für die Schritte 2 und 9 benötigt. Die entsprechenden Positionen der Instrumentenspitzen sind in Abbildung 3.1 dargestellt.

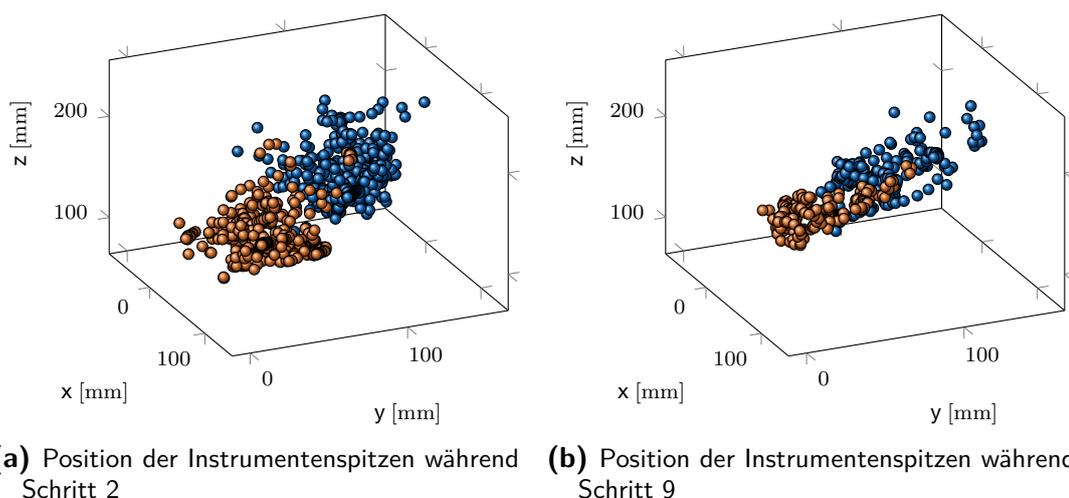
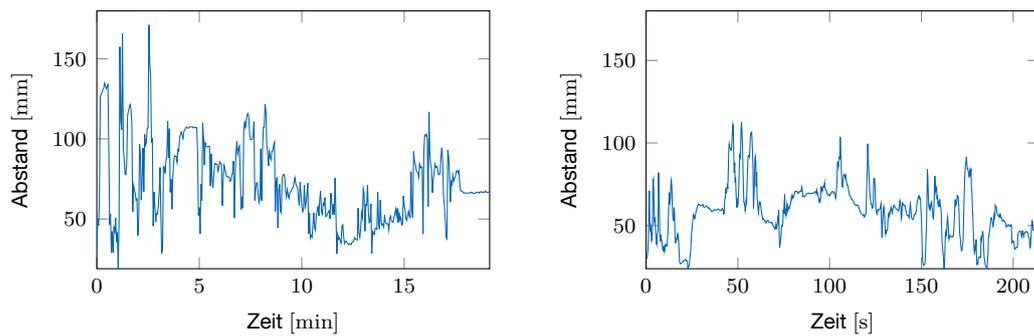


Abbildung 3.1: Position der Instrumentenspitzen für die Schritte, in denen der größte Arbeitsbereich benötigt wird. Auf Grund der hohen Samplingrate von 40 Hz zeigen beide Darstellungen eine reduzierte Anzahl der Messpunkte.



(a) Abstand der beiden Instrumentenspitzen während Schritt 2

(b) Abstand der beiden Instrumentenspitzen während Schritt 9

Abbildung 3.2: Mit Hilfe des Aurora-Systems gemessener Abstand der beiden Instrumentenspitzen während der Resektion des Sigma.

Eine konvexe Hülle, die 95% der während der Manipulation aufgezeichneten Positionen umfasst, lässt sich mit einem Ellipsoid mit den Radien $r_x = 40$ mm, $r_y = 100$ mm und $r_z = 80$ mm beschreiben. Es sei an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass diese Ellipse nicht zwangsläufig dem Arbeitsraum entsprechen muss und einige Punkte außerhalb liegen. Als weiterer wichtiger Anhaltspunkt ist der während der Operation auftretende maximale Abstand der beiden Instrumentenspitzen voneinander zu sehen. Dieser ist in Abbildung 3.2 für die Schritte 2 und 9 dargestellt.

4 Visualisierung

Seit Jahren arbeiten Forschungsgruppen in allen Teilen der Welt an der Entwicklung neuartiger Operationssysteme, die zugleich Patient und Operateur zum Vorteil dienen sollen. Der Weg von der ersten Idee über verschiedene Konzepte bis zur klinischen Zulassung ist dabei weit. Mitverantwortlich für den Erfolg ist die interdisziplinäre Zusammenarbeit zwischen Medizinern und Ingenieuren. Zwar kann diese Symbiose zu einer beidseitigen Erweiterung der Kreativität und der Horizonte führen, jedoch ergeben sich auch ungeahnte Schwierigkeiten. Sogar das alltägliche Kommunikationsmittel Sprache kann zum Hindernis werden. So verwendet der Mediziner Begriffe wie „proximal“, „Anostomose“ oder „Situs“ selbstverständlich; der Ingenieur hingegen vermutet hinter einem Wort wie „Lumen“¹ den Lichtstrom einer 1.464 mW starken Lichtquelle, die bei einer Wellenlänge von 555 nm mit 100 % Lichtausbeute betrieben wird.

Um die Zusammenarbeit zu erleichtern, wurde eine Entwicklungsplattform implementiert. Diese soll bei der Entwicklung von Manipulatoren für die Minimal-invasive Chirurgie als Werkzeug zur schnellen Visualisierung und virtuellen Erprobung verschiedener Manipulatorkonzepte dienen. Hauptaufgabe dieses Werkzeugs sind:

- Visualisierung des Situs und des Systems
- Erstellen beliebiger Operationssysteme
- Direkte Bedienung der Manipulatoren
- Lösen der inversen Kinematik
- Ankopplung verschiedener Bedienschnittstellen.

Mit Hilfe dieser Entwicklungsumgebung können in einer „virtuellen Operation“ verschiedene Entwürfe auf ihre Tauglichkeit hin untersucht und miteinander verglichen werden.

4.1 Visualisierung des Situs

Um die Visualisierung und virtuelle Erprobung des erstellten Manipulators in einer realistischen Umgebung zu ermöglichen, wurde ein dreidimensionales Volumenmodell eines insufflierten menschlichen Abdomens erstellt. Grundlage für dieses Modell waren 1686 computertomographische Aufnahmen des Operationsphantoms ELITE (**E**ndoskopisch-laparoskopische **i**nterdisziplinäre **T**rainings**e**inheit) der Coburger Lehrmittelanstalt (CLA, Coburg, Deutschland). Dieses Lehrmodell (Abbildung 4.1) wurde konzipiert, um eine Trainingsplattform für NOTES- und Single-Port-Eingriffe

1 Als Lumen wird in der Medizin das Innere von Hohlorganen bezeichnet



Abbildung 4.1: Außen- und Innenansicht des Operationsphantoms ELITE (Gillen et al., 2010)

zur Verfügung zu stellen. Eine ausführliche Evaluation findet sich in Gillen et al. (2010).

Die CT-Aufnahmen wurden auf einem Philips Brilliance iCT (Philips Healthcare, Cleveland, Ohio, USA) mit einer Auflösung von 1024x1024 angefertigt. Die Weiterverarbeitung erfolgte auf Grund des hohen Detaillierungsgrades der Aufnahmen auf einem Hochleistungsrechner mit 256 GB Arbeitsspeicher. Zum Einsatz kam das Programm MeVisLab in der Version 2.2.1 (MeVis Medical Solutions AG, Bremen, Germany) zur Segmentierung der Daten. Der Ablauf von der Segmentierung bis zur Volumenmodellerstellung ist schematisch in 4.2 dargestellt.

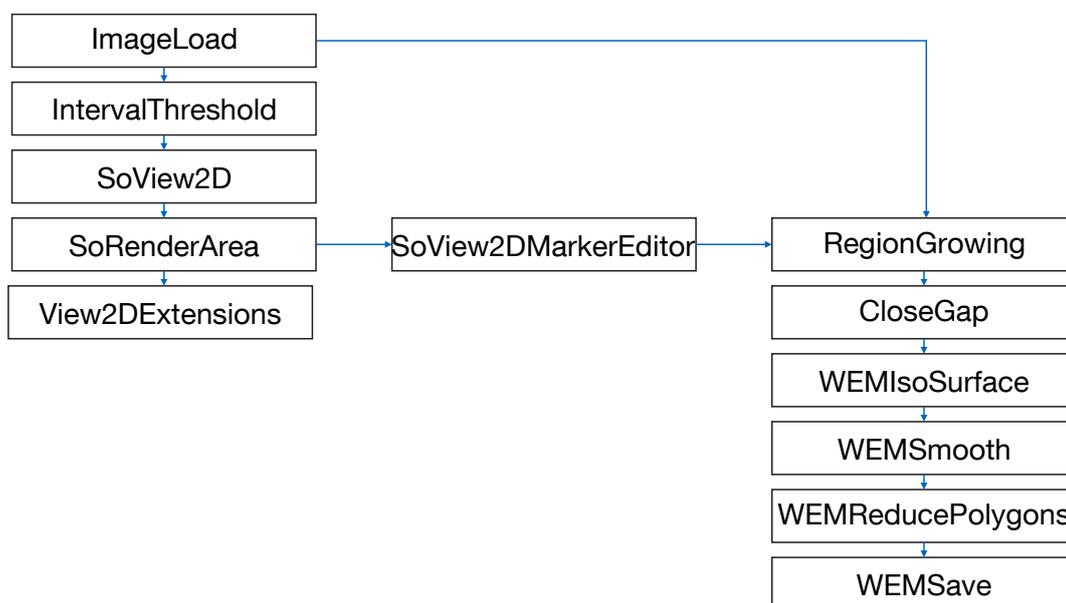


Abbildung 4.2: Ablauf der Erstellung des 3D-Modells mit der Software Mevislab. Dargestellt ist die Abfolge der verwendeten Programmklassen vom Laden der CT-Bilder bis zum Speichern des Flächenmodells.

Das erzeugte Flächenmodell wurde anschließend mit den Programmen 3ds Max 2012 (Autodesk, San Rafael, Kalifornien, USA) und Meshlab 1.3.2² aufbereitet. Es erfolgte hierbei eine Vertexreduktion, eine Glättung der verbliebenen Oberflächen und eine Aufteilung des Modells in die vier verschiedenen Teilvolumen Gastrointestinaltrakt, Leber, Bauchdecke und Körper. Abbildung 4.3 zeigt das erstellte Oberflächenmodell. Zur besseren Darstellung wurde die Bauchdecke entfernt.

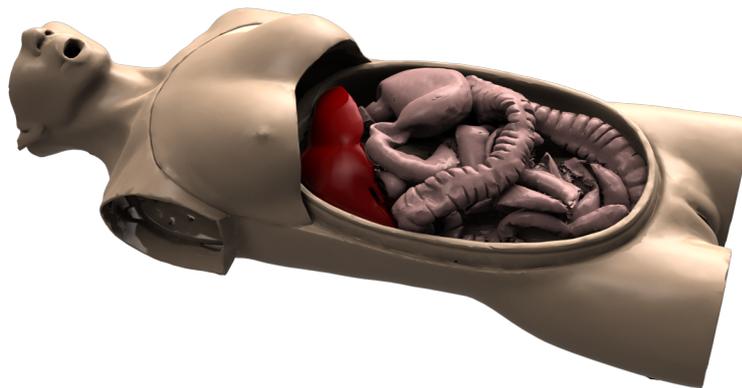


Abbildung 4.3: Gerenderte Darstellung des 3D-Modells

4.2 Oberfläche zum Erstellen beliebiger Operationssysteme

In Kapitel 2.1.3 wurden bereits einige gängige Manipulatoren für Single-Port und NOTES vorgestellt. Um dem Benutzer die Möglichkeit zu geben, diese zu visualisieren oder eigene Ideen zu verfolgen, wurde eine Oberfläche zum Erstellen beliebiger seriell aufgebauter Operationssysteme implementiert. Um die Bedienung einfach zu halten, erfolgt die Erstellung des Systems durch Beantwortung eines Fragebogens. Das Ergebnis ist die Berechnung der direkten und inversen Kinematik, sowie eine überschlägige Überprüfung der Festigkeit und Abschätzung der auftretenden Kräfte. Bei weitergehendem technischen Verständnis des Bedieners lassen sich zusätzliche benutzerdefinierte Eingaben vornehmen. Die Implementierung der Oberfläche erfolgte im Rahmen der Studienarbeit Pfaff (2014).

4.2.1 Analyse existierender Systeme

Grundlage bei der Erstellung des Fragenkatalogs waren die bereits existierenden Kinematiken der folgenden Arbeiten:

² <http://meshlab.sourceforge.net>

Im Bereich endoskopischer Systeme: Cobra und Transport (beide USGI Medical), das „R“ Scope (Olympus) (Bardaro und Swanstrom, 2006), „A New, Easily Miniaturized Steerable Endoscope“ nach Breedveld et al. (2005), der „Robotic Manipulator With Multiple Instruments“ nach Seow (2011), das MASTER-System in den Versionen 1 und 2 (Phee et al., 2006; Sun et al., 2011) und der EndoSAMURAI (Olympus, Tokio, Japan)

Im Bereich kontinuierlicher Manipulatoren: Ein „Tendon-Driven Continuum Manipulator“ nach Camarillo et al. (2008), das „Highly Articulated Robotic Probe“ HARP nach Degani et al. (2006), die „Disposable Endoscopic Platform“ nach Chen et al. (2010), das „Snake-Like Robotic Colonoscope“ nach Hu et al. (2009), das „Remote Microsurgery System for Deep and Narrow Space“ nach Ikuta et al. (2002), das Endomina-System nach Medi-Line (2012), die „Insertable Robotic Effector Platform“ IREP nach Xu et al. (2009), ein „Snake-like Manipulator“ nach Murphy et al. (2013), die „Flexible distal tip with two degrees of freedom“ nach Peirs et al. (2002), der „Multi-Slider Linkage Mechanism“ nach Yamashita et al. (2005) und der bereits vorgestellte SPIDER (TransEnterix Surgical Inc., Durham, North Carolina, USA).

Im Bereich starrer Manipulatoren: Der „Endoscopic Micromanipulator“ aus dem Dionis-Projekt nach Beira et al. (2011), das ViaCath-System nach Abbott et al. (2007), ein „Dexterous Minimally-Invasive Surgical System“ nach Arata et al. (2005), das HVSPS nach Can (2012), die Manipulatoren der Berkeley / UCSF Laparoscopic Telesurgical Workstation nach Cavusoglu et al. (2003), das „Minimally Invasive Orthopaedic Surgical System“ nach Mitsubishi (2007), die Kinematik der Endobots nach Kang und Wen (2001), das „Multi-Jointed Integrated Medical Instrument System“ nach Jeong et al. (2010), das „Bimanual Robotic System“ nach Piccigallo et al. (2010), das „Robotic Hand-Held Surgical Device“ nach Zahraee et al. (2010), der „Human Arm Like Manipulator“ nach Song et al. (2006) und das DaVinci-System der Firma Intuitive Surgical.

Da in der vorliegenden Arbeit der Schwerpunkt auf der Entwicklung eines mit Hilfe von Bowdenzügen aktuierten Manipulators lag, wurden Manipulatoren, die auf dem Prinzip der „concentric tubes“ beruhen, nicht berücksichtigt. Ebenso vernachlässigt wurden parallelkinematische Manipulatoren.

Die Kinematiken aller genannten Systeme lassen sich in folgendes Schema ordnen:

- Ein **System** besitzt mehrere **Arme**,
- ein Arm besteht aus mehreren **Abschnitten**, und
- ein Abschnitt besteht aus mehreren **Gelenken** gleichen Gelenktyps.

System

Als System wird ein über einen Zugang eingeführter Apparat bezeichnet. Es ist durch folgende Parameter beschrieben:

- Außendurchmesser
- Anzahl der Arme
- Anordnung der Arbeitskanäle

- Lage im Raum

Arm

Als Arm eines Systems wird ein flexibler Manipulator oder starrer Strang bezeichnet, der mit dem System verbunden ist und genau ein chirurgisches Instrument oder eine Kamera führen kann. Er ist beschrieben durch

- Innendurchmesser
- Außendurchmesser
- Länge
- Lage im System
- Anzahl der Abschnitte (nur für flexible Manipulatoren)

Zwar verfügt keines der analysierten Systeme über starre Stränge, jedoch existieren hybride Operationstechniken, bei denen sowohl flexible Manipulatoren als auch laparoskopische Instrumente zum Einsatz kommen. Zum Modellieren dieser Vorgänge können auch starre Stränge abgebildet werden.

Abschnitt

Als Abschnitt wird ein Bereich eines flexiblen Manipulators bezeichnet, der aus einheitlichen Gelenktypen aufgebaut ist. Gewöhnlich werden diese durch ein gemeinsames Bowdenzugpaar aktuiert. Abschnitte lassen sich mit folgenden Parametern beschreiben:

- Art der Gelenke
- Anordnung der Gelenke zueinander

Gelenk

Gelenke bilden die kleinste Einheit eines Systems. Sie werden durch die Parameter

- Art
- Höhe
- Anzahl der Freiheitsgrade
- Lage des Drehzentrums (bei rotatorischen Gelenken)
- maximale Auslenkung

beschrieben. In der Medizintechnik besteht eine große Vielzahl an Gelenken. Für serielle Kinematiken lässt sich das Verhalten jedes Gelenktyps jedoch auf die beiden Bewegungen **Translation** und **Rotation** zurückführen und somit aus einer endlichen Anzahl translatorischer und rotatorischer Gelenke abbilden.

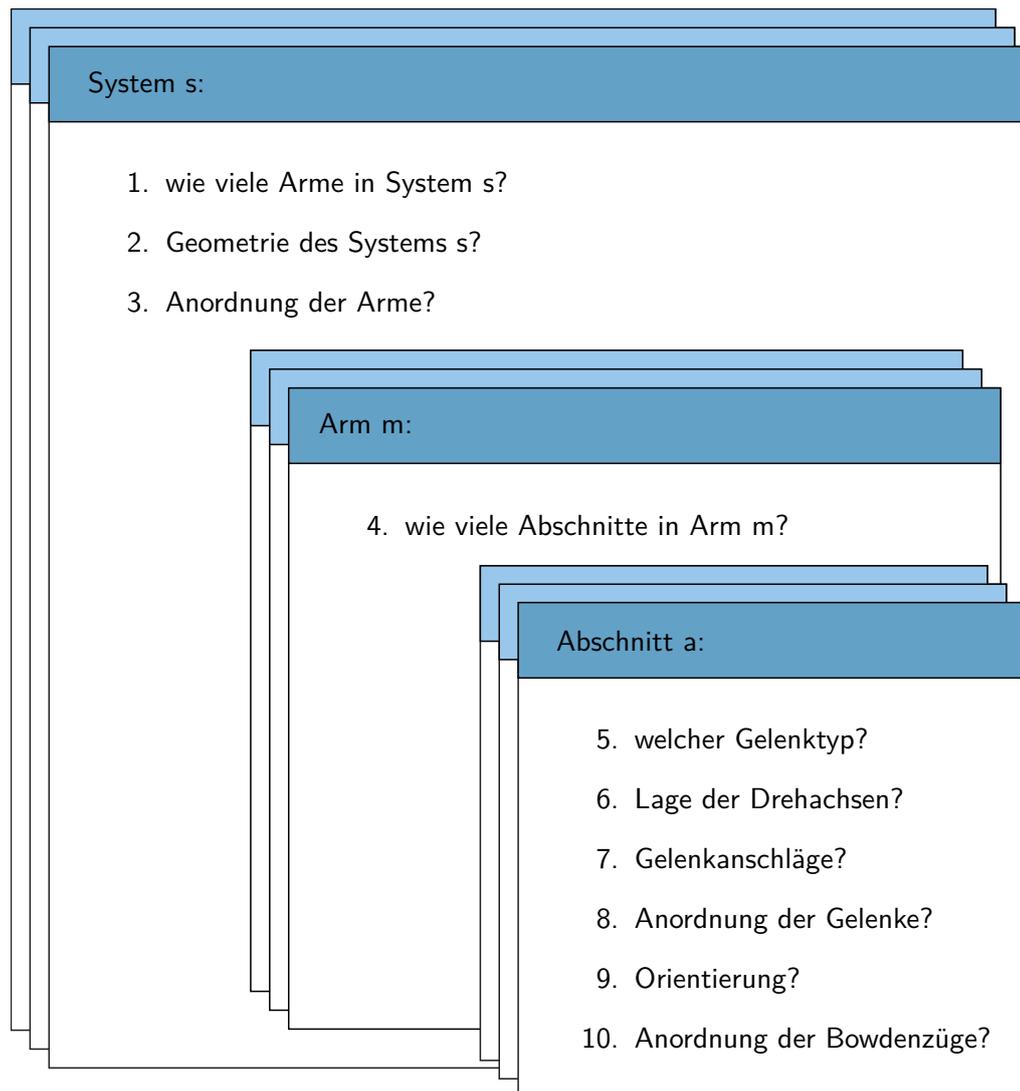


Abbildung 4.4: Aufbau des Fragekatalogs

4.2.2 Formulierung des Fragekatalogs

Nach der Gliederung der Systeme in verschiedene Gruppen folgt die Formulierung eines Fragekatalogs. Ziel dieser Formulierung ist es, jedes beliebige System durch Beantwortung möglichst einfacher Fragen nachbilden zu können. Der Ablauf des resultierenden Fragekatalogs ist in Abbildung 4.4 dargestellt.

In Bezug auf die Konstruktion eines neuen Systems stellt sich für die vorgestellten Systeme die Frage, wie diese mit Hilfe des SLS-Verfahrens gefertigt werden können. Übersichten über Festkörpermechanismen finden sich in Trease et al. (2005) und Hunt (1990). Eine Untersuchung bezüglich der Umsetzung verschiedener Gelenkvariationen wurde von Roppenecker et al. (2013) durchgeführt.

Um ein SLS-konformes System zu generieren, werden die in Abbildung 4.5 bis Abbildung 4.6 dargestellten vierzehn „Elementargelenke“ eingeführt, mit Hilfe derer es für jedes untersuchte System möglich ist, ein SLS-konformes Pendant zu konstruieren.

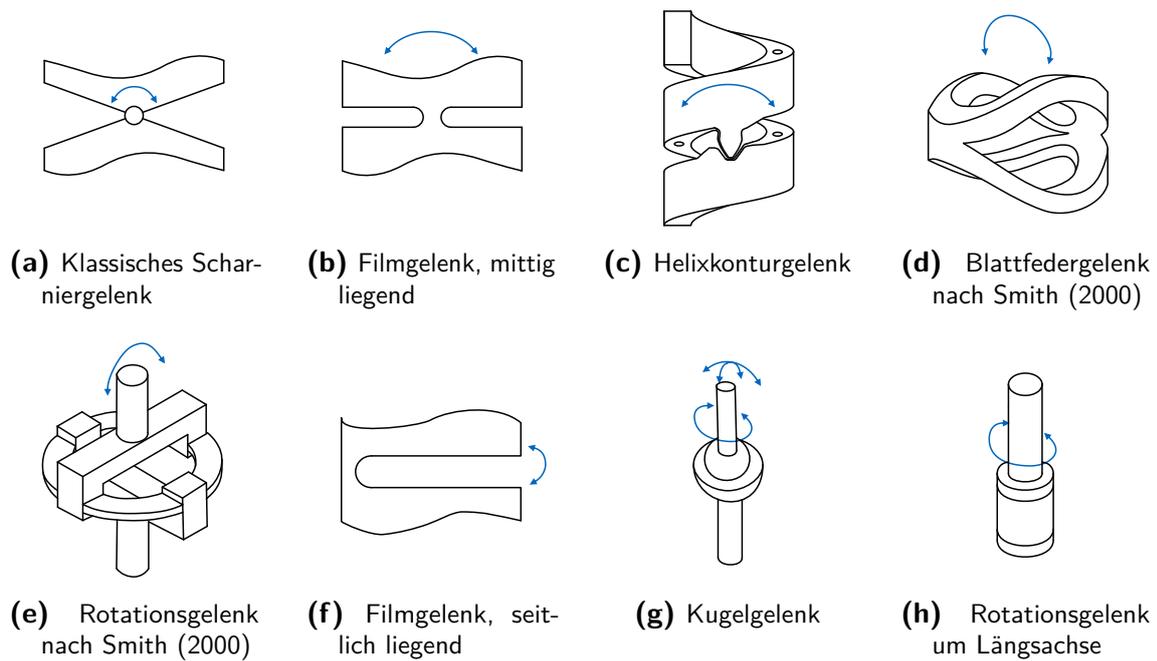


Abbildung 4.5: Verschiedene Bauformen für rotatorische Gelenke

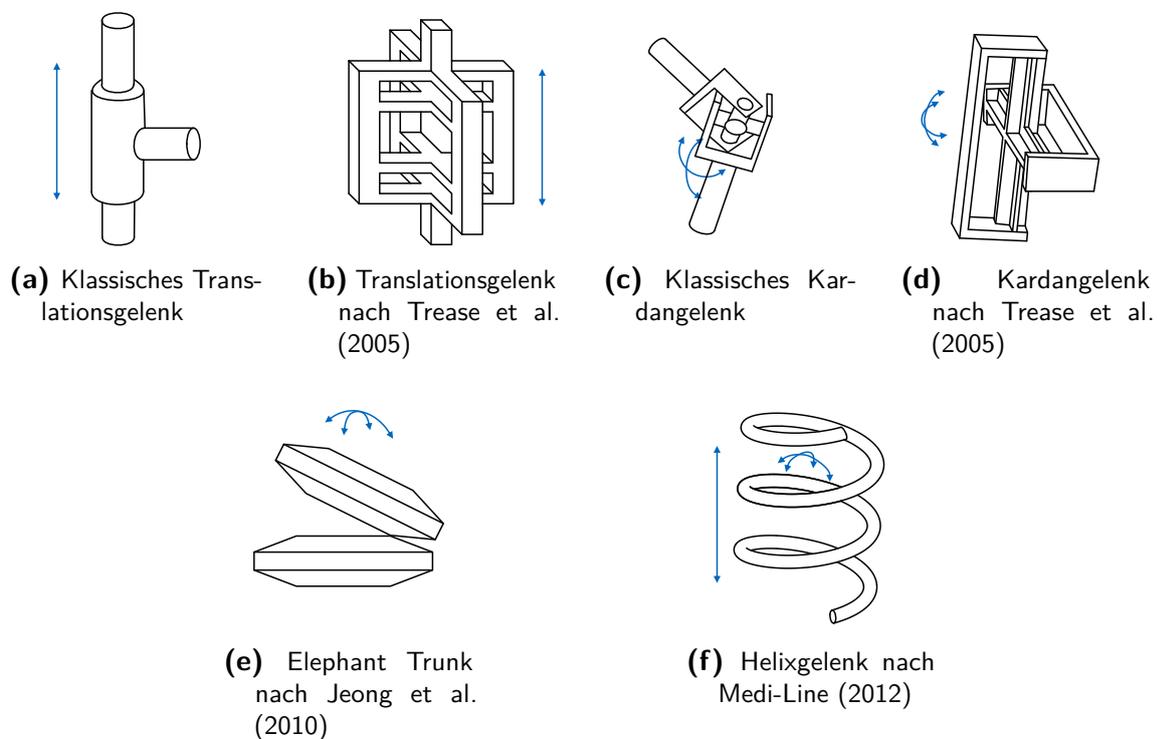


Abbildung 4.6: Bauformen für weitere Gelenktypen

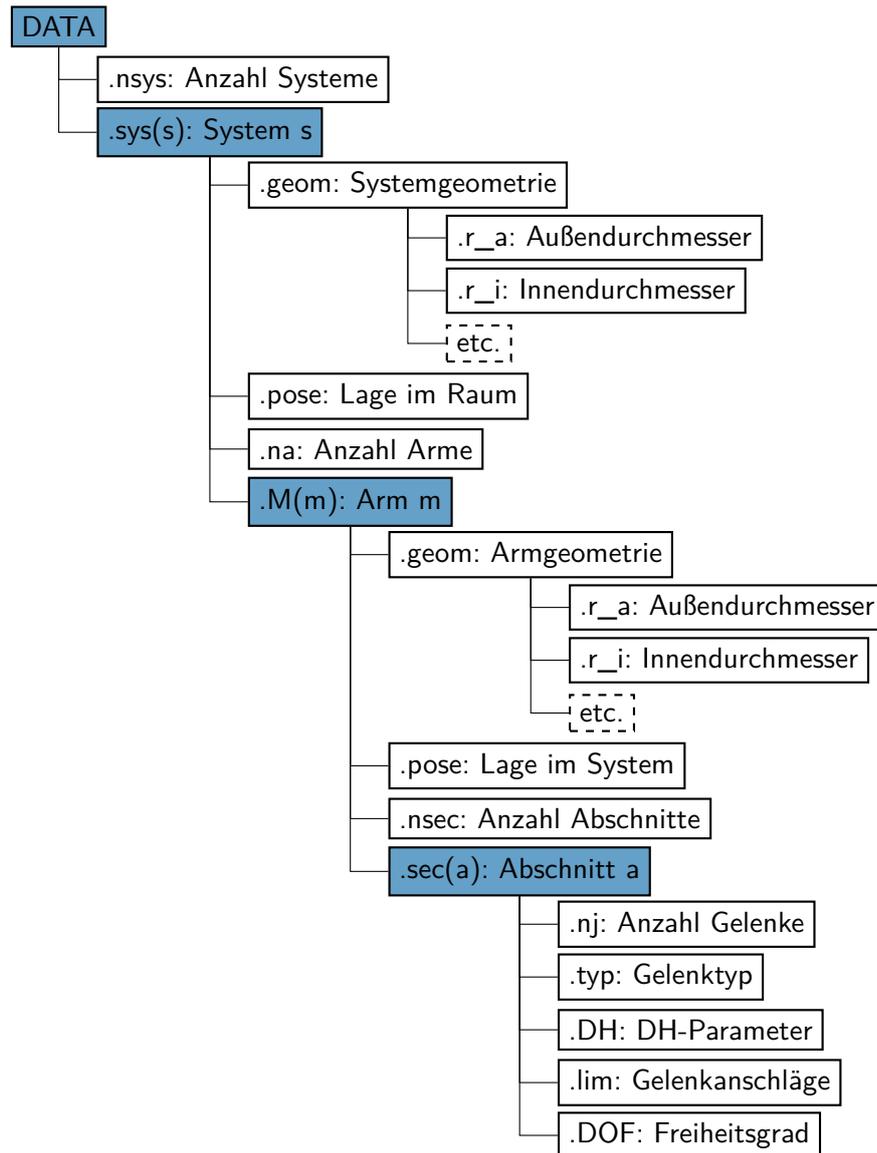


Abbildung 4.7: Datenstruktur der vom Programm ermittelten Systemparameter

4.2.3 Resultierende Parameter

Zur Weitergabe der resultierenden Parameter an die Visualisierungsumgebung bietet sich die Ablage nach der in Abbildung 4.7 dargestellten Datenstruktur an:

Mit ihrer Hilfe ist das System aus kinematischer Sicht vollständig beschrieben, und es ist möglich, die direkte und inverse Kinematik zu berechnen.

4.3 Berechnung der inversen Kinematik

Zur robusten Berechnung der inversen Kinematik der erstellten Systeme wird das in Kapitel 7.7 vorgestellte Verfahren der transponierten Jacobi-Matrix verwendet. Bei der Implementierung des haptischen Eingabegerätes Phantom Desktop (Sensable,

Wilmington, Massachusetts, USA) wurde dabei auf die C++-Bibliothek Eigen³ für Matrix-Vektor-Operationen zurückgegriffen. Für die Inbetriebnahme der Bedienschnittstelle Falcon (Novint Technologies, Rockville Centre, NY, USA) im Rahmen der Masterarbeit Ostler (2014) erfolgte die Implementierung mit Hilfe des Softwarepakets Matlab (The Mathworks, Inc., Natick, Massachusetts, USA).

4.4 Implementierung der Bedienschnittstelle

Um die intuitive Bedienung der virtuellen Manipulatoren zu ermöglichen, erfolgte exemplarisch für das Kamerasystem die Implementierung der Bedienschnittstelle Phantom Desktop. Da die inverse Kinematik für jeden erstellten Manipulator bekannt ist, ist die Erweiterung auf zusätzliche Bedienschnittstellen ohne Weiteres möglich. Für die Inbetriebnahme eines gefertigten Manipulators für das HVSPS erfolgte die Implementierung des Eingabegerätes Falcon mit Hilfe des Softwarepaketes Simulink (The Mathworks, Inc., Natick, Massachusetts, USA). Eine Anbindung dieses Systems an die Visualisierungsumgebung sollte daher einfach möglich sein.

Die einfache Anbindung verschiedener Bedienkonsolen bietet zusätzlich zum Vergleich verschiedener Chirurgesysteme die Möglichkeit, unterschiedliche Eingabegeräte auf Ihre Eignung hin zu untersuchen. Zwar bietet das verwendete System die Möglichkeit, haptische Größen an den Bediener zurückzukoppeln, diese wird jedoch nicht verwendet, da auch im tatsächlichen Operationsbetrieb voraussichtlich keine Krafrückkopplung vorhanden sein wird. Eine Möglichkeit der Nutzung dieser Option besteht darin, dem Benutzer durch haptisches Feedback ein Erreichen der Arbeitsraumgrenzen zu signalisieren.

4.5 Gesamtaufbau der Visualisierungsumgebung

Die Visualisierungsumgebung ist in Abbildung 4.8 dargestellt. Sie besteht aus zwei Ansichten des Situs und einem Bedienfeld.

4.5.1 Implementierung

Die Implementierung erfolgte in der Programmiersprache C++ innerhalb des Qt-Frameworks⁴. Grundlage für die Visualisierung ist die C++-library libQGLViewer⁵. Diese ist unter den Bedingungen der GNU-GPL für Open-Source-Entwicklungen frei verfügbar und liefert grundlegende für die Programmierung in OpenGL notwendigen Klassen und Funktionen. Zur Darstellung gängiger 3D-Formate wurde auf die C++-library Open Asset Import Library Assimp⁶ zurückgegriffen, die unter der BSD-Lizenz (3-clause) veröffentlicht wird. Die Programmierung wurde mit Hilfe der Entwicklungsumgebung Visual Studio 2010 (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) durchgeführt.

3 eigen.tuxfamily.org

4 www.qt-project.org

5 www.libqglviewer.com

6 <http://assimp.sourceforge.net>

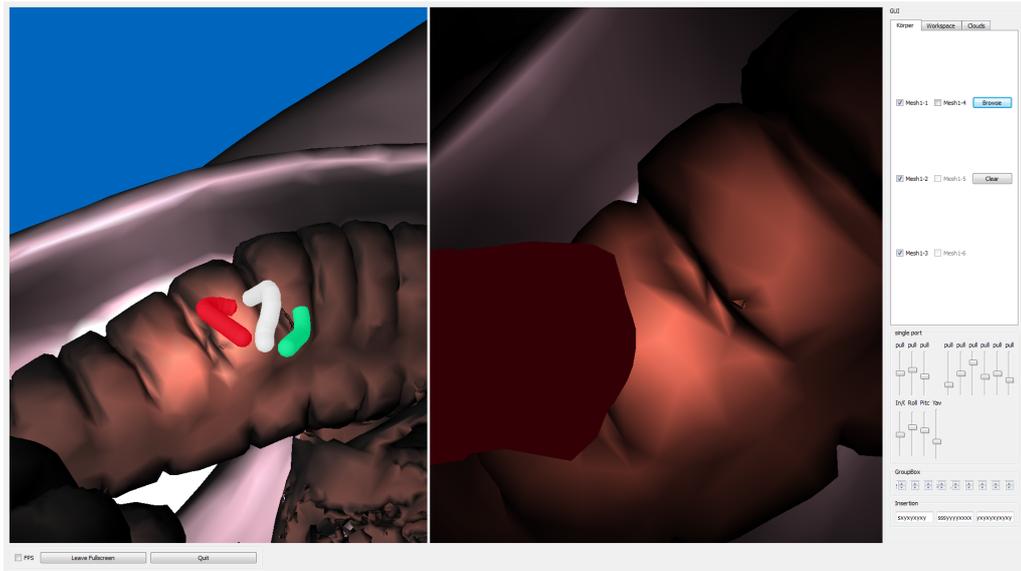


Abbildung 4.8: Benutzeroberfläche der Visualisierungsumgebung. Erstellt wurde ein dem HVSPS nachempfundenen Operationssystem. Die linke Ansicht des Situs erfolgt aus einer frei beweglichen Kameraperspektive. Rechts ist die Sichtweise des verwendeten Teleskops dargestellt. Zu erkennen sind sowohl der rechte (grün), als auch der linke (rot) Manipulator. Zur besseren Übersicht wurde die Bauchdecke im linken Sichtfenster ausgeblendet.

Das Programm wurde bestehend aus den vier Hauptklassen

1. `ViewerInterface`,
2. `Viewer`,
3. `Scene` und
4. `Manipulator`

umgesetzt. Die Aufgabe des `ViewerInterface` liegt in Darstellung und Verwaltung der beiden `Viewer`, sowie der Weiterleitung von Benutzereingaben an die `Scene`. Beide `Viewer` stellen verschiedene Kameraperspektiven auf die `Scene` dar, deren Inhalt in Form eines „shared OpenGL context“ vorliegt. Eine Änderung der `Scene` wird demnach von beiden `Viewern` dargestellt. Die `Scene` beinhaltet Informationen über die erstellten `Manipulatoren`, die darzustellenden Objekte sowie Einstellungen bezüglich der Lichter. In der `Scene` erfolgt zudem die Berechnung der direkten und inversen Kinematik. Die Klasse des `Manipulators` verfügt über die in Abbildung 4.7 dargestellte Datenstruktur und beinhaltet die erforderlichen Parameter des Manipulators.

4.5.2 Bedienfeld

Das Bedienfeld bietet dem Benutzer die Möglichkeit, Systeme zu erstellen, diese zu bedienen und zusätzliche dreidimensionale Objekte zu visualisieren. Dabei werden sämtliche gängigen Dateiformate, wie beispielsweise Blender 3D (.blend), 3ds Max

(.3ds), Wavefront Object (.obj), Stanford Polygon Library (.ply) oder Stereolithography (.stl) unterstützt. Eine vollständige Liste der unterstützten Formate ist unter Assimp (2014) zu finden.

Die Bedienung des erstellten Systems erfolgt über Schieberegler, falls kein Eingabegerät erkannt wurde. Insgesamt stehen zwei Bedienungsmodi zur Verfügung. Im Falle der **joint-space-Bedienung** erfolgt die Orientierung und Positionierung der Manipulatoren an Hand der direkten Kinematik. Die Schieberegler stellen somit die direkte Aktuierung der Bowdenzüge dar. Der zweite Modus besteht in einer **task-space-Bedienung**. Falls ein Eingabegerät erkannt wurde, wird mit diesem ein virtueller Punkt im Raum (Cursor) gesteuert. Mit Hilfe der inversen Kinematik wird der Abstand des gewählten Manipulators zu diesem Punkt minimiert und die benötigte Bowdenzugaktuierung vorgenommen. Ist kein Eingabegerät vorhanden, erfolgt die Positionierung des virtuellen Punktes über drei Schieberegler. Diese Funktionalität ist jedoch nicht intuitiv und nur zu Zwecken des Debugging vorgesehen.

Zusätzlich besteht über das Bedienfeld die Möglichkeit, einzelne Organe ein- und auszublenden, sowie aufgezeichnete Instrumentenbahnen zu visualisieren.

4.5.3 Kameraperspektiven

Die Sicht auf den Situs erfolgt aus zwei verschiedenen Kameraperspektiven (Abbildung 4.8 links und rechts). Die Perspektive der linken Ansicht lässt sich mit der Mouse ähnlich einem CAD-System steuern. Der Pivotpunkt des Operationssystems lässt sich bei gedrückter rechter Mousetaste platzieren. Sämtliche geladenen dreidimensionalen Objekte wie beispielsweise die Bauchdecke lassen sich in der linken Ansicht ein- oder ausblenden. Die rechte Ansicht zeigt den Situs aus Sicht des verwendeten Teleskops. In dieser Ansicht ist keine Manipulation durch die Mouse möglich. Die Orientierung der Kamera ergibt sich unmittelbar aus der aktuellen Pose des Teleskops.

4.5.4 Stencil-Funktion

Zur schnellen Visualisierung der Schnittmenge offline berechneter Arbeitsraumvolumen mit dem visualisierten Gewebe wurde ein von Stewart et al. (1998) entwickelter Constructive solid geometry (CSG)-Algorithmus verwendet. Mit Hilfe dieses Vorgehens ist es möglich, Bereiche, die grundsätzlich mit dem Manipulator erreicht werden können, hervorzuheben. Wird kein Arbeitsraum geladen, wird farblich der Bereich gekennzeichnet, der sich von der Manipulatorspitze aus innerhalb einer Kugel mit dem Radius $r_{sp} = 4\text{ mm}$ befindet. Dies dient der Visualisierung des unmittelbar erreichbaren Volumens.

4.6 Zusammenfassung

Durch Beantwortung des systematisch erstellten Fragenkatalogs können beliebige, auf seriellen Kinematiken beruhende Operationssysteme intuitiv erstellt werden. Während der Bearbeitung durch den Benutzer erfolgen dabei bereits überschlägige Berechnungen bezüglich der auftretenden Materialbelastungen und geometrischen Abmessungen. Das resultierende Konzept kann mit Hilfe der Visualisierungsumgebung

im Kontext eines insufflierten Abdomens oder anderer dreidimensionaler Objekte betrachtet und bedient werden. Dabei kann sowohl eine direkte Aktuierung der Freiheitsgrade als auch eine Steuerung mit Hilfe der inversen Kinematik erfolgen.

Da bei der Entwicklung auf den Einsatz kommerzieller Softwarepakete verzichtet wurde, ist eine Erweiterung des Programmcodes ohne Weiteres möglich. Dabei kann es sich beispielsweise um eine Kollisionerkennung, die Rückgabe haptischer Informationen an den Benutzer oder die Implementierung weiterer Bedienschnittstellen handeln.

5 Konzepte

Das weite Feld der für die Minimal-invasiven entwickelten Manipulatoren erstreckt sich von vorgebogenen, superelastischen Röhrchen aus Formgedächtnislegierungen, die ineinander geschoben sind (Rucker und Webster III, 2009), über Instrumente, die im Abdomen schweben (Simi et al., 2011) oder Manipulatoren, die sich selbst zusammenbauen (Tognarelli et al., 2012) bis hin zu kleinen Kapseln, die sich wie eine Raupe fortbewegen (Manwell et al., 2014).

In der vorliegenden Arbeit ist der Entwicklungshorizont klar abgesteckt: das zu entwickelnde System soll vorzugsweise mit Bowdenzügen aktuiert und aus Polyethylen mit Hilfe des SLS-Verfahrens hergestellt werden. Da für die meisten Eingriffe verschiedenartige Instrumente benötigt werden, müssen diese während der Operation ausgetauscht werden können. Ein System zum Wechseln von flexiblen Instrumenten wurde von Fiolka et al. (2012a) vorgestellt. Bezüglich der Auslegung der Kinematik des Manipulators bedeutet diese Tatsache, dass kleine Biegeradien unbedingt vermieden werden müssen, um ein Abknicken der Instrumente zu vermeiden.

Ein großer Vorteil des Selektiven Lasersinterns liegt darin, dass für den Entwurf eines Manipulators eine fast unendliche Formfreiheit gegeben ist; es existieren keine Fertigungsrestriktionen wie Entformbarkeit, wie etwa beim Fertigen mit Hilfe von Spritzguss- oder Metallgussverfahren. Die Gestaltungsmöglichkeiten werden, wie bereits erwähnt, lediglich durch den verfügbaren Bauraum, die Laserstrahldicke und die Pulverbeschaffenheit eingeschränkt.

Dieser Vorteil erlaubt es, einen aus einem einzigen Bauteil bestehenden Mechanismus zu entwerfen. Diese Bauweise wird als monolithisch bezeichnet.

5.1 Monolithische Strukturen

Abbildung 5.1 zeigt zwei Mechanismen, die den gleichen Zweck erfüllen, jedoch unterschiedliche Bauformen aufweisen. Der Vorteil einer monolithischen Bauweise liegt auf der Hand: durch die geringere Teilevielfalt entfallen zusätzliche Montageschritte, und eine günstige Massenfertigung wird ermöglicht. Zusätzlich werden der Verschleiß und das Spiel durch reduzierte Relativbewegungen vermindert.

Da die Gelenke eines Mechanismus für diesen von entscheidender Bedeutung sind, werden diese im Folgenden betrachtet.

5.2 Klassisches Festkörpergelenk

Lagen generative Fertigungsverfahren in der Altsteinzeit (ca. 20.000 – 10.000 v. Chr.) noch in weiter Ferne, so ist es umso erstaunlicher, dass ein heutzutage weit verbreitetes Konstruktionselement in dieser Zeit seinen Ursprung hat:

Das erste Beispiel für ein klassisches **Festkörpergelenk** bietet der in Abbildung



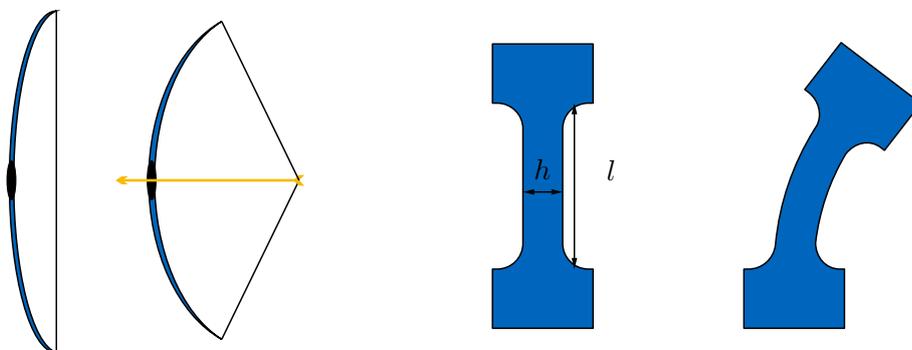
(a) Mechanismus, bestehend aus sieben Einzelteilen

(b) Monolithischer Mechanismus

Abbildung 5.1: Zwei Mechanismen gleicher Funktion, jedoch unterschiedlicher Bauweise (nach Howell (2001)).

5.2a dargestellte Bogen (nach Howell (2001)). Auch dort ist der monolithische Aufbau fertigungsbedingt, allerdings durch den Mangel an Fertigungsverfahren und Werkzeugen. Die Hauptaufgabe dieses Mechanismus liegt in der Energiespeicherung.

Heutzutage lassen sich in vielen Bereichen Festkörpergelenke finden, ein alltägliches Beispiel liefern Filmgelenkverschluss oder Plastikclip. Durch gezielte Schwächung der Struktur entsteht ein Bereich, der sich ähnlich einem flachen Balken sehr leicht verformen lässt (Abbildung 5.2b). Die hohe Nachgiebigkeit bei zugleich hoher Festigkeit wird zusätzlich durch das Fertigungsverfahren begünstigt: durch die Fließrichtung des Polymers beim Spritzgußvorgang erfolgt eine parallele Ausrichtung der langkettigen Polymerketten (Bonten, 2011).



(a) Festkörpergelenk zur Speicherung von Energie

(b) Aufbau eines Festkörpergelenks

Abbildung 5.2: Festkörpergelenk aus Zeiten der Altsteinzeit und heute

Die mechanische Auslegung eines solchen Festkörpergelenks erfolgt bei Kunststoffen, wie in Kunz et al. (2007) beschrieben. Für vorgekrümmte Filmgelenke ergibt sich für die Randfaserdehnung ε_B auf der Zugseite demnach

$$\varepsilon_B = \frac{h}{2 \left(1 + \frac{h}{2r_1}\right) l} \beta \quad (5.1)$$

mit der Filmgelenkdicke h , Filmgelenklänge l , Krümmungsradius in Ruhelage r_1 und Biegewinkel β . Weist das Gelenk in unbelasteter Lage eine gerade Mittelachse auf (Abbildung 5.2b), so vereinfacht sich diese Gleichung zu

$$\varepsilon_B = \frac{h}{2l} \beta. \quad (5.2)$$

5.2.1 Idee

Bereits im Jahre 2002 stellte Peirs et al. (2002) einen Manipulator vor, der über Festkörpergelenke verfügt (Abbildung 5.3). Auf Grund der großen auftretenden Verformungen der Gelenke besteht dieser aus einer hyperelastischen NiTi-Legierung. Zur Bearbeitung dieses Materials wird auf das Verfahren des Funkenerodierens zurückgegriffen, was zusätzliche Kosten verursacht. Stellen Material und Fertigungsverfahren für dieses Konzept eine Herausforderung dar, so sind es genau jene Faktoren, die im FOR 1321 einerseits vorgegeben sind und zudem ein hohes Potential enthalten. Es bietet sich daher an, dieses Konzept weiter zu untersuchen.



(a) Aktuierter Manipulator aus NiTi-Legierung



(b) Detailansicht der Festkörpergelenke

Abbildung 5.3: Flexible Endoskopspitze aus hyperelastischer NiTi-Legierung (aus Peirs et al. (2002))

5.2.2 Anpassung an die Anforderungen

Überträgt man das Konzept eines flexiblen, monolithischen Manipulators auf die vorliegenden Randbedingungen, ergibt sich ein Optimierungsproblem der Gestalt. Als optimales Design wird eine Minimierung der Steifigkeit und eine Maximierung der Festigkeit gewählt. Die Steifigkeit kennzeichnet dabei, wie groß der Widerstand eines Bauteils gegen Verformung ist, mit Festigkeit hingegen wird der Widerstand des Bauteils gegen Versagen gekennzeichnet (Wanner, 2011). Bei Kunststoffen tritt das Versagen beim Überschreiten einer maximal zulässigen Dehnung ein. Die Maximierung der Festigkeit erfordert demnach eine Minimierung der Dehnung ε . Über das Hookesche Gesetz $\sigma = E\varepsilon$ besteht zusätzlich ein linearer Zusammenhang zwischen Dehnung und Spannung σ . Diese wiederum steht in linearem Bezug zu der zur Verformung benötigten Kraft. Eine Minimierung der Dehnung führt daher auch zu einer Minimierung der Steifigkeit.

Zusätzlich sollte berücksichtigt werden, dass in Kunststoffbauteilen beim Vorliegen einer mechanischen Spannung irreversible Verformungen auftreten können. Dieser temperatur- und zeitabhängige Vorgang wird als **Kriechen** bezeichnet. Eine Reduktion der Dehnung wirkt auch diesem Effekt entgegen.

Wie aus Gleichung 5.2 leicht zu erkennen, führt demnach eine Maximierung der Gelenklänge l und eine Minimierung der Gelenkdicke h zum Ziel einer optimalen Gestalt. Aus den in Tabelle 3.1 beschriebenen Fertigungsrestriktionen lässt sich die optimierte Filmgelenkgeometrie angeben:

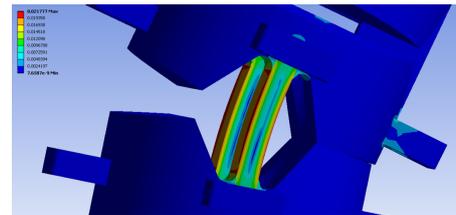
$$h = t_{min} \quad (5.3)$$

$$l = l_{max}. \quad (5.4)$$

Das resultierende Design der Struktur ist in Abbildung 5.4a dargestellt. Eine überschlägige Berechnung der maximalen Randdehnungen aus Gleichung 5.2 ergibt für $h = t_{min} = 0.5 \text{ mm}$, $l = 2.4 \text{ mm}$ und $\beta = 10^\circ$ eine maximale Dehnung $\varepsilon_B = 1.8 \%$. Dieser Wert steht in sehr guter Übereinstimmung mit dem aus der FEM entnommenen Maximalwert (Abbildung 5.4b).



(a) Modell des ersten Konzeptes



(b) Finite-Elemente-Berechnung eines einzelnen Filmgelenks

Abbildung 5.4: Konzept eines aus Festkörpergelenken aufgebauten Manipulators

5.2.3 Erster Prototyp mit Festkörpergelenken

Zwar ist durch den Anschlag eines einzelnen Festkörpergelenks die maximale Auslenkung begrenzt und es treten theoretisch keine Dehnungen über $\varepsilon_{max} = 1.8 \%$ auf. Dennoch tritt nach einigen Lastwechseln Versagen ein. Ursache für diese geringe Festigkeit bezüglich wechselnder Belastung ist die durch das Fertigungsverfahren bedingte hohe Rauheit des Bauteils. Durch diese kommt es im Randbereich zu Spannungsspitzen, die wiederum zu lokalen Dehnungen führen, die außerhalb des linearelastischen Werkstoffverhaltens liegen und deshalb plastische Deformationen hervorrufen. Eine Verringerung der Festigkeit bis zum Versagen ist die Folge. Das durch die hohe Rauheit begünstigte Risswachstum beschleunigt diesen Effekt (Wanner, 2011). Auf Grund dieser Tatsache ist das klassische Filmgelenk in miniaturisierter Ausführung nur bedingt zur Fertigung mit Hilfe des SLS-Verfahrens geeignet.

5.3 Abrollende Segmente

Während des Betriebs des ersten Prototyps mit Festkörpergelenken zeigte sich, dass dieser auch nach dem Versagen der Gelenke noch funktionstüchtig war: die in einzelne Segmente zerbrochene Struktur wurde noch von den Bowdenzügen zusammengehalten. Durch Aktuierung der einzelnen Züge erfolgte ein Abrollen der Segmente aufeinander und eine Abwinklung der Struktur.

Eine Möglichkeit, der geringen Festigkeit der Gelenke zu begegnen, kann demnach darin bestehen, von Beginn an auf den monolithischen Aufbau zu verzichten und den Manipulator aus einzelnen, aufeinander abrollenden Segmenten aufzubauen.

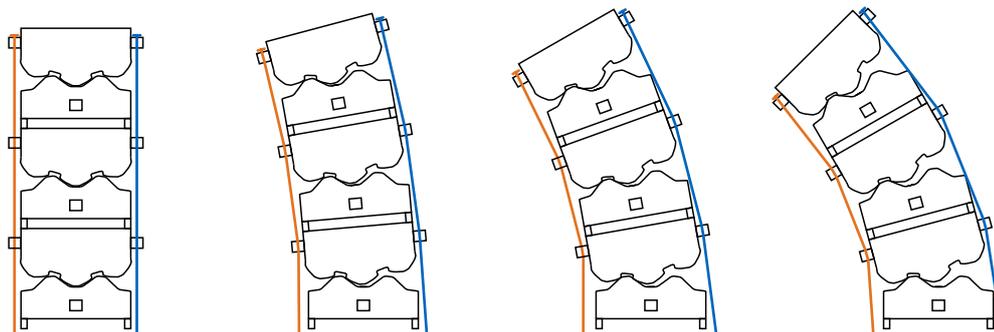


Abbildung 5.5: Idee der aufeinander abrollenden Segmente

Systeme, die auf diesem Konzept beruhen, sind beispielsweise der „Elephant trunk mechanism“ nach Jeong et al. (2010), der „Stiffness-Adjustable Hyperredundant Manipulator“ nach Kim et al. (2014) oder die menschliche Wirbelsäule. Die Kontur dieser aufeinander abrollenden Kontaktflächen ist variabel und hat entscheidenden Einfluss auf die Kinematik der gesamten Struktur. Ein weiterer Vorteil liegt in der Möglichkeit, die Steifigkeit des Manipulators während der Operation zu variieren (Kapitel 7.5). Das Funktionsprinzip ist in Abbildung 5.5 dargestellt.

5.4 Spannungsarme Helixstruktur

Wie bereits erwähnt, weisen Strukturen, die mit Hilfe des SLS-Verfahrens hergestellt wurden, eine hohe Rauheit auf. Dies führt nicht nur bei Polymeren, sondern auch bei anderen Werkstoffen (z.B. Metallen), zu einer geringen Festigkeit bei wechselnder Belastung.

Ein Ansatz, um diese Spannungsspitzen zu reduzieren, besteht darin, die Struktur des Bauteiles so zu ändern, dass geringere Dehnungen auftreten. Dies ist auch hinsichtlich des unerwünschten Kriechens des Bauteils ein positiver Effekt.

Roppenecker et al. (2012) stellt den helixförmigen Aufbau einer Struktur vor. Das vorgeschlagene System basiert, ähnlich wie auch bei der Operationsplattform Endomina (Medi-Line, 2012), auf dem Konzept einer biegeweichen Helix (Abbildung 5.6). An der Spitze der Helix sind über den Umfang vier Bowdenzüge angebracht, deren Aktuieren ein Abknicken der Struktur in die gewünschte Richtung bewirken.

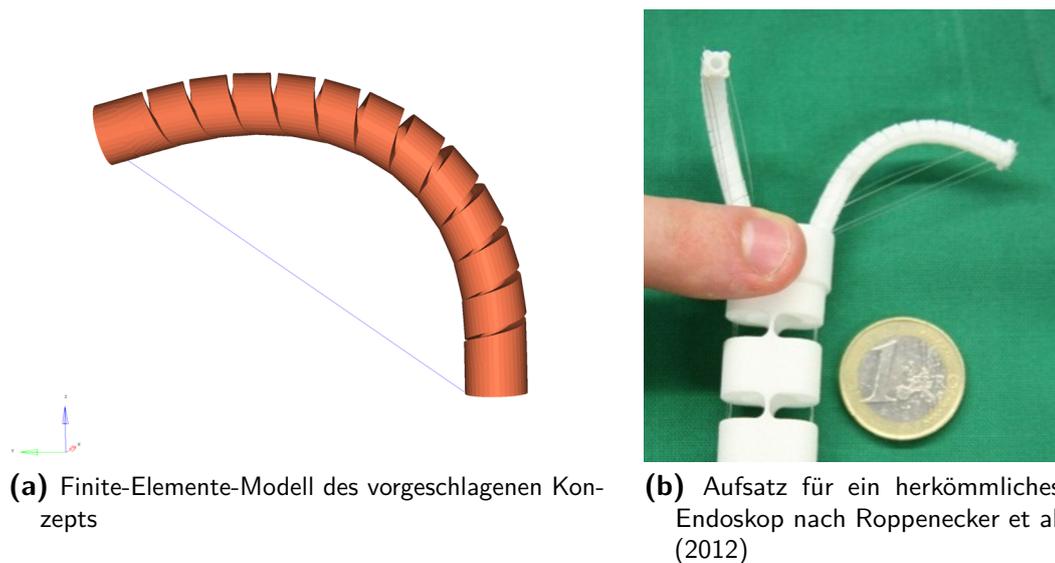


Abbildung 5.6: Funktionsweise des von Roppenecker et al. (2012) vorgeschlagenen Konzepts mit helixförmigem Aufbau

Das Ergebnis ist ein äußerst robuster Manipulator, der auf Grund der Steifigkeit der Helix beim Entspannen der Bowdenzüge in seine Ursprungsposition zurückkehrt. Eigene Untersuchungen zeigten jedoch, dass beim Anbringung der Bowdenzüge an der Spitze Instabilitäten auftreten können und eine exakte Aktuierung somit nur eingeschränkt möglich ist.

5.5 Bewertung der vorgestellten Konzepte

Die vorgestellten Konzepte weisen sowohl Vor- als auch Nachteile bezüglich der Umsetzung auf. Zwar kann mit dem auf Festkörpergelenken basierten Ansatz eine präzise Kinematik realisiert werden, jedoch ist das System nicht definiert versteifbar. Eine Erhöhung der Seilkraft erhöht lediglich die Reibung innerhalb der Führung des Bowdenzuges und erschwert eine Bewegung. Zwar bietet der monolithische Aufbau den Vorteil einer kostengünstigen Fertigung, jedoch versagen die Gelenke schon nach wenigen Lastwechseln.

Vergleicht man die drei vorgestellten Konzepte bezüglich der vier Kriterien Robustheit, Präzision, monolithischer Aufbau und der Versteifbarkeit, ergibt sich die in Tabelle 5.1 dargestellte Bewertung:

Tabelle 5.1: Bewertung der vorgestellten Konzepte

	Festkörpergelenk	Abrollende Konturen	Helixstruktur
Robustheit	-	+	+
Monolithischer Aufbau	+	-	+
Präzision	+	+	-
Versteifbarkeit	0	+	-

6 Helixstruktur mit abrollenden Konturen

Aus der Forderung, alle Vorteile der oben genannten Strukturen in einem Konzept zu vereinen, ergibt sich der Ansatz einer Helixstruktur mit abrollenden Konturen. Es folgt die Vorstellung der **Idee** des Helixgelenks und ein grober Überblick über das **Konzept**. Auf Grund der vielversprechenden Voruntersuchungen wurde eine **Machbarkeitsstudie** durchgeführt, in deren Rahmen ein erster Prototyp zur Bewegung des Teleskops bei Minimal-invasiven Eingriffen mit dem Ziel der Verringerung der Gelenkzahl optimiert wurde. Im Anschluss erfolgt eine Beurteilung der **Ergebnisse**.

6.1 Idee

Betrachtet man die Vorzüge der oben genannten Konzepte, so liegen diese für die aus Festkörpergelenken bestehende Struktur im monolithischen Aufbau und der präzisen Bedienbarkeit. Ein auf abrollenden Konturen basierender Ansatz weist den Vorteil der Versteifbarkeit auf, während die Helixstruktur durch den robusten und zusätzlich monolithischen Aufbau ihre Vorteile zeigt.

Ein Manipulator, der alle Vorzüge vereint, ergibt sich wie folgt:

- ein **robustes** und **monolithisches** Konzept ergibt sich aus einem Aufbau in Helixform,
- für eine **präzise Ansteuerung** erfolgt die Führung der Bowdenzüge entlang der Struktur,
- ein sowohl **versteifbarer** als auch **präziser** Mechanismus ergibt sich durch das Einbringen von Konturen.

Die Idee lautet somit: es wird eine helixförmige, mit Konturen versehene Struktur realisiert, die mit geführten Bowdenzügen aktuiert wird.

6.2 Konzept

Das Wirkprinzip der Helixstruktur entspricht der in vielen Gebieten der Mechanik eingesetzten Schraubenfeder (Abbildung 6.1a).

Die Funktionsweise dieses Elements kann am Beispiel eines aufgewickelten Torsionsstabes veranschaulicht werden. Verschiebungen entlang der globalen Zylinderachse z bewirken eine Torsion der Helix in w -Richtung. Abbildung 6.2a zeigt, wie dieses Prinzip auch für die Biegebelastung gilt. Große räumliche Verschiebung wird durch geringe lokale Torsion ermöglicht.

Mit Hilfe von Bowdenzügen, die entlang der Struktur geführt werden, kann diese Biegung gezielt kontrolliert werden. Ein Aktuieren sorgt somit für ein Abwinkeln der

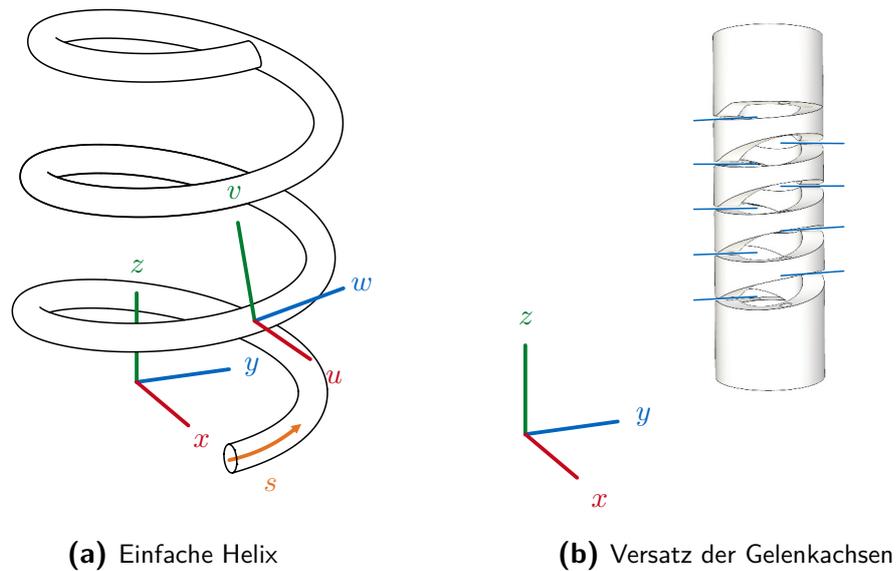


Abbildung 6.1: Aufbau einer Einfachhelix

Helix in die jeweils gewünschte Richtung, eine Überlagerung einzelner Seilverschiebungen führt zu einer räumlichen Bewegung. Dennoch ist dieser Bewegung bedingt durch Reibung und axial wirkender Kräfte eine Stauchung der Helix in Richtung der Zylinderachse überlagert. Ab dem Zeitpunkt des Kontaktes lässt sich durch weitere Verschiebung der Seile zudem keine weitere Biegung erzielen.

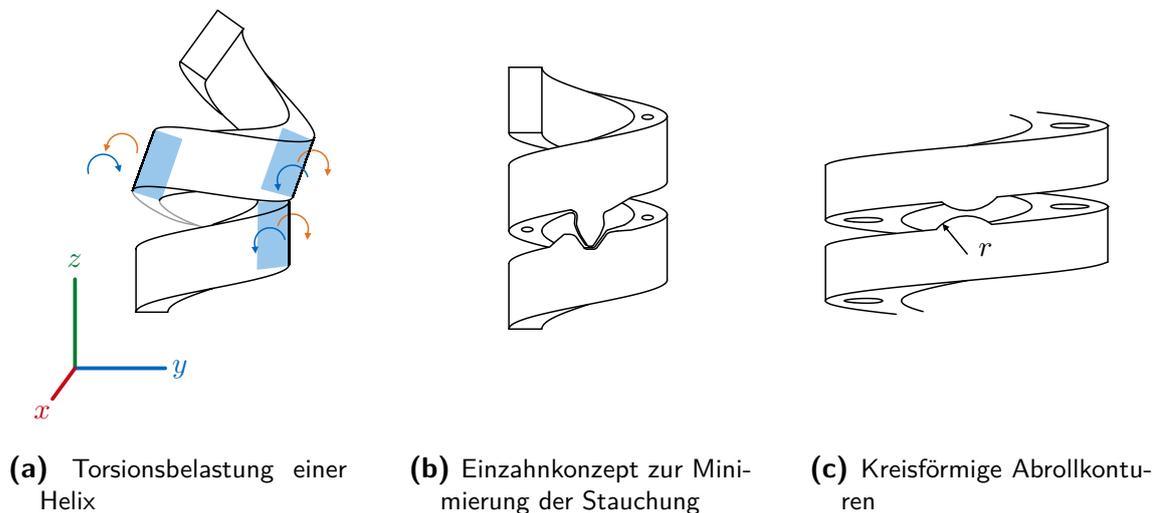


Abbildung 6.2: Helixstruktur mit abrollenden Konturen

Dieser Nachteil lässt sich unterbinden, indem zwischen den einzelnen Windungen der Helix Konturen eingebracht werden, wie in Abbildung 6.2b und 6.2c dargestellt.

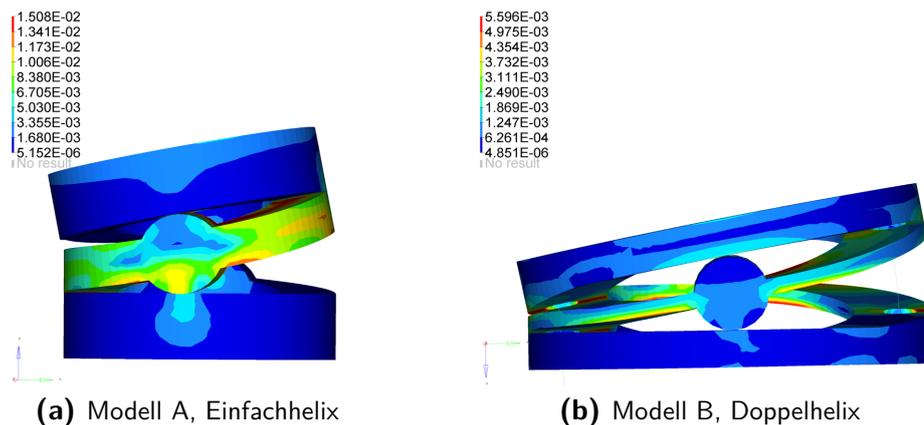
Um ein einfaches Gelenk zu realisieren, müssen die Konturen in eine Helix mit der Krümmung k und der Laufrichtung s in einem Abstand von $d = \pi r \sqrt{1 + k^2}$ entlang

Tabelle 6.1: Dimensionen zweier exemplarisch untersuchter Helixgelenke

	Modell A	Modell B	Einheit
r_a	3.8	3.8	mm
r_i	2.3	2.3	mm
t_{min}	1.2	0.3	mm
ε_{max}	1.5E-2	5.6E-3	-

der Windungen eingebracht werden. Eine genauere Beschreibung der Funktionsweise erfolgt in Kapitel 7.1. Zwar lassen sich auf diese Weise alle Kontaktpunkte in einer Ebene anordnen, jedoch weisen gegenüberliegende Gelenke nicht identische Achsen auf, so dass eine Verdrehung um die Achse z bei der Aktuierung die Folge ist (Abbildung 6.1b).

Dieser Effekt lässt sich durch Verwendung einer Doppelhelix (vgl. Abbildung 7.1a) eliminieren, und es wird dadurch ein nahezu verwindungsfreies Abwinkeln der Struktur möglich. Allerdings ist der genannte Effekt sehr gering, weshalb zunächst zur Analyse des Verhaltens des neuen Gelenktyps eine Einfachhelix verwendet wird.

**Abbildung 6.3:** Finite-Elemente-Berechnung der Dehnungen in einem Helixgelenk

Vergleicht man ein Gelenk mit einem in Kapitel 5.2.3 vorgestellte Festkörpergelenk gleicher maximaler Auslenkung, so kann bei verringerten Dehnungen eine Steigerung der Wandstärke realisiert werden, ohne dabei die Steifigkeit zu erhöhen. Umgekehrt lassen sich Dehnungen und Steifigkeit bei gleicher Wandstärke erheblich reduzieren. Durch das „Aufwickeln“ des Gelenks ergibt sich zudem eine geringere Einbauhöhe. Das Ergebnis der Untersuchung mit Hilfe der Finiten-Elemente-Methode für zwei verschiedene Gelenke ist in Tabelle 6.1 und Abbildung 6.3 dargestellt.

6.3 Machbarkeitsstudie

Wie im vorherigen Abschnitt gezeigt, können durch das vorgestellte Helixgelenk auftretende Dehnungen deutlich reduziert werden. Es bietet sich daher an, einen Manipulator basierend auf diesem Gelenktyp zu realisieren und einem ersten Praxistest zu unterziehen.

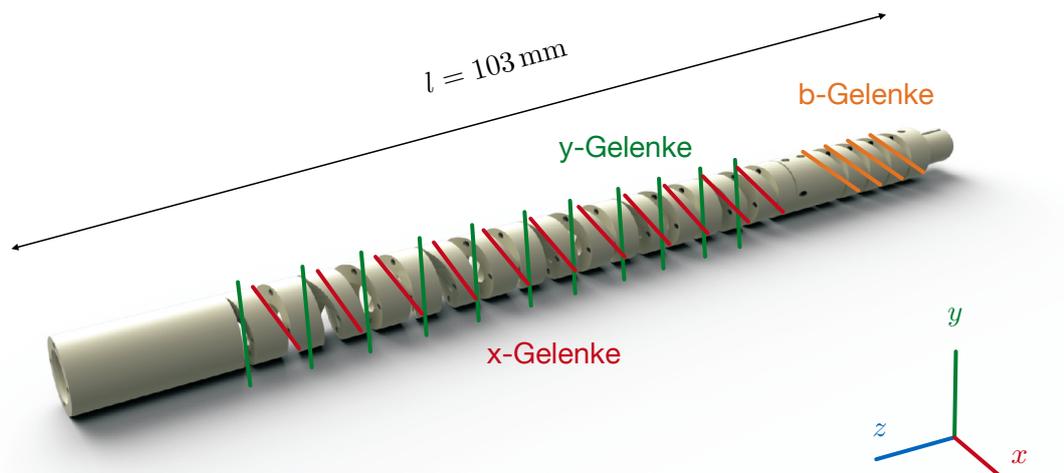


Abbildung 6.4: Ausgangskonfiguration des zu optimierenden Manipulators

6.3.1 Dimensionierung der Kamerabewegungseinheit

Die Praxistauglichkeit der Struktur wurde in einem ersten Prototypen untersucht. Um den Einfluss externer Kräfte auf das Bewegungsverhalten des Manipulators gering zu halten, erfolgte eine Umsetzung in Form einer Kameraorientierungseinheit für das in Kapitel 2.1.3 vorgestellte Single-Port-System HVSPS.

Die Auslegung des Manipulators wird im Folgenden beschrieben.

6.3.2 Anforderungen an den Arbeitsraum

Wie bereits in Kapitel 3.2.2 erwähnt, sind bei einer Dissektion des Sigma in Phase 9 die Aktivität und der Abstand beider Manipulatoren am höchsten. Eine Anpassung der Kinematik an diese Phase erscheint daher sinnvoll. Betrachtet man das Biegeverhalten des Helixgelenks als ideal, so lässt sich die direkte Kinematik eines Manipulators mit den in Kapitel 2.4.1 vorgestellten Parametern beschreiben. Diese Annahme wird in Kapitel 7.6 auf ihre Gültigkeit untersucht.

6.3.3 Umsetzung

Ausgehend von dem in Can (2012) vorgestellten Manipulator zur Kameraführung erfolgte eine Optimierung der Gelenkanordnung. Der erste Entwurf ist in Abbildung 6.4 und Abbildung 6.7a dargestellt.

Der Manipulator verfügt über drei Abschnitte gleichartiger Gelenke und weist eine Gesamtlänge von 103 mm auf. Gleichartig bedeutet in diesem Falle, dass die Gelenkachsen der betroffenen Gelenke im Ausgangszustand parallel zueinander sind. Gleichartige Gelenke werden über ein gemeinsames Bowdenzugpaar angesteuert. Gelenke, die sich am Fuße des Manipulators befinden, werden als b-Gelenke (orange) bezeichnet, Gelenke, die in gestreckter Ausgangslage um die x- oder y-Achse aktuiert

Tabelle 6.2: DH-Parameter des ersten Prototyps

i	α_{i-1}	a_{i-1}	d_i	θ_i
1–3	0	3.3 mm	0 mm	$q_b/4r_t$
4	0	11.1 mm	0 mm	$q_b/4r_t$
5,7, ...,25	$\frac{\pi}{2}$	3.3 mm	0 mm	$q_x/11r_t$
6,8, ...,24	$-\frac{\pi}{2}$	3.3 mm	0 mm	$q_y/11r_t$
26	$-\frac{\pi}{2}$	16.0 mm	0 mm	$q_y/11r_t$

werden können, werden x-Gelenke (rot) oder y-Gelenke (grün) genannt. Die Ausgangskonfiguration besteht demnach aus $n_b = 4$ b-Gelenken zu Beginn, alternierend gefolgt von jeweils $n_x = n_y = 12$ x- und y-Gelenken. Die DH-Parameter nach Craig (1989) sind in Tabelle 6.2 dargestellt.

Zur Berechnung der Gelenkwinkel wird angenommen, dass sich die drei Freiheitsgrade Seilverschiebung $\mathbf{q} = (q_b, q_x, q_y)^T$ gleichmäßig auf die zugehörigen Gelenke verteilen. In Kapitel 8.3.1 wird gezeigt, dass diese Annahme bei Vernachlässigung der Reibung zulässig ist. Zusätzlich wurde die für kleine Winkel gültige Vereinfachung getroffen:

$$\theta_i = \frac{q_i}{r_t n_i} \quad (6.1)$$

mit dem Radius, auf dem sich die Bohrungen für die Seile befinden $r_t = 3.1$ mm. Dabei wird die Tatsache zunächst nicht berücksichtigt, dass auf Grund der Reibung nicht alle zu einem Gelenktyp gehörigen Gelenke die gleiche Auslenkung erfahren.

Somit lauten die Anforderungen an die Optimierung:

Es soll eine Kinematik gefunden werden, die es ermöglicht, die Kamera so zu positionieren, dass zu jedem Zeitpunkt in Phase 9 der Sigmaresektion der Fokuspunkt der Kamera \mathbf{r}_f zwischen den beiden Instrumentenspitzen \mathbf{r}_r und \mathbf{r}_l liegt.

$$\mathbf{r}_{f,d} = 0.5 (\mathbf{r}_r - \mathbf{r}_l) \quad (6.2)$$

Dieser Fokus befindet sich laut dem Datenblatt der Kamera in Blickrichtung in $l_f = 60$ mm Entfernung. Ziel dieser Optimierung ist die Minimierung der Anzahl n_i der Gelenke.

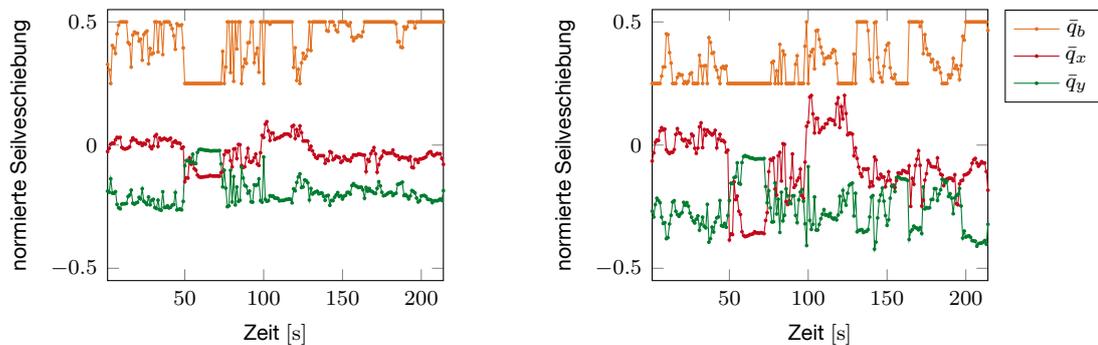
Ausgehend von den mit dem Aurora-System ermittelten Instrumentenbahnen wurde der Fußpunkt des Kameramanipulators einmalig festgelegt. Bezüglich des Koordinatensystems B_m der Messung erfolgte eine translatorische Verschiebung dieses Punktes um ${}^m\mathbf{r}_0 = (160, 100, 200)^T$ mm. Für die Berechnung der inversen Kinematik wurde das Minimierungsproblem $\mathbf{r}_{f,d} - \mathbf{r}_f$ numerisch für jeden Zeitpunkt gelöst. Abbildung 6.5a zeigt die auf die maximale Seilauslenkung normierten Seilverschiebungen \bar{q}_i für die Ausgangskonfiguration.

Weil es aus medizinischer Sicht wünschenswert ist, die im Fuße des Kameramanipulators befindlichen Gelenke so wenig wie möglich zu verwenden, um die Orientierung während der Operation zu erleichtern, wurde diese Randbedingung zusätzlich berücksichtigt. Zu erkennen ist diese Einschränkung in den beiden Darstellungen durch

Tabelle 6.3: DH-Parameter des optimierten Prototyps

i	α_{i-1}	a_{i-1}	d_i	θ_i
1–3	0	3.3 mm	0 mm	$q_b/4r_t$
4	0	32.5 mm	0 mm	$q_b/4r_t$
5	$-\pi$	3.5 mm	0 mm	$q_x/7r_t$
6–11	0	3.5 mm	0 mm	$q_x/7r_t$
12	0	4.0 mm	0 mm	$q_x/7r_t$
13	$-\frac{\pi}{2}$	3.5 mm	0 mm	$q_y/4r_t$
14, 15	0	3.5 mm	0 mm	$q_y/4r_t$
16	0	16.0 mm	0 mm	$q_y/4r_t$

eine Begrenzung der b-Gelenke für den Bereich $0.3 < \bar{q}_b < 0.5$. Die übrigen beiden Freiheitsgrade sind lediglich durch die Summe der maximal möglichen Auslenkwinkel der zugehörigen Gelenke begrenzt.

**(a)** Verlauf der Freiheitsgrade der Ausgangskonfiguration**(b)** Verlauf der Freiheitsgrade des optimierten Manipulators**Abbildung 6.5:** Verlauf der Freiheitsgrade während des Schrittes 9 der Resektion des Sigma

Das Optimierungsergebnis stellt der in Abbildung 6.6 und 6.7b abgebildete Manipulator dar. Die DH-Parameter sind in Tabelle 6.3 dargestellt. Die Anzahl der b-Gelenke blieb unverändert. Die Zahl der x-Gelenke wurde auf $n_x = 7$ reduziert, die der y-Gelenke auf $n_y = 5$. Eine weitere Änderung besteht darin, die Abfolge der x- und y-Gelenke nicht alternierend aufzubauen, sondern in einzelnen Abschnitte gleicher Gelenktypen zu realisieren. Dies bietet zum einen den Vorteil einer höheren Steifigkeit des Manipulators in Längsrichtung, zum anderen ermöglicht es eine Entkopplung der Freiheitsgrade untereinander. Der Verlauf der Seilverschiebungen \bar{q}_i ist in Abbildung 6.5b dargestellt. Zwar lässt sich kein großer Unterschied im Vergleich zum Ausgangsdesign erkennen, jedoch konnte durch die Reduktion der x-Gelenke deren Auslastung gesteigert werden. Während der Optimierung zeigte sich zudem, dass es für die Ausgangskonfiguration erheblich schwieriger war, eine Verschiebung des Fußpunktes zu ermitteln, von der aus der gesamte Arbeitsbereich erreicht werden kann. Der Grund hierfür ist der insgesamt größere Biegeradius bei alternierenden Konfigurationen. Durch die serielle Anordnung der Gelenkarten kann demnach eine Positionierung der Kamera auf kleinerem Raum erfolgen. Für einen Manipulator,

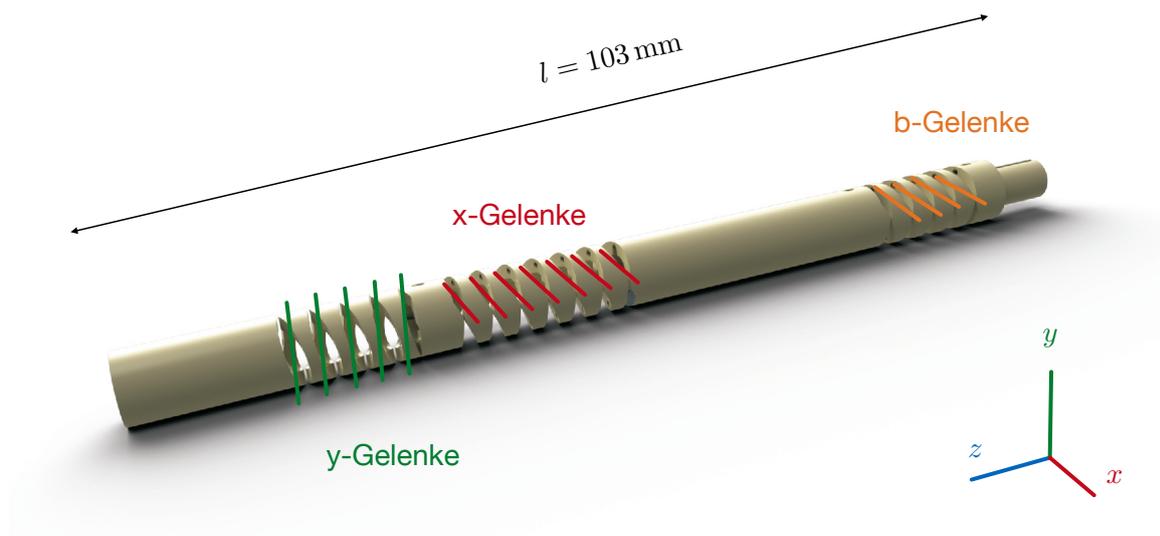


Abbildung 6.6: Gelenkanordnung des optimierten Manipulators

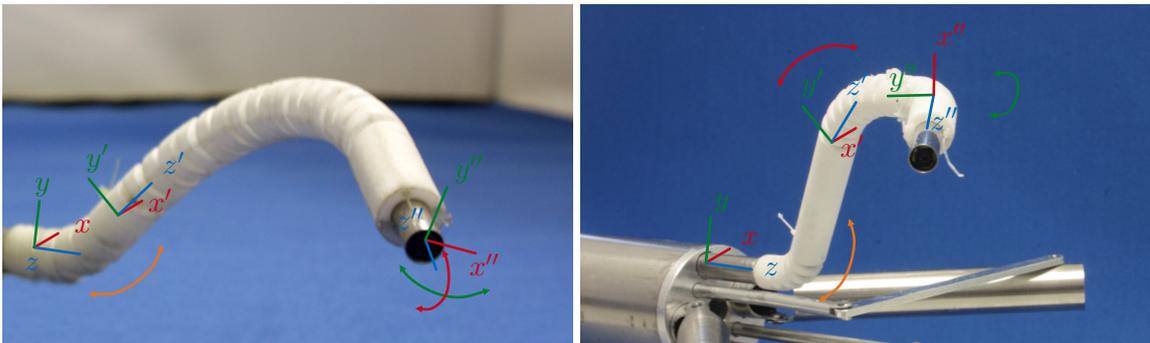
in dessen Inneren flexible Instrumente geführt werden sollen, ist ein vergrößerter Biegeradius jedoch von Vorteil, da eine gleichmäßigere Biegung des Instruments erfolgt.

6.4 Ergebnis

Mit Hilfe des ersten Prototyps konnte die hohe Festigkeit des neuen Gelenktyps bestätigt werden; so war es bislang nicht möglich, den Manipulator durch Überbelastung zu zerstören. Die Inbetriebnahme des Manipulators zur Orientierung des Teleskops gestaltete sich als intuitiv und robust.

Das vorgestellte Helixgelenk bietet demnach die Möglichkeit, trotz der durch das Fertigungsverfahren eingeschränkten hohen Wandstärke ein zugleich festes als auch in seiner Steifigkeit variables Festkörpergelenk zu realisieren. Zusätzlich ist die Fertigung somit auch in Werkstoffen denkbar, deren Einsatz für Festkörpergelenke bisher auf Grund ihrer hohen Steifigkeit eingeschränkt war. Die praktische Umsetzung einer Konstruktion in lasergeschmolzenem Stahl wird in Kapitel 10.3 vorgestellt.

Ein zusätzlicher Vorteil des auf Konturen basierenden Prinzips ist die sich daraus ergebende variable Steifigkeit des Manipulators. Dieses Konzept wird in Kapitel 7.5 näher analysiert. Da durch den neuartigen Gelenktyp auch Krieeffekte reduziert werden können, folgt eine ausführliche Untersuchung.



(a) Ausgangskonfiguration

(b) Optimierter Manipulator

Abbildung 6.7: Gefertigte Strukturen in ursprünglicher und optimierter Form.

7 Kinematische Betrachtung des Helixgelenks

Um das Verhalten der Struktur zu analysieren, wurden Modelle unterschiedlicher Abstraktionstiefe erstellt. Das vorliegende Kapitel beschäftigt sich mit der kinematischen Betrachtung. Die Untersuchung der auftretenden Kräfte wird in Kapitel 8 behandelt. Zu Beginn dieses Kapitels erfolgt eine grundlegende Betrachtung der **Funktionsweise** des Helixgelenks. Anschließend wird ein vollständiges **Finite-Elemente-Modell** vorgestellt, das zur Validierung der folgenden Modelle dient. Die **Gestalt der Konturen** ist für die **Versteifbarkeit** des Systems und zur Beschreibung der direkten Kinematik von großer Bedeutung. Es folgt die Formulierung der **direkten Kinematik** eines allgemeinen Manipulators und darauf basierend die Einführung seiner **inversen Kinematik**.

7.1 Betrachtung der Funktionsweise

Die grundlegende Funktionsweise wird im Folgenden anhand einfacher Modelle beschrieben. Zunächst werden wichtige Parameter zur Beschreibung der Struktur eingeführt und einige Annahmen zur Vereinfachung getroffen. Diese werden anschließend auf ihre Gültigkeit hin überprüft.

7.1.1 Parameter zur Beschreibung der Funktionsweise

Abbildung 7.1a zeigt eine Helixstruktur. In den folgenden Kapiteln werden die dort dargestellten Parameter verwendet. Hochgestellte Indizes beschreiben den Zeitpunkt. Der Index 0 beschreibt dabei den Ausgangszustand, v kennzeichnet den Zeitpunkt, nach dem der Vorspannvorgang abgeschlossen ist, t beschreibt einen beliebigen Zeitpunkt t . Es werden hauptsächlich zwei tiefgestellte Indizes k und i verwendet. Für $k \in \{r; l\}$ bezeichnet dieser die Seite, auf der sich die Größe befindet. Der Index r kennzeichnet die rechte, l die linke Seite.

Für $i \in \mathbb{N}$ kennzeichnet der Index die Nummer des Gelenks, an dem die Größe angegeben ist. Des Weiteren werden die in der Technik üblichen Indizierungen eingesetzt. Die Helix wird durch Außen- und Innenradius r_a und r_i , die Windungsstärke b , sowie die im vorspannkraftfreien Zustand gemessenen Größen Ganghöhe p^0 und Konturöffnung g_c beschrieben. Für den rechten und linken Gelenkspalt g_r und g_l gilt in der Ausgangslage $g_r^0 = g_l^0 = p^0 - b$. Im vorgespannten Zustand gilt $g_c = 0$ und $g_r^v = g_l^v = p^0 - b - g_c$. Der Radius, auf dem die Seilzüge verlaufen, wird mit r_t gekennzeichnet (engl. *tendon*). Die Form der Abrollkonturen wird durch den Radius r_c beschrieben. Der gelb hinterlegte Bereich, bestehend aus zwei Konturpaaren und rechtem und linkem Seilzug wird im Folgenden als *Gelenk* bezeichnet. Gelenke paralleler Gelenkachsen, die über das gleiche Paar Seilzüge aktuiert werden, werden

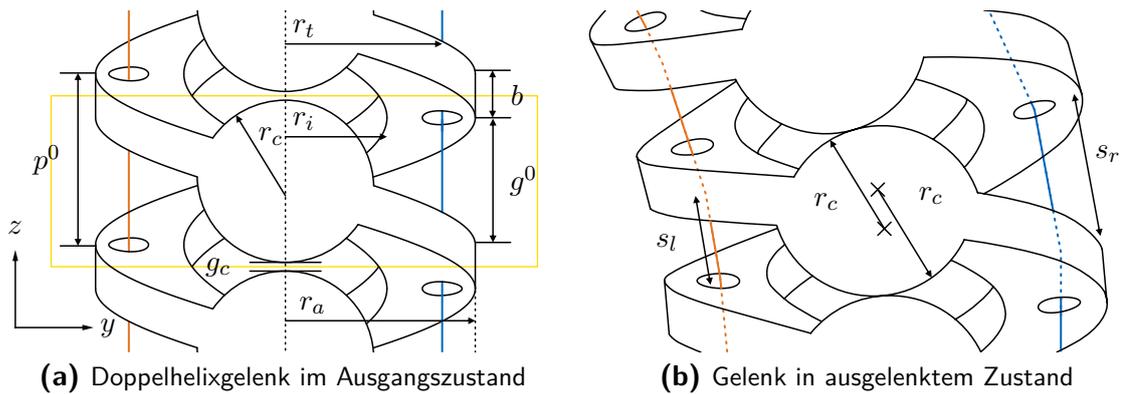


Abbildung 7.1: Schematischer Aufbau eines Gelenks in Form einer Doppelhelix

als *Gelenkgruppe* bezeichnet. Die Nummerierung der n Gelenke erfolgt in positiver z -Richtung. Häufig verwendete Größen sind in Tabelle 7.1 dargestellt.

Tabelle 7.1: Verwendete Abkürzungen

Beschreibung	Abkürzung	Einheit
Nicht im Kontakt befindliche Seillänge im vorgespannten Zustand	$s_{k,i}^v$	mm
Nicht im Kontakt befindliche Seillänge zum aktuellen Zeitpunkt	$s_{k,i}$	mm
Gelenkspalt im vorgespannten Zustand	$g_{k,i}^v$	mm
Gelenkspalt zum aktuellen Zeitpunkt	$g_{k,i}$	mm
Ungedehnte Länge	l_0	mm
Gedehnte Länge	l_1	mm
Längenänderung	Δl	mm
Seilverschiebung pro Gelenk	$\Delta s_{k,i}$	mm
Verschiebung der Seilenden	$x_{k,i}$	mm
Gelenkwinkel	θ_i	rad

7.1.2 Modellannahmen

Für die im Folgenden erläuterten Modelle wurden unterschiedliche Annahmen zur Vereinfachungen getroffen. Bei der direkten Kinematik (7.6) wird davon ausgegangen, dass sich die Struktur in einzelne, ideal aufeinander abrollende Starrkörper unterteilen lässt. Diese Betrachtung ermöglicht anschließend die allgemeine Formulierung der inversen Kinematik (Abschnitt 7.7).

7.2 Vollständiges Finite-Elemente-Modell

Die zum Abgleich der unterschiedlichen Modelle benötigten Finite-Elemente-Modelle wurden alle mit HyperMesh erstellt und in den meisten Fällen mit dem Radioss nonlinear mixed solver gelöst (beide Altair Engineering, Troy, MI 48083, USA). Die Materialkennwerte entstammen der Literatur (EOS GmbH, 2010; Röse et al., 2011) und sind in Tab. 7.2 dargestellt. Die durch den schichtweisen Fertigungsprozess

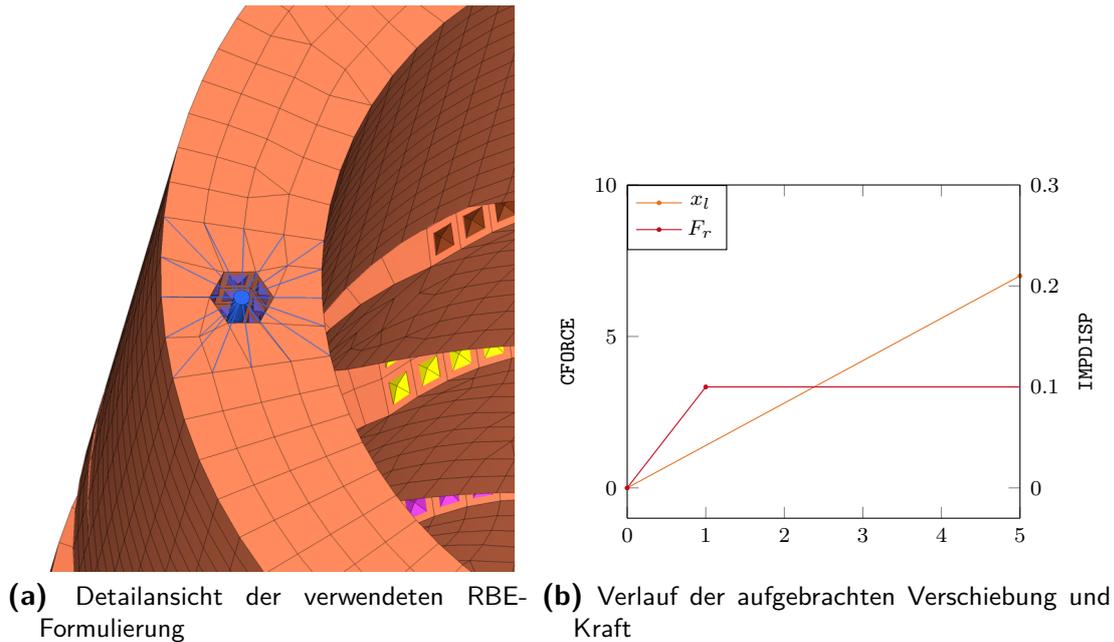


Abbildung 7.2: Finite-Elemente-Modellierung zur Validierung der vereinfachten Modelle.

verursachte Orthotropie des Materials wurde vernachlässigt. Um den Einfluss von Trägheitskräften auszuschließen, erfolgte eine implizite quasistatische Berechnung. Für eine Bewertung des Versagens sollte nach Kunz et al. (2007) die Bruchdehnung zum Vergleich gewählt werden. In allen vorliegenden Modellen wurde diese um eine Größenordnung unterschritten.

Die Struktur wurde mit dreidimensionalen Strukturelementen vom Typ P14_SOLID modelliert. Dabei handelt es sich um eine co-rotierte, lock-freie Formulierung eines 8-Knoten-Elements mit jeweils zwei Integrationspunkten entlang der Kanten.

Das Seil wurde mit Balkenelementen des Typs P3_BEAM realisiert. Der Kontakt zwischen Seilbohrung und Seil besteht in einem Edge-Solid-Kontakt (TYPE7). Der Radius des Seils beträgt $r_T = 0.2$ mm und wurde mit Hilfe einer Gap_{\min} -Funktion in der Kontaktformulierung berücksichtigt. Auch der Kontakt der abrollenden Konturen ist mit einem allgemeinen Kontaktansatz formuliert (TYPE7). Weder in den Seil- noch in den Konturkontaktspalten des Modells herrscht Reibung.

Die Anbindung des Seils an die Struktur ist mit einem Rigid Body (RBODY) realisiert. Dabei erfolgt eine kinematische Kopplung der translatorischen Freiheitsgrade einiger Knoten der Helixstruktur mit dem Endknoten des jeweiligen Seils in diesem Bereich (Abbildung 7.2a). Die Aktuierung erfolgt, indem am linken Seil eine eingeprägte Verschiebung $x_l(t)$ vom Typ IMPDISP aufgebracht wird, die zum Zeitpunkt $t = t^v$ zu einem geschlossenen Konturspalt g_c führt. Zu diesem Zeitpunkt gilt $x(t = t^v) = x^v = g_c$. Am Ende des rechten Seils wird die Kraft F_r vom Typ CLOAD angebracht, die ein senkrechtes Vorspannen des Manipulators gewährleistet. Ab dem Zeitpunkt $t = t^v$ wird diese Kraft konstant gehalten. Die zeitlichen Verläufe sind in Abbildung 7.2b für $g_c = 0.1$ mm und $t^v = 1$ dargestellt. Es sei anzumerken, dass es sich bei der Zeit auf Grund der quasistatischen Berechnung lediglich um eine willkürlich gewählte Größe handelt. Beide Seilenden sind in den globalen Freiheitsgraden 2 und 3 eingeschränkt, um die Konvergenz des Modells zu erleichtern.

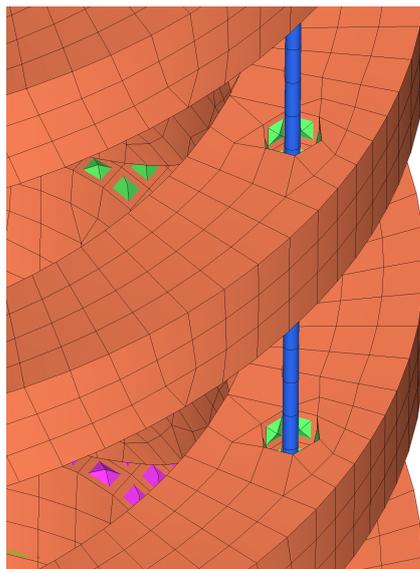
Tabelle 7.2: Materialkennwerte

	Abkürzung	Wert	Einheit
Elastizitätsmodul	E	1700	MPa
Querkontraktion	ν	0.3	–
Zugfestigkeit	σ_B	45	MPa
Bruchdehnung	ε_B	20	%

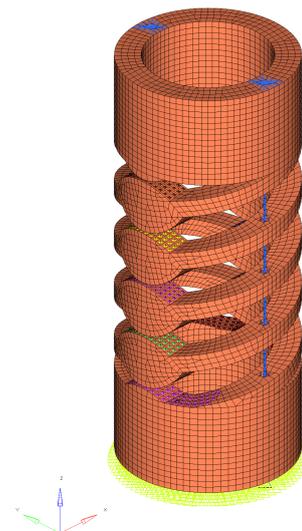
7.3 Realisierung der Anfangs- und End-Gelenke

Es lässt sich für bekannte Seilkräfte und ohne Berücksichtigung der Reibung in Kapitel 8.2 zeigen, dass der sich einstellende Gelenkwinkel θ eine von der Gelenksteifigkeit k abhängige Größe ist. Also ist es sinnvoll, eine für alle Gelenke einer Gruppe identische Steifigkeit zu realisieren, um bei der Aktuierung übereinstimmende Gelenkwinkel $\theta_i = \theta$ zu erhalten. Für eine Helix konstanter Steigung und mit konstantem Querschnitt ist dies für alle bis auf die Anfangs- und Endgelenke sichergestellt. Im Folgenden werden drei mögliche Gestaltungsvarianten dieser Elemente miteinander verglichen.

Die Abbildungen 7.4a, 7.4b und 7.4c zeigen drei Gelenkgruppen bestehend aus jeweils vier Gelenken. Modell A lässt sich dadurch charakterisieren, dass die neutrale Faser der Helix die Bohrung für den Seilzug genau in der Ebene schneidet, in der das erste Gelenk beginnt. Dabei rollen die Konturen des ersten und letzten Gelenks nicht auf einer gleichförmigen Kontur ab. Die Gelenkgruppe in Modell B besteht aus einem halben Gelenk zu Beginn, gefolgt von drei vollen Gelenken und einem halben Gelenk am Ende. Dabei besitzen alle abrollenden Konturen die gleiche Form. Modell C besteht aus vier kompletten Gelenken, wobei das erste und letzte Gelenk im Vergleich zu Modell A jedoch nicht auf einer Ebene abrollen, sondern auf einem Konturstumpf.



(a) Kontakt zwischen Seil und Bohrung



(b) Gesamtes Finite-Elemente-Modell.

Abbildung 7.3: Dreidimensional vernetztes Finite-Elemente-Modell

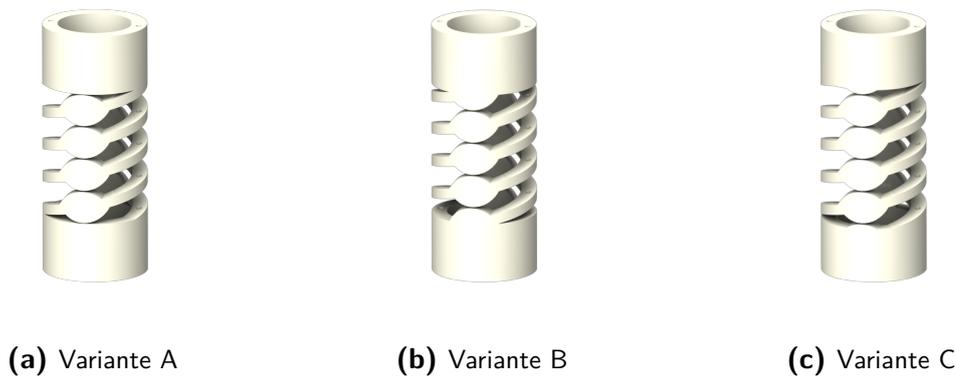


Abbildung 7.4: Verschiedene Varianten der Anfangs- und Endgelenke

Die Steifigkeit dieser Gelenke soll möglichst an die der übrigen angepasst werden, weshalb zusätzlich eine Verschiebung der Anfangs- und Endebene erfolgt. Um die drei Variationen miteinander vergleichen zu können, werden sie einer Finite-Elemente-Analyse (FEA) unterzogen und die Spaltöffnungen $g_{r,i}$ und $g_{l,i}$ der einzelnen Gelenke aufgezeichnet.

Der Verlauf der Spaltöffnung über der Verschiebung des linken Seilzuges ist für das jeweilige Modell in Abbildung 7.5 dargestellt. Für Modell B wurde der Gelenkspalt des ersten und letzten halben Gelenks zu $g_{ae} = g_4 + g_1$ zusammengefasst. Da die Aktuierung durch Zug des linken Seiles erfolgte, befinden die sich öffnenden Gelenkspalte auf der rechten Seite der Struktur, die sich schließenden auf der linken. Am Verlauf der Gelenkspalte zeigt sich, dass mit Ausnahme der Anfangs- und Endgelenke die einzelnen Gelenkwinkel für alle Gelenke einer Gruppe identisch sind. Dies bestätigt die Annahme, dass alle übrigen Gelenke die gleiche Steifigkeit aufweisen. Die Randbedingungen des ersten und letzten Gelenks führen in allen Modellen zu einer Versteifung dieser Gelenke. Das Verhalten der Anfangs- und Endgelenke ist für Modell C dem der übrigen Gelenke am ähnlichsten. Demnach bietet diese Variation die beste Möglichkeit, einheitliche Gelenksteifigkeiten zu realisieren. In Kapitel 7.4 erfolgt eine Betrachtung der Kinematik der gesamten Struktur und eine Untersuchung des Einflusses der Anfangs- und Endgelenke auf diese.

7.4 Gestalt der Konturen

Für die Beschreibung der kinematischen Beziehungen innerhalb der Struktur wird angenommen, die Bewegung des Manipulators lasse sich durch aufeinander abrollende Starrkörper beschreiben. Die Beschaffenheit der Konturen ist dabei von entscheidender Bedeutung.

Im medizinischen Einsatz wird ein flexibles chirurgisches Instrument im Arbeitskanal der Helix geführt, wobei es bei der Aktuierung erwünscht ist, dass die Position der Instrumentenspitze bezüglich des TCPs der Helix konstant bleibt. Die neutrale Faser, in der das Instrument geführt ist, soll demnach ihre Länge beibehalten. Bei

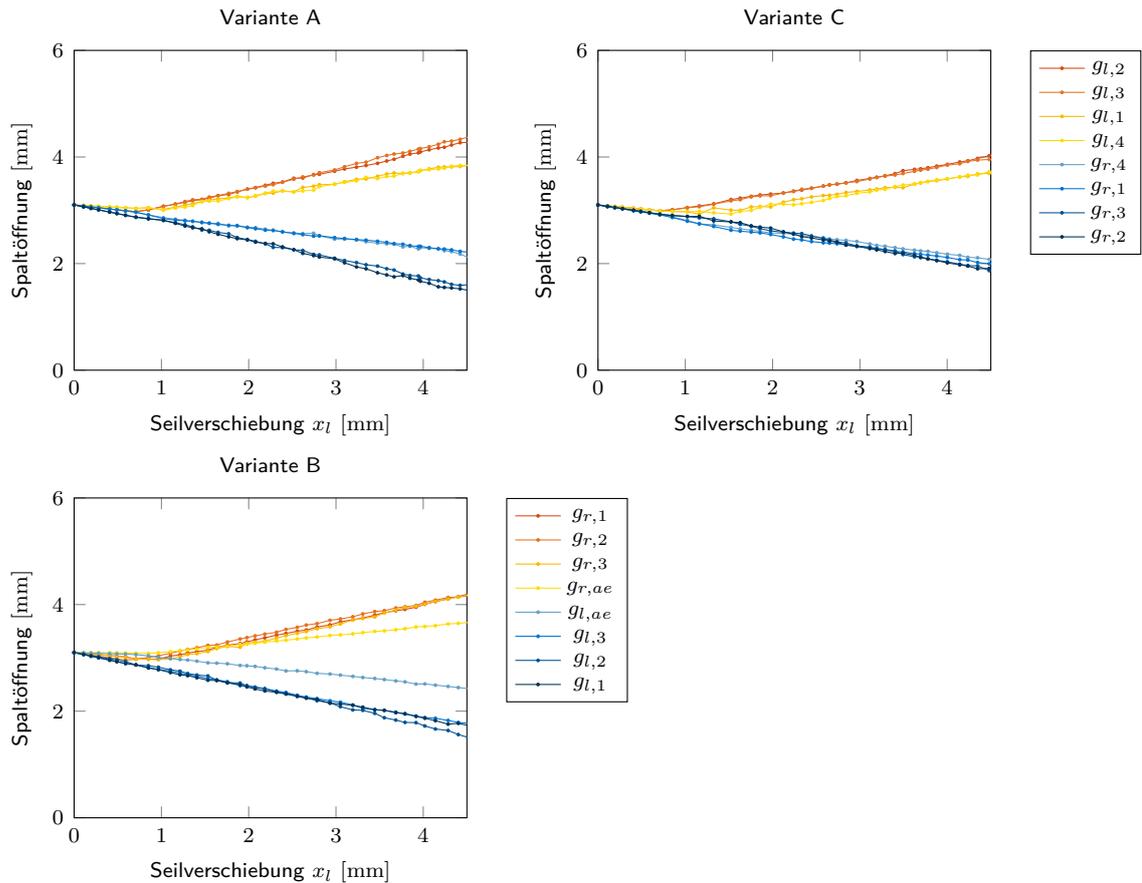


Abbildung 7.5: Verlauf der Gelenkspaltöffnung der einzelnen Varianten. Die von den übrigen Gelenken abweichende Beschaffenheit der ersten und letzten Gelenke sorgt für eine Abweichung des Verlaufs der Gelenkspaltöffnung. Die übrigen Gelenke verhalten sich nahezu identisch. Variante C bietet die beste Möglichkeit, eine übereinstimmende Steifigkeit aller Gelenke zu realisieren.

ideal aufeinander abrollenden Konturen lässt sich dies mit dem Ansatz

$$r_c = \frac{p^v}{2} \quad (7.1)$$

mit der Ganghöhe im vorgespannten Zustand p^v realisieren. Dabei ist anzumerken, dass bei der Anpassung der Abrollkonturen die Präzision des Fertigungsverfahrens berücksichtigt werden muss. Dennoch sollte der Konturradius in der in Gleichung 7.1 angegebenen Größenordnung liegen, um eine Verschiebung der Instrumentenspitze relativ zum TCP der Helix zu minimieren.

Im Folgenden wird unter Annahme von idealem Abrollverhalten und idealer Fertigungsmöglichkeit der Zusammenhang aus Seilverschiebung und Gelenkwinkel beschrieben und mit der Lösung aus einer kompletten Finiten-Elemente-Rechnung verglichen.

Abbildung 7.1b zeigt ein Gelenk im ausgelenkten Zustand. Für jeden Zustand lässt sich in die Berührungspunkte der Konturen eine Ebene legen, auf der der Verbindungsvektor beider Konturmittelpunkte M_C senkrecht steht. Eine weitere Ebene

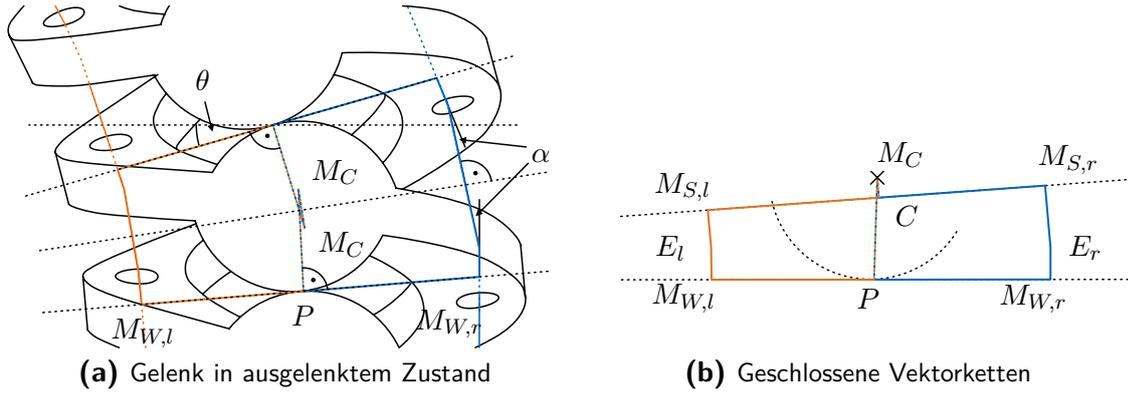


Abbildung 7.6: Darstellung des Zusammenhangs zwischen Biegewinkel und Seilverschiebung bei der Aktuierung des Helixgelenks.

lässt sich durch die Mittelpunkte $M_{S,r}$ und $M_{S,l}$ der außerhalb der Bohrung liegenden Seillängen legen. Die parallel verlaufenden Seile stehen senkrecht auf dieser Ebene C . Aus trigonometrischen Beziehungen ergibt sich für den Winkel $\alpha = \frac{\theta}{2}$.

Für den in Abbildung 7.6b dargestellten Ausschnitt lässt sich folgende geschlossene Vektorkette bilden:

$$\mathbf{0} = \mathbf{r}_{M_{W,l}E_l} + \mathbf{r}_{E_lM_S} + \mathbf{r}_{M_SQ} + \mathbf{r}_{QM_C} + \mathbf{r}_{M_CP} + \mathbf{r}_{PM_{W,l}} \quad (7.2)$$

$$\mathbf{0} = \mathbf{r}_{M_{W,r}E_r} + \mathbf{r}_{E_rM_S} + \mathbf{r}_{M_SQ} + \mathbf{r}_{QM_C} + \mathbf{r}_{M_CP} + \mathbf{r}_{PM_{W,r}} \quad (7.3)$$

Dabei kennzeichnen

- M_W den Punkt, der auf der Außenseite der Helix zwischen Ober- und Unterkante der Windung liegt,
- E den Punkt, an dem das Seil die Bohrung verlässt,
- M_S den Mittelpunkt der offen liegenden Seillänge,
- Q einen Hilfspunkt,
- M_C den Kreismittelpunkt der Kontur und
- P den Abrollpunkt der Kontur.

Für einen positiven Winkel α ergibt sich die Beziehung von Seilverschiebung und Gelenkwinkel nach Gleichung (7.4) für das linke Seil

$$\begin{aligned} 0 &= \frac{b}{2} + \frac{s_l}{2} \cos(\alpha) + c_l \sin(\alpha) + \frac{d}{2} \cos(\alpha) - r_c \\ 0 &= e_l + \frac{d}{2} \sin(\alpha) - c_l \cos(\alpha) + \frac{s_l}{2} \sin(\alpha) \end{aligned} \quad (7.4)$$

und für das rechte Seil nach Gleichung (7.5):

$$0 = \frac{b}{2} + \frac{s_r}{2} \cos(\alpha) + c_r \sin(\alpha) + \frac{d}{2} \cos(\alpha) - r_c$$

$$0 = e_r + \frac{d}{2} \sin(\alpha) - c_r \cos(\alpha) + \frac{s_r}{2} \sin(\alpha) \quad (7.5)$$

mit $d = -(p^v - 2r_c)$ und den vom abgerollten Weg abhängigen Größen

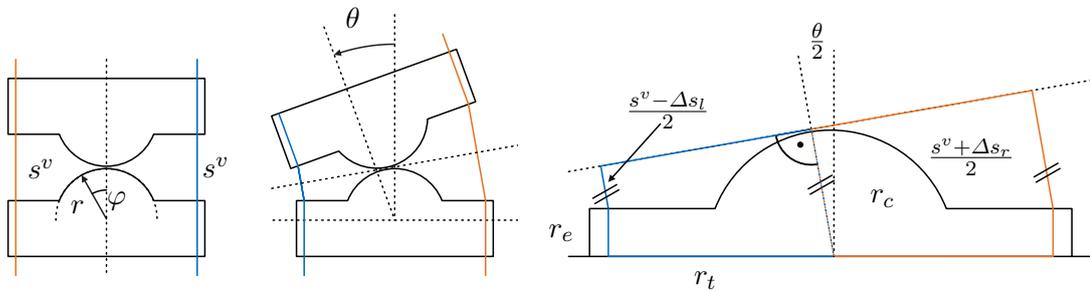
$$\|\mathbf{r}_{M_{W,l}E_l}\| = e_l = r_t - r_c \alpha \quad (7.6)$$

$$\|\mathbf{r}_{M_{W,r}E_r}\| = e_r = r_t + r_c \alpha. \quad (7.7)$$

Nach Elimination von c_r und c_l ergibt sich der Zusammenhang zwischen nicht im Kontakt befindlicher Seillänge und Gelenkwinkel zu

$$s_l = -b \cos(\alpha) + 2r_c \cos(\alpha) - 2(r_t - r_c \alpha \sin(\alpha) + d) \quad (7.8)$$

$$s_r = -b \cos(\alpha) + 2r_c \cos(\alpha) + 2(r_t + r_c \alpha \sin(\alpha) + d). \quad (7.9)$$



(a) Gelenk nach Aufbringung der Vorspannung **(b)** Gelenk in aktuierter Position **(c)** Geometrische Abmessungen zur Beschreibung der Bewegung

Abbildung 7.7: Vereinfachte Darstellung des Abrollvorgangs zur Optimierung der Kontur

Für die Verschiebung des Seils an jedem Gelenk gilt:

$$\Delta s_l = s_l^v - s_l \quad (7.10)$$

$$\Delta s_r = s_r^v - s_r. \quad (7.11)$$

Zur Bestimmung des Gelenkwinkels $\theta = 2\alpha$ aus der Seilverschiebung können die Gleichungen 7.8 und 7.11 entweder linearisiert oder mit Hilfe numerischer Verfahren gelöst werden.

Optimierung der Kontur

Nach Gleichungen 7.10 und 7.11 gilt $\Delta s_l \neq -\Delta s_r$. Mit der Zielsetzung einer gemeinsamen Aktuierung für beide Zugseile könnte demnach die Kontur mit dem Optimalitätskriterium identischer Seilverschiebungen $\Delta s_l \stackrel{!}{=} -\Delta s_r$ optimiert werden. Da eine geschlossene Lösung von Gleichungen 7.8 und 7.9 nach dem Gelenkwinkel θ nicht möglich ist, wird für die Optimierung der Konturen ein vereinfachtes Modell erstellt.

Nach Einführung eines polaren Koordinatensystems nach Abbildung 7.7a ergibt sich mit Hilfe der geschlossenen Vektorkette aus Abbildung 7.7c

$$\Delta s_l = r_c - s_l^v + r_t \sin \alpha - r_e \cos \alpha \quad (7.12)$$

$$\Delta s_r = r_c - s_r^v - r_t \sin \alpha - r_e \cos \alpha. \quad (7.13)$$

Fordert man nun $\Delta s_l \stackrel{!}{=} -\Delta s_r$ führt dies auf

$$2s^v - 2r_c = -2r_e \cos(\alpha) \quad (7.14)$$

und somit auf den winkelabhängigen Radius

$$r_c(\varphi) = g^v + r_e \cos(\varphi). \quad (7.15)$$

Ein Vorteil dieser optimierten Kontur liegt darin, dass die Anzahl der benötigten Antriebe halbiert wird, da eine antagonistische Aktuierung mit nur einem Motor erfolgen kann. An dieser Stelle sei jedoch vermerkt, dass zum einen der Unterschied dieser optimierten Kontur zu einem Kreis mit konstantem Radius im Bereich der Fertigungstoleranzen liegt und zum anderen $\Delta s_{r,i} \approx \Delta s_{l,i}$ für kleine Winkel gilt. Ein Vorteil, der sich aus betraglich nicht übereinstimmenden Seilverschiebungen ergibt, liegt in der daraus resultierenden Versteifbarkeit des Systems. Dieser Umstand wird in Kapitel 7.5 untersucht.

Vergleich mit dem FE-Modell

Der Gesamtbiegewinkel einer Struktur ergibt sich aus der Summe der einzelnen Gelenkwinkel

$$\theta_g = \sum \theta_i. \quad (7.16)$$

Bei Vernachlässigung von Reibung gilt außerdem, dass sich die Verschiebung der Seilenden x_k gleichmäßig auf alle Gelenke aufteilt (Kapitel 8.3.1):

$$\Delta s_i = \frac{x_k}{n}. \quad (7.17)$$

Zur Überprüfung der Gleichungen 7.8 und 7.9 wurde das Verhältnis aus Gesamtbiegewinkel und gesamter Seilverschiebung des linken Seils x_l mit dem vollständigen Finite-Elemente-Modell verglichen. Abbildung 7.8 zeigt die beiden zugehörigen FE-Modelle.

Die Ergebnisse des Vergleichs sind in Abbildung 7.10 dargestellt. Der Biegewinkel θ_{FEM} wurde aus der FE-Analyse gewonnen, der Biegewinkel θ_g wurde nach Gleichung 7.8 und 7.16 berechnet. Die Abmessungen des Manipulators zeigt Tabelle 7.3.

Der Fehler berechnet sich zu:

$$\epsilon = \frac{\theta_g - \theta_{FEM}}{\theta_{FEM}}.$$

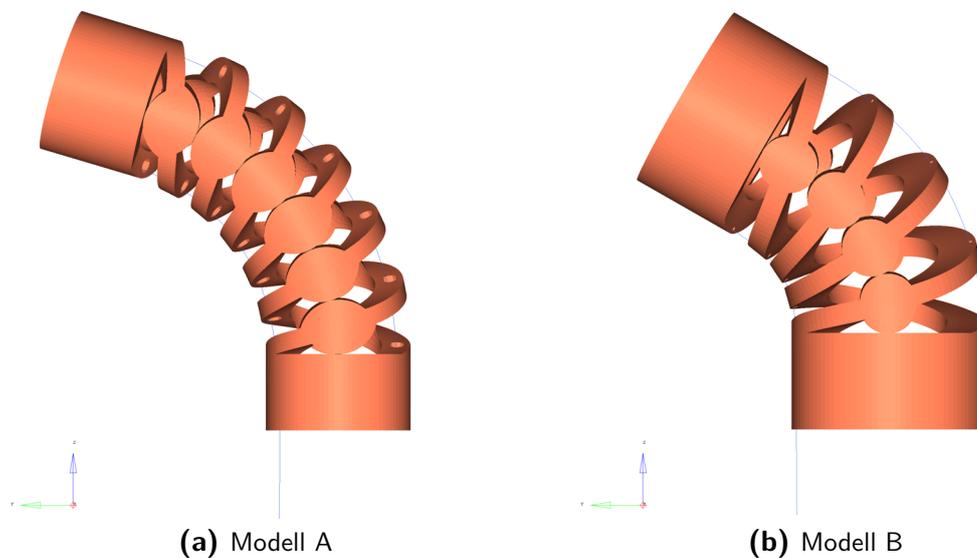


Abbildung 7.8: Die beiden zum Abgleich der direkten Kinematik verwendeten Finite-Elemente-Modelle mit unterschiedlichen geometrischen Eigenschaften und unterschiedlicher Gelenkzahl.

Die Kontakte zwischen den abrollenden Konturen und die zwischen Seil und Bohrung wurden ohne Reibung modelliert. In beiden Fällen wurde das linke Seil mit einer konstanten Verschiebung von 1.8 mm/s bewegt. Bis zum Schließen aller Kontakte in den Abrollkonturen wurde mit einer linear ansteigenden Kraft am rechten Seil gezogen. Von diesem Zeitpunkt an wurde diese Kraft F_r bis zum Ende der Simulation konstant gehalten.

Die mit Hilfe der Gleichung 7.8 gewonnenen Lösungen werden in Abbildung 7.9 für die in Kapitel 7.3 vorgestellten Variationen der Anfangs- und Endgelenke den Lösungen des Finite-Elemente-Modells gegenübergestellt.

Da in Modell C die Steifigkeit aller Gelenke nahezu identisch realisiert werden kann, zeigt sich bei diesem Modell auch die beste Übereinstimmung zwischen vereinfachtem und vollständigem Modell. Durch das nahezu lineare Verhalten von Gelenkwinkel und Seilverschiebung für kleine Winkel lassen sich jedoch auch für die übrigen Variationen der Anfangs- und Endgelenke sehr gute Übereinstimmungen feststellen. Trotz des zunächst komplex anmutenden Aufbaus der Helixstruktur lässt sich die Abrollbewegung mit Hilfe weniger Parameter sehr genau beschreiben.

7.5 Versteifbarkeit des Systems

Für die optimale klinische Anwendung ist es erforderlich, die Steifigkeit des Manipulators steuern zu können. Zum Abstützen von Gewebe oder zum Aufbringen hoher Kräfte ist ein versteifter Manipulator erwünscht, bei Arbeiten an empfindlichem Gewebe ein nachgiebiges System.

Um ein herkömmliches Endoskop in einer Stellung zu versteifen, werden nach heutigem Stand der Technik die Bowdenzüge in ihrer aktuellen Position blockiert. Durch

Tabelle 7.3: Dimensionen der für die FEA verwendeten Modelle

	Modell A	Modell B	Einheit
n	6	4	–
r_t	3.4	9.6	mm
b	1.0	2.2	mm
p^0	3.1	6.2	mm
g_c	0.2	0.2	mm
r_i	2.3	6.0	mm
r_a	3.9	10.0	mm
F_r	–0.5	–1.5	N

die Reibung in den einzelnen Gelenken erfolgt eine Einschränkung der Bewegung des Endoskops. Eine zusätzliche Erhöhung der Vorspannung verstärkt die Normalkraft und somit diesen Effekt. Ein weiterer häufig verfolgter Ansatz ist zudem das „granular jamming“ (bspw. ShapeLock (USGI Medical) oder Jiang et al. (2012)), eine Technik, bei der eine den Manipulator umgebende und mit Granulat gefüllte Hülle, mit einem Vakuum versehen wird. Dabei führt die entstehende Reibung innerhalb des Granulats zu einer Versteifung des Systems.

Ein wichtiger Vorteil eines auf abrollenden Konturen basierenden Systems gegenüber einem herkömmlichen Biegesegment liegt darin, dass durch die Variation der Vorspannung der Seile die Steifigkeit des Manipulators gesteuert werden kann. Der Manipulator lässt sich somit nicht nur versteifen, er lässt sich in seiner Steifigkeit auch beliebig variieren. Dieses Prinzip nach Kim et al. (2014) wird im Folgenden erläutert.

Abbildung 7.11b zeigt das Verhalten eines herkömmlichen Manipulators, der eine neutrale Faser konstanter Länge aufweist, beim Anbringen einer lateral angreifenden externen Kraft. Im unbelasteten Zustand bezeichnen die Größen $g_{l,i}$ und $g_{r,i}$ die Öffnungen der Gelenkspalte. Die Summe der Gelenkspalte wird mit $G_r = \sum_i^n g_{r,i}$ für die rechte und $G_l = \sum_i^n g_{l,i}$ für die linke Seite bezeichnet. Für den unbelasteten Zustand lässt sich die Seillänge der freien Enden x_k aus der Gesamtlänge S_g des Seils wie folgt errechnen:

$$x_r = x_l = S_g - nb - G^0 \quad (7.18)$$

Für den in Abbildung 7.11a dargestellten deformierten Zustand werden Gelenkspalte, die sich bezüglich ihrer Ausgangslage im aktuierten Zustand geschlossen haben, mit einem hochgestellten Minus bezeichnet, Spalte, die sich geöffnet haben, mit einem Plus. Für die Summen gilt $G^- = \sum g^-$ und $G^+ = \sum g^+$.

Aus Gründen der Punktsymmetrie des Manipulators im deformierten Zustand um den Mittelpunkt des mittleren Gelenks gilt

$$x_r^d = x_l^d. \quad (7.19)$$

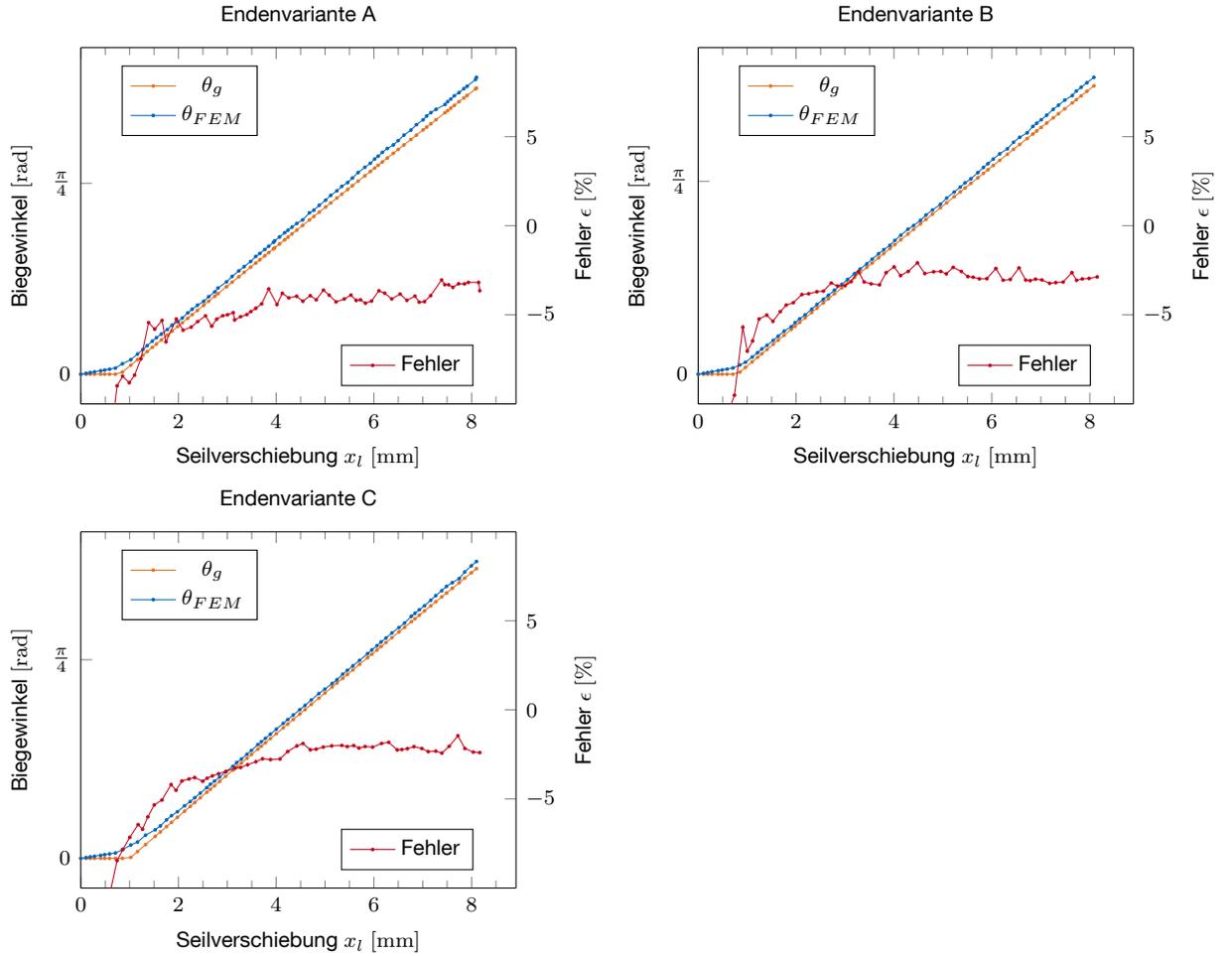


Abbildung 7.9: Zusammenhang zwischen Seilverschiebung und absolutem Biegewinkel aus der FEA (blau) und mit dem analytischen Ansatz gewonnen (orange) für drei Modelle mit unterschiedlicher Variante der Anfangs- und Endgelenke. Fehler in Rot.

Die Seillänge der freien Enden x^d im deformierten Zustand lässt sich aus

$$x^d = S_g - nb - G^- - G^+ \quad (7.20)$$

errechnen.

Wie in Abbildung 7.11c dargestellt, ergibt sich für $\Delta s_l = -\Delta s_r$

$$g_r^- = g_r^0 - \Delta s_r \quad (7.21)$$

$$g_r^+ = g_r^0 + \Delta s_r \quad (7.22)$$

$$g_l^- = g_l^0 - \Delta s_l \quad (7.23)$$

$$g_l^+ = g_l^0 + \Delta s_l \quad (7.24)$$

und somit für die Summe aller Gelenkspalte

$$G_r = G_r^+ + G_r^- = G_r^0 \quad (7.25)$$

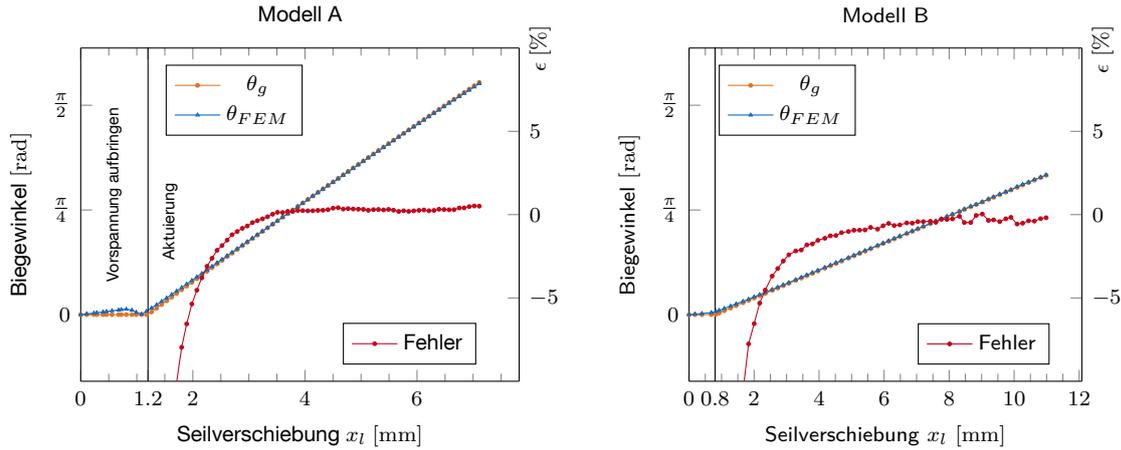


Abbildung 7.10: Zusammenhang zwischen Seilverschiebung und absolutem Biegewinkel aus der FEA (blau) und mit dem analytischen Ansatz gewonnen (orange) für die beiden Modelle. Fehler in Rot.

$$G_l = G_l^+ + G_l^- = G_l^0. \quad (7.26)$$

Somit folgt für die Länge der freien Enden im deformierten Zustand aus Gl. 7.18 bis 7.20

$$x^d = x^0. \quad (7.27)$$

Eine Deformation des Manipulators durch eine lateral angreifenden externen Kraft lässt sich somit auch bei blockierter Position der Seilenden durchführen.

Betrachtet man einen in Abbildung 7.12 dargestellten Manipulator, für den $\Delta s_l \neq \Delta s_r$, so gilt nach Gl. 7.21 bis 7.24

$$G_l^+ + G_l^- = G_r^+ + G_r^- \neq G^0 \quad (7.28)$$

und für die Seillänge der freien Enden im deformierten Zustand

$$x^d = S_g - nb - G^- - G^+ \neq x^0. \quad (7.29)$$

Eine Verformung des Manipulators ist somit nur bei Änderung der Position der Seilenden möglich. Durch das Blockieren der Seilenden kann demnach einer Deformation entgegnet werden.

Eine Optimierung der Kontur mit dem Ziel betraglich identischer Seilverschiebungen auf beiden Seiten hat zwar den Vorteil, nur die Hälfte der Aktoren zur Steuerung des Manipulators zu benötigen. Tatsächlich jedoch ist für diesen Fall keine Beeinflussung der Steifigkeit des Manipulators durch die Änderung der Vorspannung möglich. Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass die bewusste Gestaltung der Konturen mit dem Ziel eines Systems variabler Steifigkeit eine relative Verschiebung der Instrumentenspitze zur Manipulatorspitze bei der Aktuierung bewirkt. Der Grund hierfür liegt darin, dass die Länge l der neutralen Faser, in den Abbildungen 7.11 und 7.12 rot gekennzeichnet, nicht konstant ist.

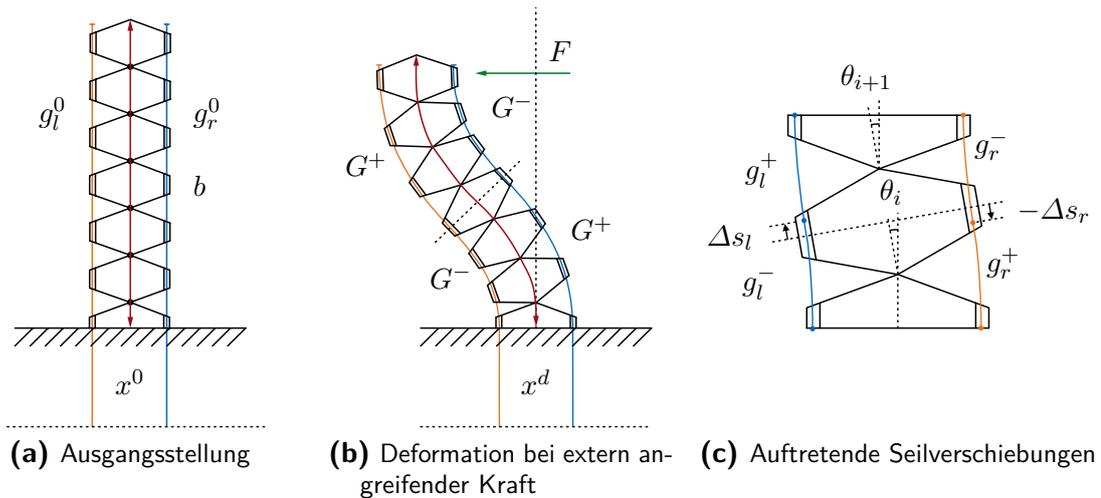


Abbildung 7.11: Nachgiebigkeit eines herkömmlichen Manipulators bei Belastung durch eine externe Kraft.

Von Kim et al. (2014) konnte ein Konzept abrollender Konturen im „Stiffness-Adjustable Hyperredundant Manipulator“ umgesetzt werden, bei dem mit Hilfe eines Mechanismus die Vorspannung mit Hilfe eines einzigen Aktors variiert werden kann.

7.6 Direkte Kinematik

Zur Berechnung der direkten Kinematik der Manipulatorspitze wird die beim Abrollen auftretende translatorische Verschiebung vernachlässigt und die Drehbewegung der einzelnen Gelenke durch ein ideales, im Scheitelpunkt der Abrollkonturen befindliches Gelenk angenähert.

Es existieren verschiedene Ansätze, um die Kinematik schlangenähnlicher Ma-

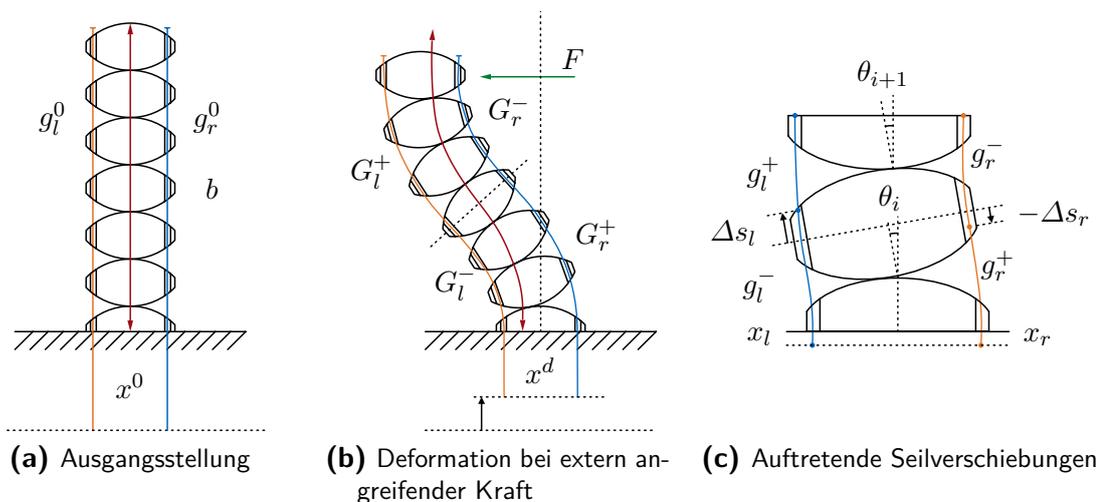


Abbildung 7.12: Nachgiebigkeit eines steifigkeitsvariablen Manipulators bei Belastung durch eine externe Kraft.

nipulatoren zu beschreiben. Einen kontinuierlichen Ansatz liefert Camarillo et al. (2008). Bei der Annahme eines Kontaktes entlang einer Linie in jedem Gelenk und damit einer exakt definierten Drehachse, scheint eine diskrete Beschreibung für unsere Zwecke passend. Für den vorliegenden Manipulator kommt dabei die Notation nach Denavit Hartenberg zum Einsatz. Details zu dieser Methode, mit der serielle Kinematiken mit vier Parametern pro Gelenk beschrieben werden können, sind in Siciliano et al. (2009) zu finden.

Um zu unterscheiden, ob ein Gelenk im Ausgangszustand des Manipulators um die globale x - oder y -Achse rotiert, wird der Parameter $T \in \{x, y\}$ eingeführt. Abhängig vom Vorgängergelenk beschreibt der DH-Parameter a_i den Abstand zum Vorgängergelenk nach:

$$a_i = \begin{cases} p^0 - g_c & \forall T_i = T_{i-1} \\ \frac{3p^0}{2} - g_c & \forall T_i \neq T_{i-1}. \end{cases} \quad (7.30)$$

Bei Annahme eines konstanten Abrollradius r_c , wird auch a_i während der gesamten Bewegung als unveränderlich angenommen. Da die Drehachse jedes Gelenks durch die Achse der Helix verläuft, gilt zudem

$$d_i = 0 \quad (7.31)$$

für alle Gelenke.

Mit dem Parameter α_i wird die Rotation eines Gelenks bezüglich der z -Achse seines Vorgängergelenkes beschrieben:

$$\alpha_i = \begin{cases} \frac{\pi}{2} & \forall T_i \neq T_{i-1} \cup T_i = x \\ -\frac{\pi}{2} & \forall T_i \neq T_{i-1} \cup T_i = y \\ 0 & \text{sonst.} \end{cases} \quad (7.32)$$

Unter Vernachlässigung der Reibung lässt sich die gesamte Seilverschiebung x_k gleichmäßig auf die n_T zugehörigen Gelenke verteilen. Mit der Näherung

$$\theta_i = \frac{\Delta s_{l,i}}{r_t} \quad (7.33)$$

ergibt sich:

$$\theta_i = \begin{cases} \frac{x_l - (n+1)g_c}{nr_i} & \forall x_k > (n+1)g_c \\ 0 & \text{sonst.} \end{cases} \quad (7.34)$$

Vergleich mit dem FE-Modell

Für eine ebene Bewegung wurde die Position des Tool Center Points mit Hilfe der in Tabelle 7.4 dargestellten Parameter für die in Abbildung 7.8 gezeigten Modelle

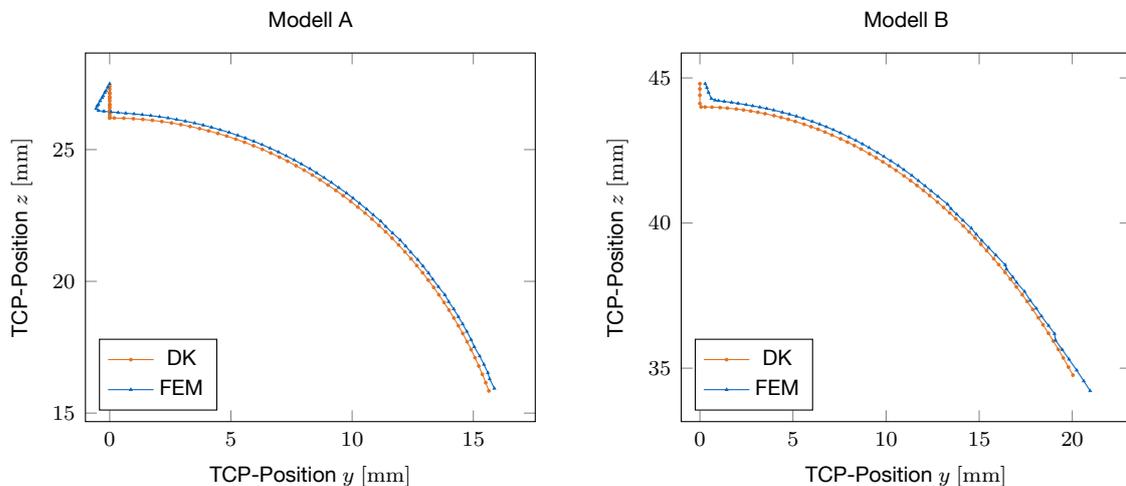
Tabelle 7.4: DH-Parameter beider Modelle für den vorgespannten Zustand

	Modell A	Modell B	Einheit
a_0	5.25	13.0	mm
$a_1 - a_{n-1}$	2.9	6.0	mm
a_n	6.45	13.0	mm
d_i	0	0	mm
α_i	0	0	rad

berechnet und mit derjenigen aus der Finiten-Elemente-Analyse verglichen. Da $T = x$ für alle Gelenke gilt, lässt sich für $a_i = a_i(x_l)$ die Vorspannung berücksichtigen und Gleichung (7.30) lautet:

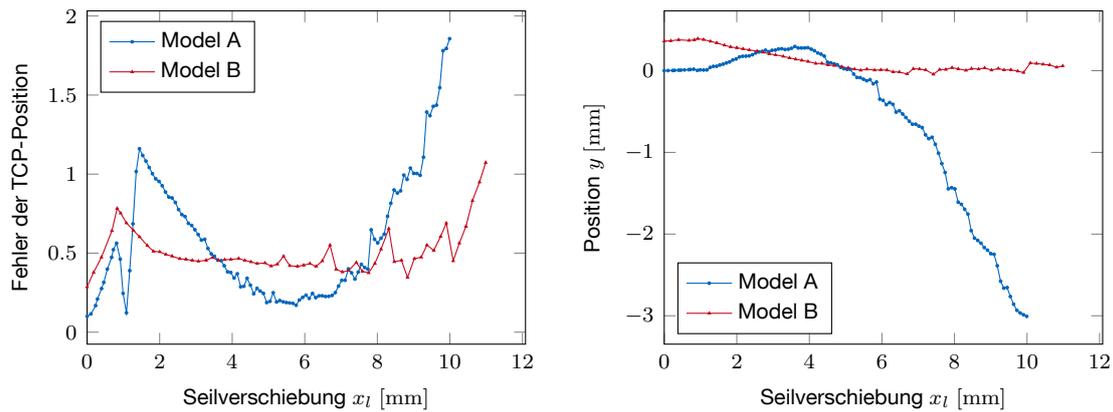
$$a_i = \begin{cases} p^0 - \frac{x_l}{n+1} & \forall x_l < (n+1)g_c \\ p^0 - g_c & \forall x_l \geq (n+1)g_c. \end{cases} \quad (7.35)$$

Für die beiden Modelle zeigt Abbildung 7.13 den Verlauf des TCPs. Die Abweichung des analytischen Modells von der mit Hilfe der FEA gewonnenen Position ist in Abbildung 7.14a dargestellt. Die räumliche Komponente y , die für den analytischen Ansatz null ergibt, für den FE-Ansatz jedoch ungleich null ist zeigt Abbildung 7.14b.

**Abbildung 7.13:** Position des TCP aus FEA (blau) und direkter Kinematik (orange) für beide Modelle.

7.7 Inverse Kinematik

Wie bereits in Kapitel 2.4.2 erwähnt, kommt zum Lösen der inversen Kinematik das Verfahren der transponierten Jacobi-Matrix zum Einsatz. Für Manipulatoren mit den 3 Arbeitsraumkoordinaten x, y und z , deren n Gelenke passiv über m Seile



(a) Abweichung der errechneten Positionen des TCP. (b) Position des TCP in y -Richtung aus der FEA. Aus dem analytischen Ansatz ergibt sich eine ebene Bewegung. Deshalb gilt $y_{DH} = 0$.

Abbildung 7.14: Fehler der direkten Kinematik verglichen zur aus der FE-Analyse ermittelten Position des Tool Center Points.

aktuiert werden, muss dieses Verfahren nach folgendem Vorgehen erweitert werden. Für alle Gelenkwinkel $\varphi \in \mathbb{R}^n$ lässt sich die Jacobi-Matrix

$$\mathbf{J}_\varphi = \frac{\partial \mathbf{w}}{\partial \varphi} \in \mathbb{R}^{3 \times n} \quad (7.36)$$

anhand der DH-Parameter nach dem im Anhang A.2 vorgestellten Schema auf analytische Weise bilden. Es gilt ferner folgender Zusammenhang:

$$\mathbf{J}_w = \frac{\partial \mathbf{w}}{\partial \mathbf{q}} = \frac{\partial \mathbf{w}}{\partial \varphi} \frac{\partial \varphi}{\partial \mathbf{q}} \quad (7.37)$$

Die Freiheitsgrade des Systems, im vorliegenden Fall die Seilverschiebungen, werden in $\mathbf{q} \in \mathbb{R}^m$ dargestellt. Es erfolgt demnach zunächst eine Berechnung der Jacobi-Matrizen im Gelenkraum und anschließend eine Multiplikation mit den Jacobi-Matrizen der Gelenke bezüglich der Freiheitsgrade. Die Implementierung dieses Verfahrens erfolgte in der Entwicklungsumgebung, die in Kapitel 4 vorgestellt wird und bei der Inbetriebnahme eines Manipulators für das HVSPS (Kapitel 10.2).

7.8 Diskussion

Verglichen mit einem vollständigen Finite-Elemente-Modell unter quasi-statischer Belastung kann die komplexe Funktionsweise des vorgeschlagenen Konzepts gut mit Hilfe vereinfachter Modelle ergründet werden.

Durch gezieltes Anpassen der Anfangs- und Endgelenke wird eine gleichmäßige Verteilung der Gelenksteifigkeiten gewährleistet.

Zusätzlich kann gezeigt werden, dass durch die Verwendung abrollender Konturen im Gegensatz zum traditionellen Ansatz mit diskreten Gelenkpunkten eine Manipulator entwickelt werden kann, der eine variable Steifigkeit besitzt. Für klinische

Anwendungen ist dies ein wichtiger Aspekt.

Mit Hilfe der kinematischen Betrachtungen ist es möglich, auf Grund weniger geometrischer Parameter die Pose des Manipulators in guter Übereinstimmung mit dem Finite-Elemente-Modell zu berechnen. Die genaue Kenntnis der direkten Kinematik ist Grundvoraussetzung für die Bestimmung der inversen Kinematik. Hierfür bietet die Methode der transponierten Jacobi-Matrix dem Ingenieur und Chirurgen ein geeignetes Verfahren, das die stabile Kontrolle des Manipulators gewährleistet.

8 Betrachtung der auftretenden Kräfte

Neben der Kinematik ist die Untersuchung der auftretenden Kräfte ein weiterer zu berücksichtigender Punkt bei der Auslegung des Manipulators. Um eine möglichst gute Auslegung der Aktorik, angepasst an das Aufgabenfeld des Manipulators zu gewährleisten und für eine spätere Regelung des Systems ein möglichst exaktes Modell zur Verfügung zu haben, folgt die Betrachtung des Manipulators auf Kräftebene.

Zunächst wird ein allgemeines Modell zur Simulation der Seilreibung an einem einfachen Versuch vorgestellt. Zur Übertragung auf den Manipulator wird ein vereinfachtes Finite-Elemente-Modell einer Schraubenfeder hergeleitet. Die dort ermittelten Größen dienen als Grundlage für ein vollständiges Modell des Manipulators, das zusätzlich Effekte wie Seilreibung und viskoses Gelenkverhalten abbildet.

8.1 Modellannahmen

Basierend auf den im vorherigen Kapitel auf ihre Gültigkeit hin untersuchten Annahmen werden im **Modell zur Simulation der Seilreibung** zusätzlich Steifigkeiten in die Gelenke eingebracht, die abhängig von der Auslenkung ein rückstellendes Moment erzeugen. Die Seile werden als dehnbar in Längsrichtung und ideal weich in Biegerichtung modelliert.

Zum Ermitteln der Gelenksteifigkeiten wird ein **Vereinfachtes Finite-Elemente-Modell** ausgehend von den beschreibenden Differentialgleichungen einer Helixstruktur für den statischen Fall gelöst. Die Annahmen für dieses Modell basieren auf der Balkenformulierung nach Timoshenko (Bathe und Zimmermann, 2002).

Da ein Abgleich des Seilreibungsmodells mit dem vollständigen Finite-Elemente-Modell nur für den Fall verschwindender Reibung und nur bezüglich der auftretenden Deformationen möglich ist, wird dieses Modell mit Hilfe eines Prüfstandes (Kapitel 9.1) abgeglichen.

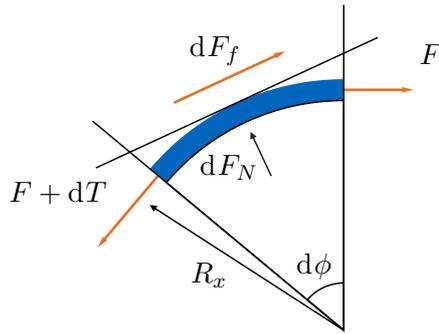
8.2 Simulation der Seilreibung

Da der Manipulator über Bowdenzüge aktuiert wird, und für deren sicheren Betrieb der Einfluss von Reibung nicht vernachlässigt werden kann, folgt eine Untersuchung der Seilreibung.

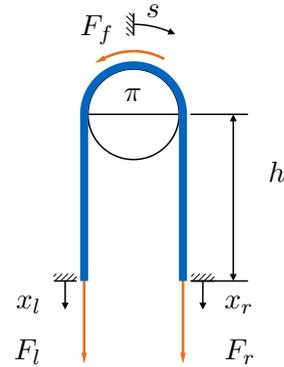
8.2.1 Stand der Forschung

Über Reibgesetze sagte Christoph Glocker in seiner Vorlesung an der Eidgenössischen Technischen Hochschule Zürich (Glocker, 2001):

With this friction law, one has chosen one of the most complicated force laws that occur in application problems. It seems so easy and so clear at



(a) Differentielle Betrachtung der Auftretenden Kräfte



(b) Versuch zur Untersuchung der Seilreibung

first view, however, when trying to apply it, or even just trying to write it down as a mathematical expression, one immediately encounters a lot of serious and not expected problems of different nature.

Bereits 1991 wurde von Kaneko et al. (1991) das Modell für einen Bowdenzug vorgestellt, das sowohl die Reibung als auch die durch die Seilspannung hervorgerufene Dehnung berücksichtigt. Die Herleitung erfolgt analog zur bekannten Euler-Eytelweinschen Formel und ist im Detail in Kaneko et al. (1991) wiedergegeben. Aus der differentiellen Betrachtung der am Seil auftretenden Kräfte (Abbildung 8.1a) ergeben sich unter Vernachlässigung von Größen zweiter Ordnung folgende Zusammenhänge:

$$dF_N = 2F \sin\left(\frac{d\phi}{2}\right) = F d\phi = F \frac{dx}{R} \quad (8.1)$$

und

$$dF = dF_f = \mu_0 dF_N = \mu_0 F \frac{dx}{R}. \quad (8.2)$$

Unter Berücksichtigung der Bewegungsrichtung \dot{s} des Seils ergibt sich nach Trennung der Veränderlichen:

$$\frac{dF}{F} = -\frac{\mu_0}{R} \operatorname{sgn}(\dot{s}) dx. \quad (8.3)$$

Für die Dehnung des Seils gilt nach dem Hookeschen Gesetz:

$$\varepsilon = \frac{d\delta}{dx} = \frac{(F - F_0)}{EA}. \quad (8.4)$$

Die Lösungen der Gleichungen 8.3 und 8.4 lauten:

$$F(x) = \begin{cases} F_{in} \exp\left(-\frac{\mu_0}{R} x \operatorname{sgn} \dot{s}\right) & \forall x < L_1 \\ F_0 & \forall x \geq L_1 \end{cases} \quad (8.5)$$

und

$$\delta(x) = \begin{cases} \left(H(x) - F_0 x + \frac{R}{\mu_0} F_{in} \operatorname{sgn} \dot{s} \right) \frac{1}{EA} & \forall x < L_1 \\ \left(H(L_1) - F_0 L_1 + \frac{R}{\mu_0} F_{in} \operatorname{sgn} \dot{s} \right) \frac{1}{EA} & \forall x \geq L_1 \end{cases} \quad (8.6)$$

mit

$$H(x) = k - \frac{R}{\mu_0} F_{in} \operatorname{sgn} \dot{s} \exp\left(-\frac{\mu_0}{R} x \operatorname{sgn} \dot{s}\right) \quad (8.7)$$

und

$$L_1 = \min(x \in F(x) = F_0). \quad (8.8)$$

Dabei ist L_1 diejenige Seillänge, bei der eine angelegte Seilspannung F_{in} sofort bis zum Ende des Seils übertragen wird. Eine Variation der angelegten Spannung von F_0 nach F_{in} bewirkt demnach nur für den Bereich $0 < x < L_1$ eine Änderung.

Die Erweiterung dieses Ansatzes um das in 2.5.3 vorgestellte Dahl-Reibungsmodell fand 2006 von Palli und Melchiorri (2006) statt. Es folgte 2009 die Umsetzung des LuGre-Modells (2.5.4) für langsame Seilgeschwindigkeiten von Lin et al. (2009) und 2012 von Palli et al. (2012).

8.2.2 Voruntersuchungen zur Simulation von Seilreibung

Im Folgenden wird an einem einfachen System die Umsetzung verschiedener Modellierungsansätze veranschaulicht. Zunächst erfolgt die Herleitung aller relevanten Größen, anschließend die Berechnung mit Hilfe eines einfachen Coulomb-Modelles und zweier LuGre-Ansätze. Diese umfassen den modifizierten Ansatz für einen variablen Umschlingungswinkels nach Palli et al. (2012) und einen eigenen Ansatz, der das LuGre-Modell in Form eines variablen Reibkoeffizienten beinhaltet. Es folgt ein Abgleich mit aus dem Versuch gewonnenen Größen und eine Bewertung der Ergebnisse.

Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 8.1b dargestellt. Ein dehnbares Seil ist um einen kreisförmigen Querschnitt geschlungen. Beide Seilenden sind parallel, so dass sich ein Umschlingungswinkel $\alpha = \pi$ ergibt. An beiden Seilenden können mit Hilfe zweier Motoren die Verschiebungen x_l und x_r aufgebracht werden. Diese werden in Zugrichtung positiv gemessen. Abhängig von der Bewegungsrichtung und -geschwindigkeit ergeben sich in den beiden Seilenden die Kräfte F_l und F_r . Diese werden mit Hilfe von Fadenspannungsaufnehmern (Kapitel 9.1.1) gemessen. Ziel des Versuchs ist die Ermittlung der Seilkräfte in Abhängigkeit der Systemfreiheitsgrade x_l und x_r .

Für die Ermittlung von Modellparametern wie beispielsweise der Seilsteifigkeit oder zur Bestimmung von Reibkennwerten würde sich aus Gründen der Eindeutigkeit ein Versuchsaufbau eignen, bei dem an einem Seilende eine konstante und am anderen eine variable Kraft aufgebracht werden. Im späteren Anwendungsfall wird jedoch zur Verschiebung der Seilenden ein Spindelantrieb eingesetzt. Durch die dort wirkende

Selbsthemmung ist eine kraft- bzw. momentengeregelte Aktuierung der Zugseile nicht möglich. Deshalb ist der Versuchsaufbau dieser positionsregulierten Aktuierung nachempfunden.

Modellbildung

Da der größte Teil der Seile nicht im Reibkontakt mit der Umgebung steht, wird im Folgenden angenommen, dass die Dehnung des Seils ausschließlich in diesen Bereichen auftritt. Für einen auf Zug belasteten Seilquerschnitt gilt nach dem Hookeschen Gesetz für rein elastische Dehnung

$$\sigma = \frac{F}{A} = \varepsilon E \quad (8.9)$$

mit der Spannung σ , der im Seil wirkenden Kraft F , dem Seilquerschnitt A , der Dehnung ε und dem Elastizitätsmodul E . Für die Dehnung ε gilt:

$$\varepsilon = \frac{l_1 - l_0}{l_0} \quad (8.10)$$

mit der ungedehnten Länge l_0 und der gedehnten Länge l_1 . Um auch viskoses Materialverhalten des Seils abbilden zu können, kann eine Erweiterung des Hookeschen Gesetzes erfolgen. Dies führt auf

$$\sigma = \varepsilon E + \dot{\varepsilon} \eta \quad (8.11)$$

mit der dynamischen Viskosität η ¹.

Unter der Annahme, dass die Dehnung des Seils nur in den Bereichen auftritt, in denen kein Kontakt herrscht, ist die Größe l_1 bekannt und mit der in Abbildung 8.1b dargestellten Größe h identisch.

Die in diesen Bereichen auftretende absolute Dehnung des Seils kann für die linke und rechte Seite wie folgt angegeben werden:

$$\Delta l_l = x_l + s + x_0 \quad (8.12)$$

$$\Delta l_r = x_r - s + x_0 \quad (8.13)$$

mit den Verschiebungen an den Enden x_l und x_r und der Vorspannungsverschiebung x_0 . Diese über die gesamte Zeitdauer konstante Verschiebung wird den beiden Verschiebungen der Seilenden überlagert, um eine im Ausgangszustand definierte Normalkraft zu realisieren.

Mit Hilfe der Gleichungen 8.12 und 8.13 können die ungedehnten Längen $l_{l,0}$ und $l_{r,0}$ und mit Gleichungen 8.10 und 8.9 die in den Seilen wirkenden Kräfte berechnet werden:

$$F_l = EA \frac{\Delta l_l}{l_{l,1} - \Delta l_l} \quad (8.14)$$

¹ Für das untersuchte Seil zeigte sich kein erkennbares viskoses Materialverhalten. Es gilt $\eta = 0$.

$$F_r = EA \frac{\Delta l_r}{l_{r,1} - \Delta l_r}. \quad (8.15)$$

Nach Anwendung von Gl. 8.5 folgt

$$F_l = F_r \exp(-\mu \alpha \operatorname{sgn}(\dot{s})) \quad (8.16)$$

Zur Modellierung der Reibung wurde ein regularisiertes Coulomb-Reibmodell und modifizierte LuGre-Modelle eingesetzt. Diese werden im Folgenden weiter erläutert.

Regularisiertes Coulomb-Modell

Die Modellierung des Reibkoeffizienten μ erfolgte nach Gl. 2.8 zu

$$\mu(\dot{s}) = \mu_d + (\mu_s - \mu_d) \exp\left(\frac{-|\dot{s}|}{v_s}\right) + \bar{\sigma}_2 \dot{s} \quad (8.17)$$

mit den Modellparametern μ_c , μ_s der Stribeckgeschwindigkeit v_s und dem viskosen Anteil $\bar{\sigma}_2$. Für gegebene Seilverschiebungen x_l und x_r lassen sich nach Einsetzen der Gleichungen 8.12 bis 8.15 in Gleichung 8.16 die gesuchten Seilkräfte F_l und F_r bestimmen.

Modifiziertes LuGre-Modell nach Palli

In Hinblick auf die spätere Anwendung für einen variablen Umschlingungswinkel wird ein modifiziertes LuGre-Modell nach Palli et al. (2012) eingeführt, das sowohl eine zeitabhängige externe Kraft als auch einen zustandsabhängigen Reibkoeffizienten berücksichtigt. Das modifizierte LuGre-Modell lautet:

$$\dot{F}_s = \sigma_0 \left(\dot{s} - \frac{F_s}{F_n \mu} |\dot{s}| \right) \quad (8.18)$$

$$\mu = \mu_d + (\mu_s - \mu_d) \exp\left(-\frac{|\dot{s}|}{v_s}\right) \quad (8.19)$$

$$F_f = F_s + F_v. \quad (8.20)$$

mit der statischen und viskosen Reibkraft F_s und F_v , den statischen und dynamischen Reibkoeffizienten μ_s und μ_d und der Stribeck-Geschwindigkeit v_s . Die viskose Reibkraft ist dabei definiert als

$$F_v = \sigma_2 \dot{s}. \quad (8.21)$$

Die im Kontakt wirkende Normalkraft lässt sich aus der vektoriellen Summe der beiden Seilkräfte errechnen:

$$F_n = \|\mathbf{F}_n\| = \|\mathbf{F}_l + \mathbf{F}_r\|. \quad (8.22)$$

Die im Reibkontakt maximal wirkende Reibkraft F_s^{max} ergibt sich aus der Differenz

der im Seil wirkenden Kräfte:

$$F_s^{max} = |F_l - F_r| = F_r |1 - \exp(-\mu_d \alpha \operatorname{sgn}(\dot{s}))|. \quad (8.23)$$

Es ergibt sich als Quotient aus Reibkraft und Normalkraft

$$\hat{\mu}_d = \frac{F_s^{max}}{F_n} \quad (8.24)$$

der dynamische Ersatzreibkoeffizient des Kontaktes.

Da es sich beim Umschlingungswinkel um eine finite Größe handelt, wird der Koeffizient

$$\beta(\alpha) = \frac{\|\mathbf{F}_n\|}{(F_l + F_r)} \quad (8.25)$$

eingeführt und Gleichung 8.24 auf diesen normiert. Der normierte dynamische Ersatzreibkoeffizient ergibt sich zu

$$\bar{\mu}_d = \frac{|1 - \exp(-\mu_d \alpha \operatorname{sgn} \dot{s})|}{1 + \exp(-\mu_d \alpha \operatorname{sgn} \dot{s})} \quad (8.26)$$

und die normierte Normalkraft zu

$$\bar{F}_n = F_l + F_r = F_r (1 + \exp(-\bar{\mu}_d \alpha \operatorname{sgn} \dot{s})). \quad (8.27)$$

Es folgt für das modifizierte LuGre-Modell

$$\dot{F}_s = \sigma_0 \left(\dot{s} - \frac{F_s}{\bar{F}_n \bar{\mu}} \right) \quad (8.28)$$

$$\bar{\mu} = \bar{\mu}_d + (\bar{\mu}_s - \bar{\mu}_d) \exp\left(-\frac{|\dot{s}|}{v_s}\right) \quad (8.29)$$

$$F_f = F_s + F_v. \quad (8.30)$$

In ersten Versuchen lassen sich mit diesem Ansatz Lösungen zur in 8.2 dargestellten Problemstellung mit konstantem und variablem Umschlingungswinkel finden. In Hinblick auf die Berechnung der im Manipulator wirkenden Seilkräfte sei jedoch darauf hingewiesen, dass für einen verschwindenden Umschlingungswinkel oder eine verschwindende Geschwindigkeit \dot{s} nach Gl. 8.26 $\bar{\mu}$ sowie die Normalkraft F_n zu null werden. Für diesen Fall sind weder Gl. 8.18 noch Gl. 8.28 definiert.

Ansatz mit variablem Reibkoeffizienten

Um diesen Nachteilen zu begegnen, wird im Folgenden ein kontinuierliches Reibmodell mit variablem Reibkoeffizienten eingeführt.

Das in Kapitel 2.5.4 vorgestellte LuGre-Modell wird mit den folgenden drei Gleichungen beschrieben:

$$\frac{dz}{dt} = v - \sigma_0 \frac{|v|}{g(v)} z \quad (8.31)$$

$$g(v) = F_C + (F_S - F_C) \exp\left(\frac{-|v|}{v_S}\right) \quad (8.32)$$

$$F = \sigma_0 z + \sigma_1(v) \frac{dz}{dt} + \sigma_2 v \quad (8.33)$$

Um ein dissipatives Modell zu erhalten, empfiehlt Olsson et al. (1998) für die Dämpfung

$$\sigma_1(v) = \sigma_1 \exp\left(\frac{-|v|}{v_S}\right). \quad (8.34)$$

Mit $F_C = F_N \mu_d$ und $F_S = F_N \mu_s$ folgt für den Reibkoeffizienten μ aus 8.32:

$$\bar{g}(v) = \mu_d + (\mu_s - \mu_d) \exp\left(\frac{-|v|}{v_S}\right) \quad (8.35)$$

und aus 8.33:

$$\mu = \bar{\sigma}_0 z + \bar{\sigma}_1(v) \frac{dz}{dt} + \bar{\sigma}_2 v. \quad (8.36)$$

Dabei werden die konstante Borstensteifigkeit $\bar{\sigma}_0$, Dämpfung $\bar{\sigma}_1$ und viskoser Anteil $\bar{\sigma}_2$ als Modellparameter eingeführt. Dies stellt eine Vereinfachung dar, da strenggenommen für diese Kennwerte eine Abhängigkeit von der Normalkraft besteht. Diese Vereinfachung ermöglicht jedoch die kontinuierliche Formulierung des Reibgesetzes auch für verschwindende Umschlingungswinkel und Normalkraft.

8.3 Gesamtmodell zur Simulation der Seilreibung

Im Folgenden wird das eben vorgestellte Modell zur Simulation der Seilreibung auf den in Kapitel 7.1 vorgestellten Manipulator übertragen. Die Implementierung erfolgte aus Gründen der Messbarkeit der Ergebnisse für ebene Bewegungen. Eine Erweiterung für eine räumlichen Bewegung erfolgt durch Superposition. Für das ebene System bestehen die Freiheitsgrade in den beiden Seilverschiebungen x_r und x_l . Ziel ist die Bestimmung der sich einstellenden Gelenkwinkel θ_i und Seilkräfte F_r und F_l .

8.3.1 Auftretende Kräfte und Momente

Die in der Helix auftretenden Kräfte und Momente sind in Abbildung 8.1b dargestellt. Die Steifigkeit eines Gelenks wird durch das Verhalten des verwendeten Materials bestimmt. Das viskoelastische Materialverhalten des verwendeten Polyethylen 2200

(PE2200) konnte für die vorliegenden Messungen am besten mit einem Zener_m-Element approximiert werden. Hierbei handelt es sich um eine Parallelschaltung einer Hookeschen Feder mit einem Maxwell-Körper. Der Maxwell-Körper wiederum besteht aus einer Reihenschaltung aus Hookescher Feder und Newtonschem Dämpfer (Abbildung 8.3b).

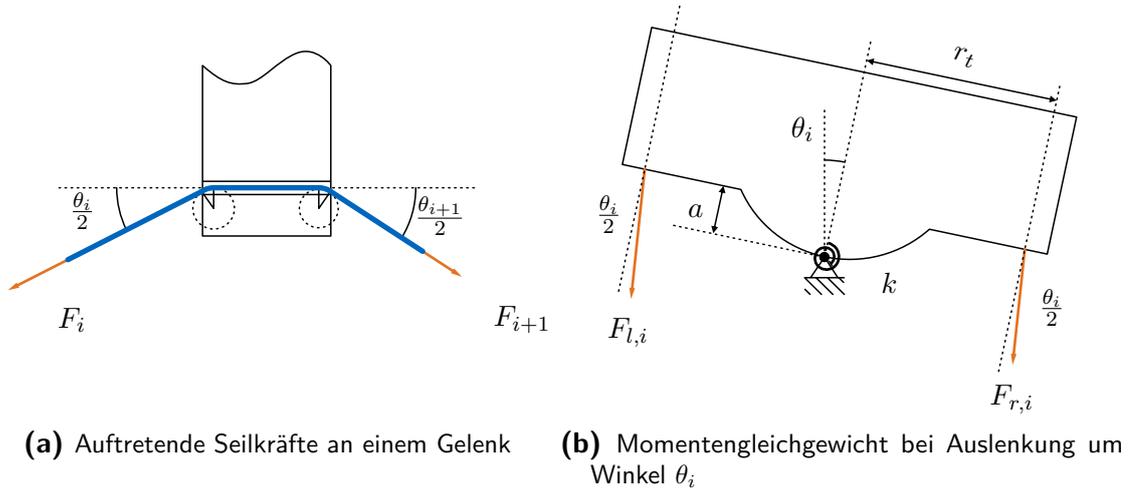


Abbildung 8.1: Auftretende Kräfte und Momente an einem Helixgelenk

Betrachtet wird das Gelenk i , an dem die beiden Seilkräfte $F_{r,i}$ und $F_{l,i}$ angreifen. Die Auslenkung des Gelenks lässt sich bezüglich des Vorgängergelenks mit dem Winkel θ_i beschreiben.

Es ergibt sich aus dem Kräfte- und Momentengleichgewicht:

$$\theta_i k_1 + \frac{d_2(k_1 + k_2)}{k_2} \dot{\theta}_i = F_{r,i} \left(a \sin \frac{\theta_i}{2} + r \cos \frac{\theta_i}{2} \right) + F_{l,i} \left(a \sin \frac{\theta_i}{2} - r \cos \frac{\theta_i}{2} \right). \quad (8.37)$$

Es ist erkennbar, dass der sich einstellende Winkel bezüglich des Vorgängergelenks einzig von den wirkenden Seilkräften abhängt. Da bei Abwesenheit von Reibung die Kraft entlang eines Bowdenzuges konstant ist, sind für diesen Fall alle sich einstellenden Gelenkwinkel identisch (Kapitel 6.3.2 und 7.4).

8.3.2 Seilreibung

Wie bereits in Abschnitt 8.2.1 gezeigt, lassen sich diese Seilkräfte in Abhängigkeit des Umschlingungswinkels berechnen (Abbildung 8.1a). Der Verlauf des Seils an den Austritten der Seilführung wurde mit zwei konstanten Radien von beliebigem Betrag angenommen. Wie in Palli et al. (2009) gezeigt, ist für einen konstanten Radius die Reibkraft lediglich winkel-, nicht jedoch radiusabhängig. Diese Annahme ist daher zulässig. Es ergibt sich für aufeinanderfolgende Kräfte:

$$F_{r,i+1} = F_{r,i} \exp \left(-\frac{\mu}{2} (|\theta_i| + |\theta_{i+1}|) \operatorname{sgn}(\dot{\theta}) \right) \quad (8.38)$$

$$F_{l,i+1} = F_{l,i} \exp \left(\frac{\mu}{2} (|\theta_i| + |\theta_{i+1}|) \operatorname{sgn}(\dot{\theta}) \right). \quad (8.39)$$

mit den noch unbekanntem Gelenkwinkeln θ_i .

Für eine Struktur mit n Gelenken ergibt sich ein nichtlineares Gleichungssystem aus $3n$ Gleichungen mit den jeweils n Unbekannten $T_{r,i}$, $T_{l,i}$ und θ_i .

Zur Berücksichtigung der Seildehnungen wird ein ähnlicher Ansatz verfolgt, wie er bereits im vorigen Kapitel vorgestellt wurde. Es wird angenommen, nur die nicht im Kontakt befindlichen Seilabschnitte würden eine Dehnung erfahren. Für diese gelten nach Gl. 7.8 und 7.9 die Zusammenhänge zwischen offen liegenden Seillängen $s_{l,i}$, $s_{r,i}$ und Gelenkwinkel θ_i . Betrachtet man das im vorigen Kapitel vorgestellte Modell zur Berücksichtigung der Seildehnung, ergibt sich für die gedehnten Seillängen

$$l_{l,i}^1 = s_{l,i} = -a \cos(\alpha_i) + 2r_c \cos(\alpha_i) - 2(r_t - r_c \alpha_i \sin(\alpha) + d) \quad (8.40)$$

$$l_{r,i}^1 = s_{r,i} = -a \cos(\alpha_i) + 2r_c \cos(\alpha_i) + 2(r_t + r_c \alpha_i \sin(\alpha) + d). \quad (8.41)$$

mit dem halben Gelenkwinkel $\alpha_i = \frac{\theta_i}{2}$. Analog zu Gl. 8.11 gilt für die Fadenkraft

$$F_{k,i} = EA\varepsilon \quad (8.42)$$

und analog zu Gleichungen 8.14 und 8.15

$$\varepsilon_{k,i} = \frac{\Delta l_{k,i}}{l_{k,i}^1 - \Delta l_{k,i}}. \quad (8.43)$$

Dabei sind die absoluten Dehnungen wie folgt definiert:

$$\Delta l_{k,i} = l_{k,i}^1 - l_{k,i}^0 \quad (8.44)$$

mit den unbekanntem, ungedehnten Längen $l_{l,i}^0$ und $l_{r,i}^0$.

Die Verschiebung der Seilenden x_l und x_r ergibt sich als Summe der Seilverschiebungen $\Delta s_{k,i}$ und der Dehnungen $\Delta l_{k,i}$ pro Gelenk:

$$x_k = \sum_i^n (\Delta s_{k,i} + \Delta l_{k,i}) \quad (8.45)$$

Mit den Gleichungen 7.9 und 7.10 folgt:

$$x_l = \sum_i^n (\Delta l_{l,i} + s_{l,i}^v - l_{l,i}^1) = \sum_i^n (s_{l,i}^v - l_{l,i}^0) \quad (8.46)$$

$$x_r = \sum_i^n (\Delta l_{r,i} + s_{r,i}^v - l_{r,i}^1) = \sum_i^n (s_{r,i}^v - l_{r,i}^0) \quad (8.47)$$

Bei Annahme Coulombscher Reibung und mit den Randbedingungen $T_{r,0} = T_{r,in}$, $T_{l,0} = T_{l,in}$ und $\theta_0 = 0$ lässt sich somit für jedes Gelenk ein Auslenkwinkel θ_i errechnen.

8.4 Vereinfachtes FE-Modell

Um für unterschiedliche Strukturen die Parameter wie die Gelenksteifigkeit k zu berechnen, wurde zusätzlich ein vereinfachtes FE-Modell erstellt. Grundlage hierfür ist die exakte Lösung der beschreibenden Differentialgleichungen einer Helix nach Mottershead (1980). Die für einen kreisförmigen Querschnitt gelösten Differentialgleichungen eines helixförmigen Balkens nach der Theorie von Timoshenko (Bathe und Zimmermann, 2002) wurden auf einen rechteckigen Querschnitt erweitert und gelöst.

8.4.1 Herleitung der beschreibenden Differentialgleichungen

Das begleitende Dreibein einer Helix mit den Einheitsvektoren \mathbf{u} , \mathbf{v} und \mathbf{w} (Normale, Binormale und Tangente) ist in Abbildung 6.1a dargestellt. Dabei gilt nach den Frenetschen Formeln nach Kühnel (2008) für den Vektor \mathbf{r} :

$$\frac{d\mathbf{r}}{ds} = \mathbf{w} \quad \frac{d\mathbf{w}}{ds} = \kappa\mathbf{u} \quad \mathbf{w} \times \mathbf{u} = \mathbf{v}. \quad (8.48)$$

Mit der Krümmung

$$\kappa = \frac{\cos^2(\alpha)}{R_h}, \quad (8.49)$$

wobei R_h den Radius der neutralen Faser der Helix und α ihren Gangwinkel bezeichnet. Er berechnet sich zu

$$\cos(\alpha) = \frac{2\pi R_h}{\sqrt{p^2 + (2\pi R_h)^2}} \quad (8.50)$$

für die Ganghöhe p .

Die Bogenlänge s , die entlang der Helixwindung läuft, berechnet sich zu

$$s(\phi) = \frac{\phi}{\sqrt{\kappa^2 + \tau^2}} \quad (8.51)$$

mit der Torsion $\tau = \kappa \tan(\alpha)$.

In der Struktur wirkende Verschiebungen, Verzerrungen, Kräfte und Momenten lassen sich wie folgt im Helix-Koordinatensystem beschreiben:

$$\Delta = u_u \mathbf{n} + u_v \mathbf{v} + u_w \mathbf{w} \quad (8.52)$$

$$\theta = \theta_u \mathbf{u} + \theta_v \mathbf{v} + \theta_w \mathbf{w} \quad (8.53)$$

$$\mathbf{P} = P_u \mathbf{u} + P_v \mathbf{v} + P_w \mathbf{w} \quad (8.54)$$

$$\mathbf{M} = M_u \mathbf{u} + M_v \mathbf{v} + M_w \mathbf{w}. \quad (8.55)$$

Unter der Annahme, dass sich Biegung und Torsion nicht beeinflussen, gelten für

Biege- und Torsionssteifigkeit:

$$\frac{d \boldsymbol{\theta}}{d s} = \mathbf{u} \frac{M_u}{I_u E} + \mathbf{v} \frac{M_v}{I_v E} + \mathbf{w} \frac{M_w}{J_w G}. \quad (8.56)$$

und für kleine Verformungen nach Wittrick (1966):

$$\frac{d \boldsymbol{\Delta}}{d s} = \mathbf{u} \left(\frac{P_u}{GA\gamma} + \theta_v \right) + \mathbf{v} \left(\frac{P_v}{GA\gamma} + \theta_u \right) + \mathbf{w} \frac{P_w}{EA} \quad (8.57)$$

mit dem Scherfaktor $\gamma = \frac{10(1+\nu)}{(12+11\nu)}$ für rechteckige Querschnitte.

Ferner gelten nach Mottershead (1980) die Beziehungen

$$\frac{d \mathbf{M}}{d s} - \mathbf{u} P_v + \mathbf{v} P_u = 0 \quad (8.58)$$

$$\frac{d \mathbf{P}}{d s} = 0 \quad (8.59)$$

für das Momentengleichgewicht über ein infinitesimales Helixsegment δs unter Annahme kleiner Verzerrungen und vernachlässigbarer Längenänderung des Elements. Es ergeben sich folgende zwölf gekoppelte Differentialgleichungen:

$$\theta_v = \frac{d \Delta_u}{d s} - \tau \Delta_v + \kappa \Delta_w - \frac{P_u}{GA\gamma} \quad (8.60)$$

$$\theta_u = -\frac{d \Delta_v}{d s} - \tau \Delta_u + \frac{P_v}{GA\gamma} \quad (8.61)$$

$$0 = \frac{d \Delta_w}{d s} - \kappa \Delta_u - \frac{P_w}{EA} \quad (8.62)$$

$$\frac{M_u}{I_u E} = \frac{d \theta_u}{d s} - \tau \theta_v + \kappa \theta_w \quad (8.63)$$

$$\frac{M_v}{I_v E} = \frac{d \theta_v}{d s} + \tau \theta_u \quad (8.64)$$

$$\frac{M_w}{J_w G} = \frac{d \theta_w}{d s} - \kappa \theta_u \quad (8.65)$$

$$P_v = \frac{d M_u}{d s} - \tau M_v + \kappa M_w \quad (8.66)$$

$$P_u = -\frac{d M_v}{d s} - \tau M_u \quad (8.67)$$

$$0 = \frac{d M_w}{d s} - \kappa M_u \quad (8.68)$$

$$0 = \frac{d P_u}{d s} - \tau P_v + \kappa P_w \quad (8.69)$$

$$0 = \frac{d P_v}{d s} + \tau P_u \quad (8.70)$$

Tabelle 8.1: Vergleich der ermittelten Gesamtsteifigkeit der Helix

n	analytische Lösung	FE-Modell ohne Kontakte	FE-Modell mit Kontakt	Einheit
1	99.12	99.22	139.94	N mm rad ⁻¹
2	49.57	50.42	59.32	N mm rad ⁻¹
3	33.07	34.28	39.99	N mm rad ⁻¹
4	24.82	26.03	28.29	N mm rad ⁻¹
5	19.88	20.92	22.20	N mm rad ⁻¹
6	16.59	17.46	18.24	N mm rad ⁻¹

$$0 = \frac{d P_w}{d s} - \kappa P_u \quad (8.71)$$

$$(8.72)$$

Die Lösungen der Gleichungen 8.66 bis 8.71 bleiben für einen rechteckigen Querschnitt der Helix gegenüber denen des kreisförmigen Querschnittes unverändert. Sie ergeben sich zu den in Mottershead (1980) und im Anhang A.4.1 gegebenen Gleichungen.

Analog wurden Gleichungen 8.60 bis 8.65 für den rechteckigen Querschnitt gelöst. Die Ergebnisse sind in Anhang A.4 gegeben.

Die Beschreibung der Knotenkräfte und -momente im Elementkoordinatensystem erfolgt mit Hilfe der im Anhang A.19 gegebenen Diagonalmatrix

$$\mathbf{N} = \text{diag}(\mathbf{N}_1 \mathbf{N}_1, \mathbf{N}_2, \mathbf{N}_2) \quad (8.73)$$

analog zu der in Mottershead (1980) beschriebenen. Nach Transformation ins globale Koordinatensystem mit Hilfe der im Anhang A.22 gegebenen Diagonalmatrix

$$\mathbf{T} = \text{diag}(\mathbf{T}_1 \mathbf{T}_1, \mathbf{T}_1, \mathbf{T}_1) \quad (8.74)$$

folgt die Assemblierung der Einzelmatrizen zur Gesamtsteifigkeitsmatrix des Systems und das Lösen.

8.4.2 Vergleich mit komplettem Finite-Elemente-Modell

Mit Hilfe dieser Gleichungen kann die in Kapitel 8.3.1 eingeführte Steifigkeit für eine beliebige Helix bestimmt werden. Auch Aussagen zu den auftretenden Materialbelastungen sind mit dieser analytischen Lösung möglich. Der Abgleich erfolgte mit verschiedenen kompletten Finite-Elemente-Modellen unterschiedlicher Gelenkzahl (Abbildung 8.2). Da, wie bereits in Kapitel 7.2 erwähnt, das vollständige FE-Modell bei Modellierung mit aktuierten Seilen keine sinnvollen Ergebnisse auf Kräfteebene liefert, wurde die Verformung mit unterschiedlichen, einer Seilaktuierung äquivalenten Momenten an der Spitze der Helix realisiert. Das Ermitteln der Steifigkeit erfolgte an Hand der auftretenden Verformungen. Die Ergebnisse dieser Berechnung sind denen der analytischen Lösung in Tabelle 8.1 gegenübergestellt.

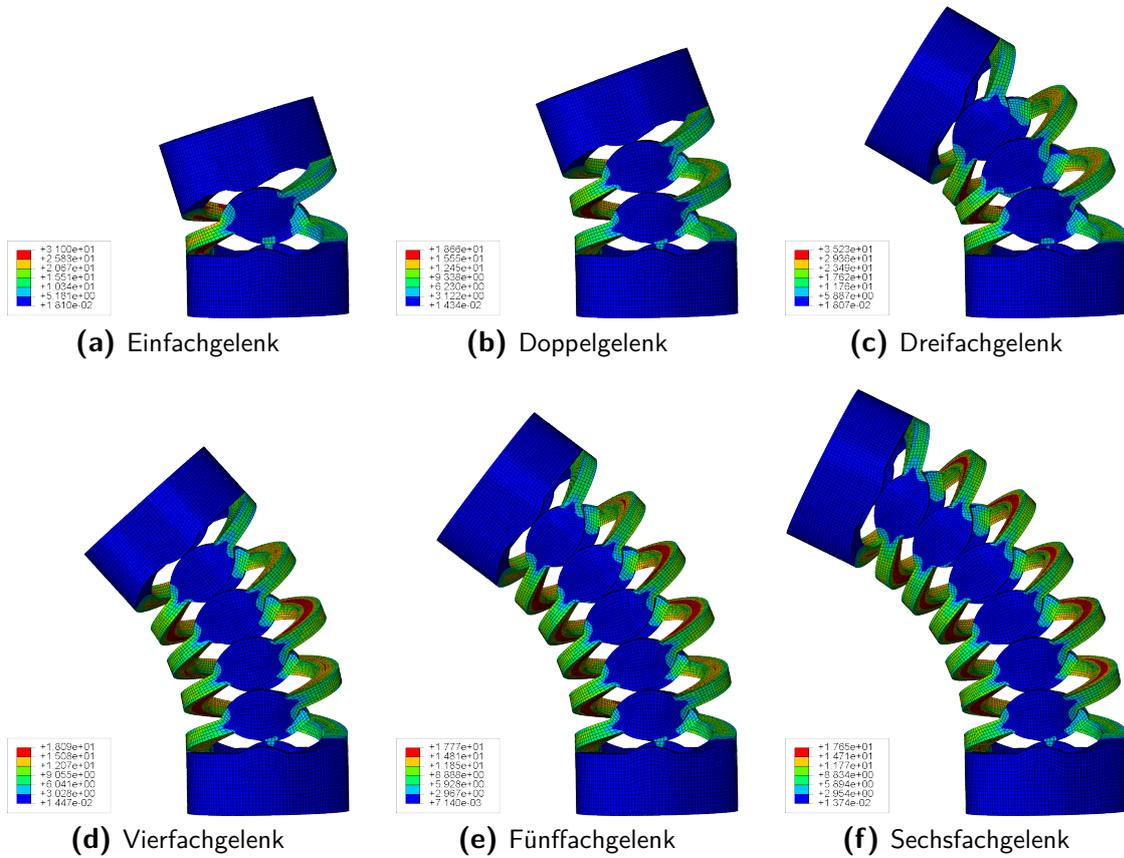
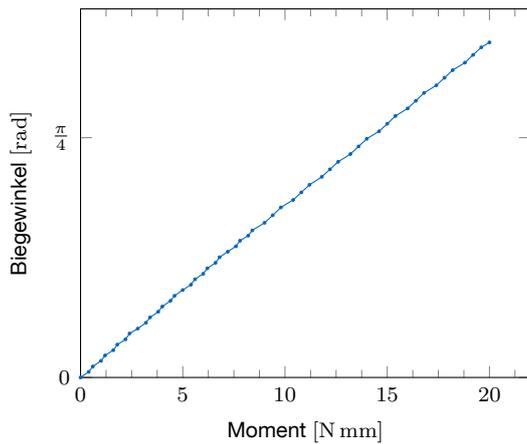
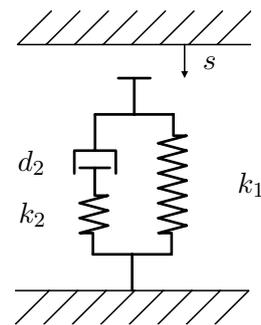


Abbildung 8.2: Finite-Elemente-Modelle verschiedener Helices zur Bestimmung der Gelenksteifigkeit



(a) Verlauf des Biegewinkels über dem aufgebrachtten Moment



(b) Zener_m-Modell zur Abbildung von Viskoelastizität im Gelenk

n	analytische Lösung	FE-Modell	Fehler
1	99.12	99.23	-0.1 %
2	99.16	100.84	-1.67 %
3	99.21	102.85	-3.53 %
4	99.30	104.14	-4.64 %
5	99.41	104.64	-4.99 %
6	99.55	104.78	-4.99 %

Tabelle 8.2: Normierte Gelenksteifigkeit

8.4.3 Diskussion

Vergleicht man die durch die vereinfachte Methode gewonnenen Gelenksteifigkeiten mit denen eines vollständigen Modells ohne abrollende Konturen, so ist eine sehr gute Übereinstimmung festzustellen. Die Steifigkeit zu einem Modell, bei dem die abrollenden Konturen in Kontakt treten, ist erwartungsgemäß höher.

Die übrigen im vorgestellten Modell getroffenen Vereinfachungen haben dabei keinen Einfluss auf die Genauigkeit. Es zeigt sich, dass sich die Helix gut mit einem Balkenmodell annähern lässt. Die Berechnungen für das komplette FE-Modell wurden unter Berücksichtigung geometrischer Nichtlinearitäten durchgeführt. Dabei zeigte sich, dass trotz der großen auftretenden Verformungen auch mit dem linearen Modell eine sehr gute Übereinstimmung hinsichtlich der Steifigkeit erzielt werden kann. Dies lässt sich dadurch erklären, dass sich die Nichtlinearitäten nicht auf die Steifigkeiten auswirken. Ein weiterer Anhaltspunkt hierfür sind die in Tabelle 8.2 dargestellten Gelenksteifigkeiten. Sie wurden aus der auf die Gelenkzahl normierten Gesamtsteifigkeit des Manipulators errechnet. Die für alle Modelle nahezu identische Gelenksteifigkeit legt nahe, dass sich die Vorstellung mehrerer in Reihe geschalteter Drehsteifigkeiten sehr gut mit dem Modell vereinbaren lässt. Abbildung 8.3a zeigt den Verlauf des Biegewinkels über dem Moment für eine Struktur bestehend aus sechs Gelenken. Der lineare Charakter bestätigt dies.

8.5 Kombiniertes Modell

Aufgrund der Gültigkeit der Kleinwinkelnäherung für die auftretenden Gelenkwinkel wird für ein kombiniertes Modell eine konstante Steifigkeit modelliert. Zusätzlich erfolgt die Berücksichtigung der Reibung und der Dehnung der Seile.

Dafür wird aus dem in Kapitel 8.4 hergeleiteten Modell für die gewünschte Manipulatorgeometrie die Gelenksteifigkeit k_1 ermittelt. Die zur Berechnung der auftretenden Seilkräfte noch unbekannt viskose Dämpfung d_2 und Steifigkeit k_2 der Gelenke und das viskose Materialverhalten des Seils und des Manipulators spielen bei der Auslegung eine untergeordnete Rolle und können daher vernachlässigt werden. Im vorliegenden Fall wurden sie anhand der gemessenen Kraftverläufe geschätzt.

Es folgt zur Ermittlung der noch unbekannt Reibparameter die Vorstellung des Prüfstandaufbaus und anschließend die Diskussion der Ergebnisse.

9 Validierung der Modelle

Zum Abgleich der erstellten Modelle wurde ein Prüfstand realisiert. Das Augenmerk lag dabei auf der Untersuchung der auftretenden Seilkräfte. Im Folgenden wird der Aufbau vorgestellt.

9.1 Aufbau des Prüfstandes

Der Prüfstand ist in Abbildung 9.1 dargestellt. Bei der Konstruktion wurde aus Kostengründen darauf geachtet, im Labor vorhandene Komponenten zu verwenden.

9.1.1 Messung der Fadenkraft

Die Messung der Fadenkraft erfolgt mit Hilfe von zwei Fadenspannungsaufnehmern der Typen F21-200 und F21-50 (RES-Messgeräte, Renate & Ernst Schweizer, Uerikon, Zürich, Schweiz). Die Funktionsweise ist in Abbildung 9.3 dargestellt. Die Funktionsweise basiert auf vier Dehnmessstreifen, die zu einer Vollbrücke verschaltet sind. Die Spannungsverstärkung erfolgt mit Hilfe des Messverstärkers Hottinger Baldwin MC55 (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Deutschland).

9.1.2 Motoren

Die Aktuierung der Seile erfolgte direkt über zwei Gleichstrommotoren des Typs RE 35 118777 (Typenbezeichnung mit Encoder 138691) der Firma Maxon (maxon motor AG, Sachseln, Schweiz). Die Motorkennwerte sind in Tabelle 9.1 gegeben. Für die Stromregelung kam jeweils ein Motortreiber ELMO Solo Whistle SOL-WHI A2.5/100E01 (Elmo Motion Control Ltd., Petach-Tikva, Israel) zum Einsatz. Für die Positions- oder Kraftdifferenzregelung wurde ein auf einem Echtzeitsystem implementierter Regler verwendet.

Die Kraftübertragung auf die Seile wurde über starr mit der Motorwelle verbundene Rollen mit Radius $r_r = 5.0$ mm realisiert, auf die das Seil aufgewickelt wird (Abbildung 9.2b).

9.1.3 Regelung der Motoren

Zur Regelung antagonistischer Systeme kommen oft Konzepte zum Einsatz, bei denen an Stelle einer direkten Regelung der einzelnen Stellglieder das Stellen einer Differenzgröße erfolgt, wie beispielsweise beim Δp -Ansatz nach Daerden (1999). Auch für den Prüfstand konnte ein solches Konzept als ΔI -Ansatz realisiert werden. Die Vorspannung der Seile wird dabei von beiden Aktoren jeweils durch Einregeln des identischen Vorspannstromes I_0 aufgebracht. Als Eingangsgröße des Regelkreises dient die gemessene Position eines Motors. Abweichungen von dieser bezüglich der

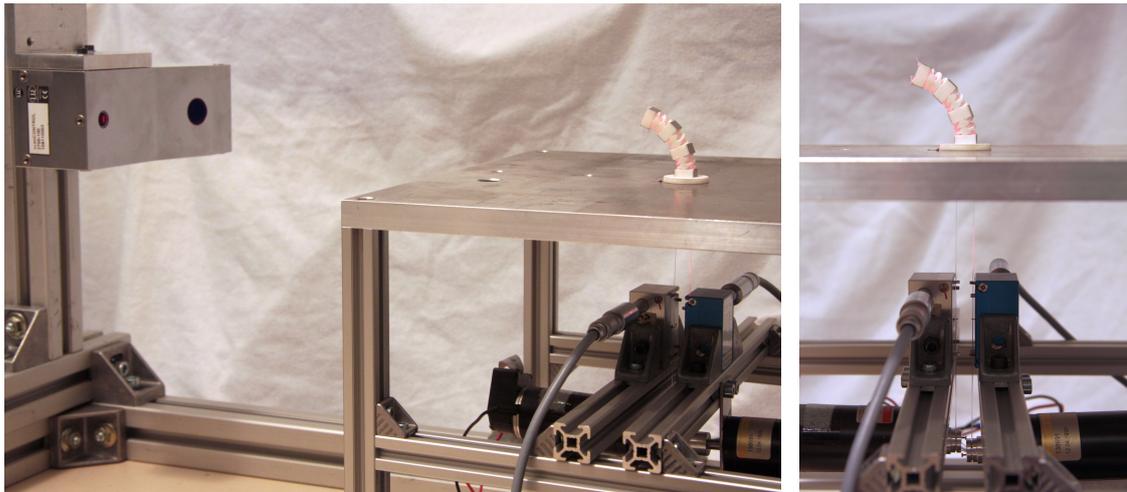


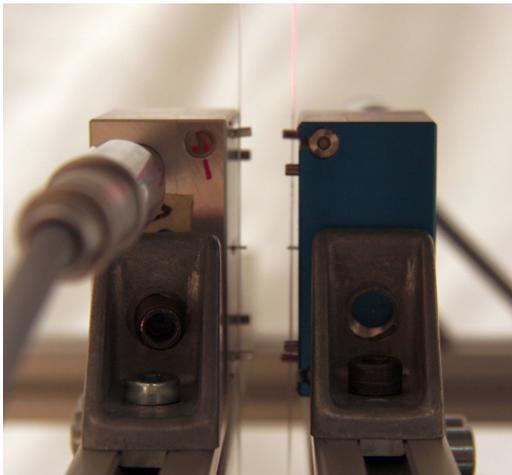
Abbildung 9.1: Gesamtansicht des Prüfstandes

Sollposition werden beiden Vorspannungsgrößen in Form einer Stromdifferenz ΔI mit unterschiedlichem Vorzeichen addiert. Zum Erreichen der Sollposition wird der Strom $I_p = I_0 + \Delta I$ und somit das Moment des ziehenden Aktors (*puller*) erhöht, für den folgenden Aktor (*follower*) wird der Strom $I_f = I_0 - \Delta I$ und somit das Moment verringert.

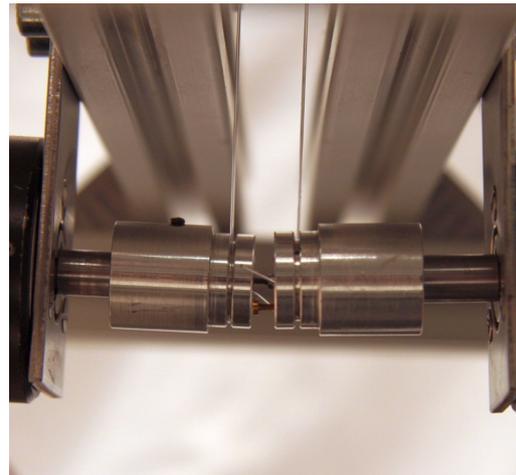
Zwar konnte dieses Konzept für den Prüfstand erfolgreich realisiert werden, jedoch erfolgt bei der Umsetzung des Manipulators für den medizinischen Gebrauch aus Konstruktionsgründen eine Positionsregelung der einzelnen Aktoren. Aus diesem Grund erfolgte die Modellbildung im vorangegangenen Kapitel auf Positionsebene mit den Freiheitsgraden x_l und x_r . Für die Messung mit Hilfe des Prüfstandes wird daher auch eine Positionsregelung beider Motoren umgesetzt. Die Kaskadenregelung mit Positions-, Geschwindigkeits- und Stromregelschleife ist in Abbildung 9.4 dargestellt.

9.1.4 Messung der Biegewinkel

Die Messung des Biegewinkels der Struktur wird mit Hilfe des Laser-Profil-Scanners ScanCONTROL 2700/100 der Firma Micro-Epsilon (Micro Epsilon, Ortenburg, Deutschland) vorgenommen. Dabei wird durch Triangulation einer von einem Laser auf das Messobjekt projizierten Linie eine Bestimmung des Abstandes durchgeführt. Der Messbereich beträgt in vertikaler Richtung 88 mm, in Tiefenrichtung 100 mm bei einer vertikalen Auflösung von 640 Bildpunkten. Für das Auslesen des Messsignals wurde mit Hilfe der scanCONTROL C/C++ SDK eine Applikation in der Programmiersprache C++ angefertigt und diese mit Hilfe der LLT.dll aus Matlab angesprochen. Die Implementierung erfolgte für Matlab 2013a (32bit). Dabei wurde die werkseitig voreingestellte minimale Wiederholfrequenz von 100 ms zur Profilmessung auf 20 ms reduziert und der zur Verfügung stehende Messbereich von 640 Bildpunkten auf 500 beschränkt. Zur genaueren Erfassung der Front des Prüfkörpers wurde diese nach jeweils zwei Gelenken mit Reflexionsfolie beklebt. Abbildung 9.5 zeigt den Prüfkörper in ausgelenkter Position. Rot zu erkennen ist die vom Laser projizierte Linie. Mit Hilfe dieses Prüfkörpers können somit drei Gelenkwinkel gemessen werden.



(a) Detailansicht der verwendeten Fadenspannungsaufnehmer



(b) Rollen zum Aufwickeln des Bowdenzuges

Abbildung 9.2: Messung der Fadenkraft mit Hilfe von Fadenspannungsaufnehmern

9.1.5 Messung des Motorstroms

Neben der direkten Messung der Fadenkraft mit Hilfe der Fadenkraftaufnehmer erfolgt eine Bestimmung des im Motor fließenden Stromes. Der Abfall des vom Motortreiber erzeugten pulsweitenmodulierten Spannungssignals U_{pwm} wird hierzu mit Hilfe eines Shunts gemessen und in einer Differenzschaltung mit einem Hottinger Baldwin Messverstärker des Typs MC10 zunächst tiefpassgefiltert und anschließend verstärkt.

9.1.6 Synchronisierung der Messgrößen

Sowohl die Seilkraftmessung, die Messung des Stromsignals als auch die Motorregelung werden mit Hilfe des Echtzeitrechners dSPACE 1103 (dSPACE GmbH, Paderborn, Deutschland) vorgenommen. Da dieser jedoch nicht über einen Firewire-Anschluss (IEEE1394a) verfügt, wird für die Messung des Biegewinkels eine herkömmliche Windows-Workstation verwendet. Dieser Rechner kommt auch zur Steuerung des dSPACE-Systems zum Einsatz. Um eine möglichst synchrone Aufzeichnung der Messgrößen zu gewährleisten, wird die Messung des ScanCONTROL mit Hilfe des selben Triggers gestartet, der auch die Messung der Seilkraft auslöst.

9.1.7 Ableitung der Messgrößen

Während der Messung werden die Soll-Positionen $\varphi_{l,d}$ und $\varphi_{r,d}$ beider Motoren erfasst, die tatsächlich eingeregelter Ist-Positionen φ_l und φ_r , die von den Fadenspannungsaufnehmern erzeugten Spannungssignale U_r und U_l , die den Motoren zur Verfügung stehenden Ströme I_l und I_r sowie das vom Laser erfasste Profil, bestehend aus den Messpunkten mit den Koordinaten \mathbf{L}_x und \mathbf{L}_z . Die Auswertung dieser Messgrößen wird im Folgenden beschrieben.

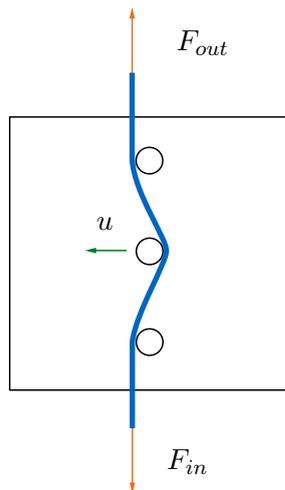


Tabelle 9.1: Kennwerte der verwendeten Motoren

	Wert	Einheit
Maximalmoment	107	Nmm
Losbrechstrom	24.4	A
Motorkonstante	38.9	Nmm/A
Motorleistung	90	W
Spannung	30	V
Maximalstrom	2.74	A
Haltemoment	949	Nmm

Abbildung 9.3: Funktionsweise der Fadenspannungsaufnehmer

Inkrementelles Encodersignal der Motoren

Die Positionsmessung der beiden Motoren ist über optische, inkrementelle Drehgeber realisiert. Die Auflösung der Encoder beträgt 2000 Impulse pro Umdrehung. Mit dem Radius der Rolle $r_r = 5.0 \text{ mm}$ ergibt sich eine Auflösung der Seilverschiebung zu $\frac{2\pi r_r}{2000} = 0.0157 \text{ mm}$.

Kalibrierung der Fadenspannungsaufnehmer

Aus dem Messprinzip der Fadenspannungsaufnehmer ergibt sich eine elektrische Spannung als Ausgangssignal, das proportional zur gemessenen Kraft ist. Die Kalibrierung wurde mit den Massen 0 g (unbelastet), 100 g, 200 g, 300 g, 400 g, 500 g, 700 g und 1000 g vorgenommen. Zu jeder Masse wurden $n = 10$ Messungen durchgeführt. Die Reihenfolge dieser Messungen lief randomisiert ab, um den Einfluss der Richtungsabhängigkeit der gemessenen Belastung zu berücksichtigen. Jede Messung erfolgte bei einer Abtastfrequenz von 1000 Hz über eine Dauer von 1 s. Um ein Auspendeln der Masse abzuwarten, wurde die Messung gestartet, sobald die Standardabweichung σ des gemessenen Signals innerhalb der letzten 4000 Samples unterhalb von $\sigma^2 < 1\text{E}-4$ lag. Dies entspricht der Standardabweichung des Messaufnehmers im unbelasteten Zustand. Wie bereits erwähnt, besteht ein nahezu linearer Zusammenhang zwischen gemessener Spannung und aufgebrachtener Kraft. Um jedoch auch in den Bereichen an den Rändern des zulässigen Messbereichs verlässliche Aussagen treffen zu können, wurden die Messpunkte durch ein Polynom zweiten Grades angenähert. Mit Hilfe dieses Polynoms erfolgte die Kalibrierung des Messsignals.

Die Ergebnisse der Kalibrierung für beide Fadenspannungsaufnehmer sind im Anhang A.5 gegeben.

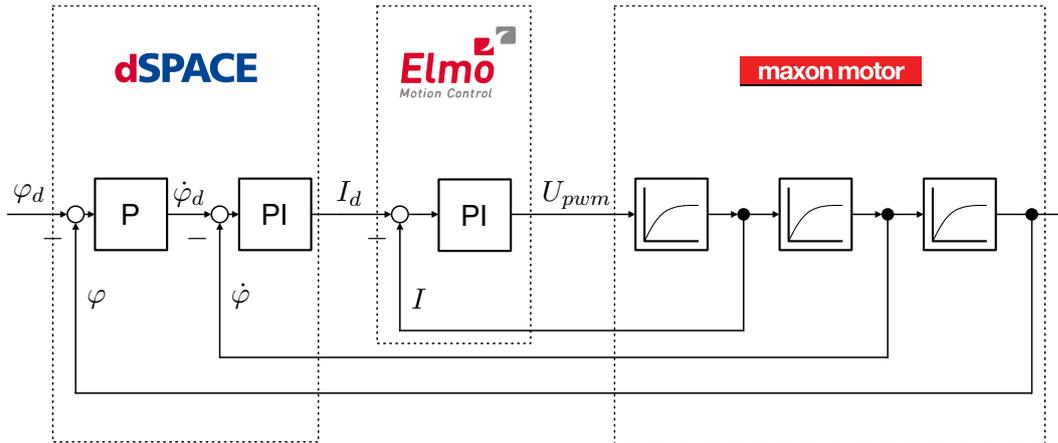


Abbildung 9.4: Realisierte Kaskadenregelung mit Positions-, Geschwindigkeits- und Stromregelungsschleife.

Auswertung der Lasermessung

Die vom Linienscanner erfassten Werte liegen in Form von Punkten und deren x- und z-Koordinaten vor. Um aus dieser Punktwolke die Gelenkwinkel abzuleiten, wurde eine modellbasierte Optimierung implementiert. Der Ablauf nach Abbildung 9.6 lässt sich wie folgt beschreiben:

1. Mit Hilfe des Modells wird an der Stelle, wo die Mitte eines Messbereichs erwartet wird, ein Messpunkt gesucht. Dieser wird als Keim bezeichnet.
2. Ausgehend von diesem Keim wird der nächste Nachbar in aufsteigender Richtung gesucht. Dieser wird als Nachfolger bezeichnet.
3. Wenn ein Nachfolger gefunden werden konnte, wird mit dem nächsten Schritt fortgefahren. Falls dies nicht der Fall war, wird mit Schritt 7 fortgefahren.
4. Die Qualität eines Polynoms ersten Grades, das die bisher gefundenen Punkte im Sinne einer least-square-Schätzung annähert, wird mit der geforderten Qualität verglichen. Liegt sie darunter, wird mit dem nächsten Schritt fortgefahren, andernfalls mit Schritt 7.
5. Es wurde ein gültiger Nachfolger gefunden. Dieser wird abgelegt und die Zahl gefundener Punkte um eins erhöht.
6. Falls bereits genügend Punkte identifiziert wurden, wird die Schleife verlassen. Andernfalls wird mit Schritt 2 fortgefahren.
7. Der gefundene Punkt wird verworfen und der Zähler der verworfenen Nachfolger um eins erhöht.
8. Wurden weniger als die zulässige Anzahl an Punkten verworfen, wird der nächste Nachfolger in Schritt 2 bestimmt. Andernfalls wird davon ausgegangen, dass die weitere Suche keine Verbesserung der Polynomqualität liefern wird und es wird mit dem nächsten Schritt fortgefahren.

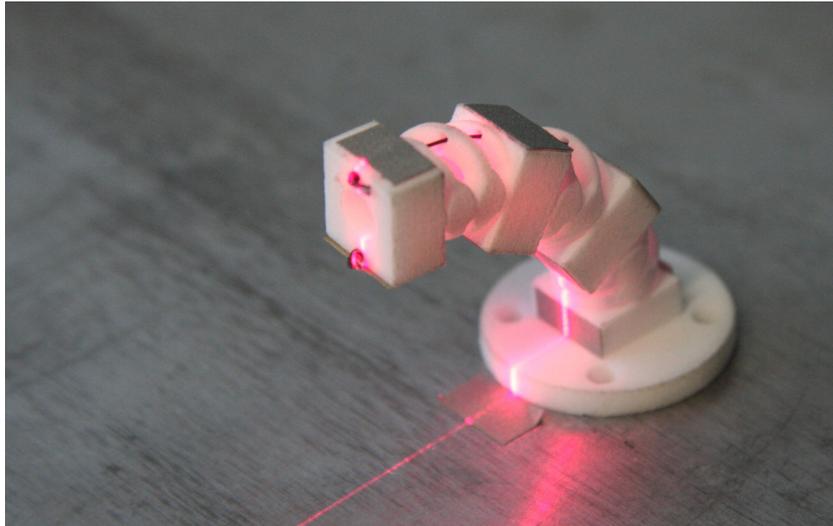


Abbildung 9.5: Prüfkörper in ausgelenkter Position mit vom Laser projizierter Linie

9. Ausgehend vom Keim wird der nächste Nachbar in absteigender Richtung ermittelt. Er wird als Vorgänger bezeichnet.
10. Falls ein Vorgänger gefunden wurde, wird mit dem nächsten Schritt fortgefahren. Falls nicht, wird mit Schritt 16 fortgefahren.
11. Die Qualität eines Polynoms ersten Grades, das die bisher gefundenen Punkte im Sinne einer least-square-Schätzung annähert, wird mit der geforderten Qualität verglichen. Liegt sie darunter, wird mit dem nächsten Schritt fortgefahren, andernfalls mit Schritt 14.
12. Es wurde ein gültiger Vorgänger gefunden. Dieser wird abgelegt und die Zahl gefundener Punkte wird um eins erhöht.
13. Wenn bereits genügend Punkte identifiziert werden konnten, wird die Schleife verlassen. Andernfalls wird mit Schritt 9 fortgefahren.
14. Der gefundene Punkt wird verworfen und der Zähler der verworfenen Vorgänger um eins erhöht.
15. Wurden weniger als die zulässige Anzahl an Vorgängern verworfen, wird der nächste Vorgänger in Schritt 9 bestimmt. Andernfalls wird davon ausgegangen, die weitere Suche führe nicht zu einer Verbesserung der Polynomqualität und es wird mit dem nächsten Schritt fortgefahren.
16. Der aktuelle Keim wird aus der Menge möglicher Punkte entfernt und mit Schritt 1 wird fortgefahren.

9.2 Ergebnisse der Messungen

Mit Hilfe des im vorangegangenen Kapitel erläuterten Prüfstandes wurden verschiedene Messungen vorgenommen. Zunächst wurde der in Kapitel 8.2 vorgestellte Versuch

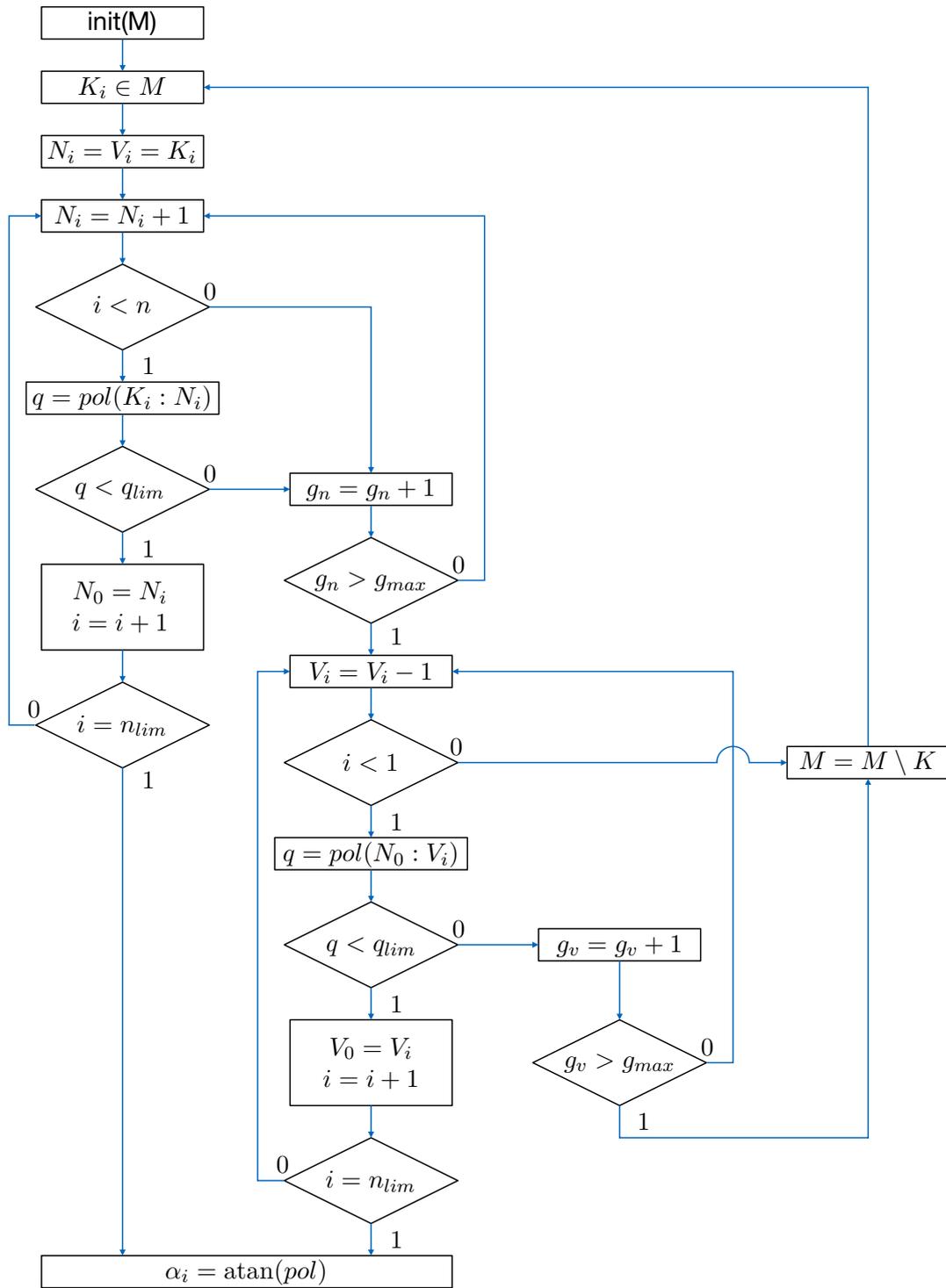


Abbildung 9.6: Schema zur Gewinnung der gemessenen Gelenkwinkel aus den Messdaten.

durchgeführt, um den dehnungsbasierten Ansatz zu validieren und Kennwerte zu ermitteln.

9.2.1 Messung mit konstantem Umschlingungswinkel

Das in Kapitel 8.2 hergeleitete Modell wurde mit Hilfe des Versuchsstandes untersucht. Dazu wurden verschiedene Seile mit dem Außendurchmesser von 0.4 mm um einen Stab mit rundem Querschnitt gelegt. Die Seilenden wurden an Rollen mit dem Radius $r_r = 5.0$ mm befestigt. Zur Messung wurden von beiden Motoren nach Aufbringen einer Vorspannkraft verschiedene sinusförmige Positionsprofile abgefahren. Zu den Zeitpunkten $t = \frac{1}{4}T$ und $t = \frac{3}{4}T$ erfolgt die Richtungsumkehr und die Geschwindigkeit beträgt null. Die Versuchsdurchführung ist in Abbildung 9.7 dargestellt. Der vorhandene Laser wurde verwendet, um das Seil senkrecht auszurichten.

Die Messungen wurden wie folgt durchgeführt:

1. Initialisierung beider Motoren
2. Betrieb beider Motoren unter Stromregelung
3. Einregeln eines konstanten Motorstroms auf beiden Motoren
4. Setzen der aktuellen Position zu 0
5. Wechseln in den positionsgeregelten Modus für beide Motoren
6. Durchführen einer Bewegung um 40 Encoderschritte nach links
7. Durchführen einer Bewegung um 40 Encoderschritte nach rechts
8. Anfahren der Ursprungsposition
9. Beginn des positionsgeregelten Abfahrens des sinusförmigen Profils und Beginn der Messung
10. Nach Ende der Messung Wechsel in den stromgeregelten Modus und Reduktion der Vorspannung

Die Amplitude der sinusförmigen Positionsprofile betrug für alle Fälle $A = 70$ Encodersignale. Dies entspricht einer Auslenkung des Seiles um 4.4 mm. Untersucht wurden Profile der unterschiedlichen Frequenzen $f_i \in (6,5,4,3,2,1.5,1,0.5,0.4,0.3,0.2,0.1) \frac{1}{2\pi}$ [Hz].

Die Messungen wurden jeweils für $n_P = 10$ Perioden und somit $T_m = 10 \frac{1}{f}$ s durchgeführt. Im Folgenden werden einzelne Messungen und die daraus gezogenen Schlüsse vorgestellt.

Transientes Verhalten des Seils

Abbildung 9.8 zeigt den Verlauf der gemessenen Seilkräfte über eine Dauer von zehn Perioden bei einer Periodendauer von $T = 31.41$ s. Trotz der langen Messdauer von $T_m = 314$ s ist zu erkennen, dass beide Kräfte über die gesamte Dauer um den gleichen Mittelwert schwanken. In Abbildung 9.9 ist der Verlauf der Fadenkräfte über

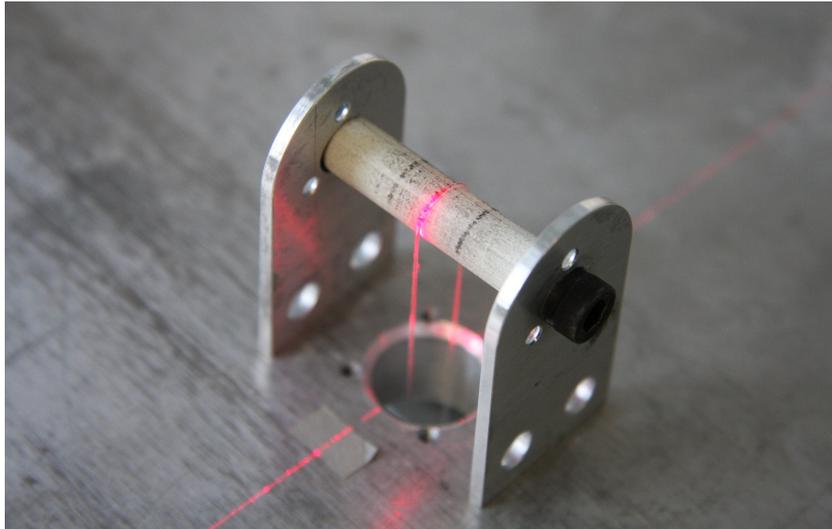


Abbildung 9.7: Versuchsdurchführung für konstanten Umschlingungswinkel. Der Laser wird zur senkrechten Ausrichtung des Seils verwendet.

der Verschiebung des Seils dargestellt. Es ist eine geschlossene Hysterese zu erkennen. Beide Beobachtungen lassen den Schluss zu, dass transientes Materialverhalten für die vorliegende Messung nicht berücksichtigt werden muss. Es wird angenommen, dass für die Sensoren und das verwendete Seil für die auftretenden Belastungen der Einfluss von Kriechen oder Verschleiß vernachlässigt werden können.

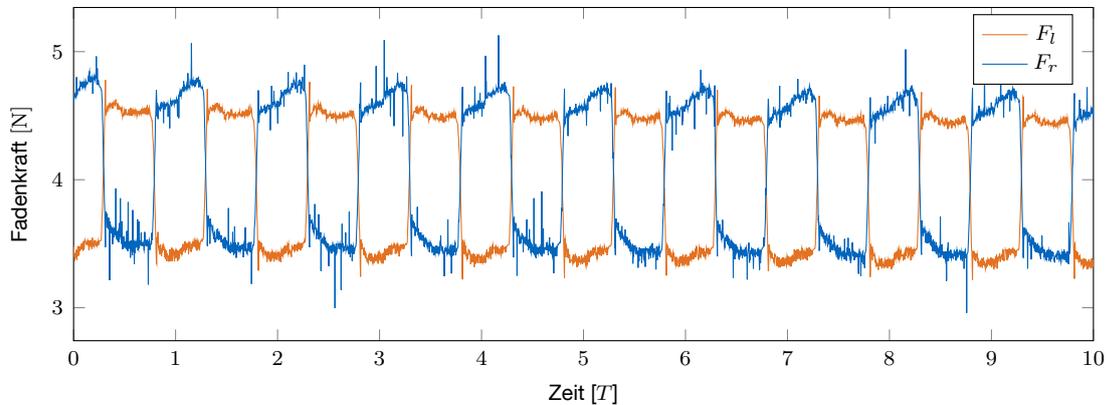


Abbildung 9.8: Verlauf der Fadenkräfte über eine Dauer von 10 Perioden bei einem langsamen Belastungszyklus ($T = 31.41$ s).

Einfluss der Motorträgheit

Die von den Motoren eingeregelter Position für unterschiedliche Frequenzen bei gleicher Sollvorgabe ist in Abbildung 9.10 dargestellt. Zu erkennen ist, dass für hohe Frequenzen die erreichte Position nicht der Sollvorgabe entspricht, wobei die Ursache dafür in der direkten Aktuierung der Seile ohne Getriebe liegt. Auf Grund des steigenden Einflusses der Rotorträgheit bei hohen Frequenzen reicht die Momentenreserve des Motors nicht aus, die geforderte Sollverschiebung zu erreichen.

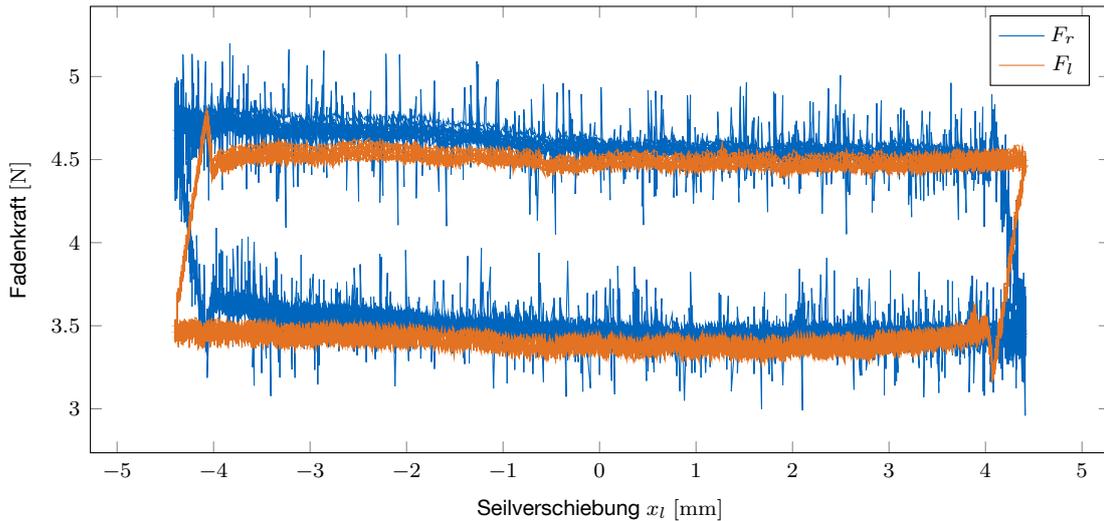


Abbildung 9.9: Verlauf der Fadenkräfte bezüglich der Seilverschiebung für 10 Perioden bei einem langsamen Belastungszyklus ($T = 31.41$ s). Das für beide Signale unterschiedlich ausgeprägte Rauschen lässt sich auf die nicht einheitlichen Sensitivitäten der verwendeten Fadenkraftaufnehmer zurückführen.

Dieser Effekt ist nicht von großer Bedeutung, da die tatsächlich erreichte Position in Form des Encodersignals gemessen wird und somit in der Auswertung berücksichtigt werden kann.

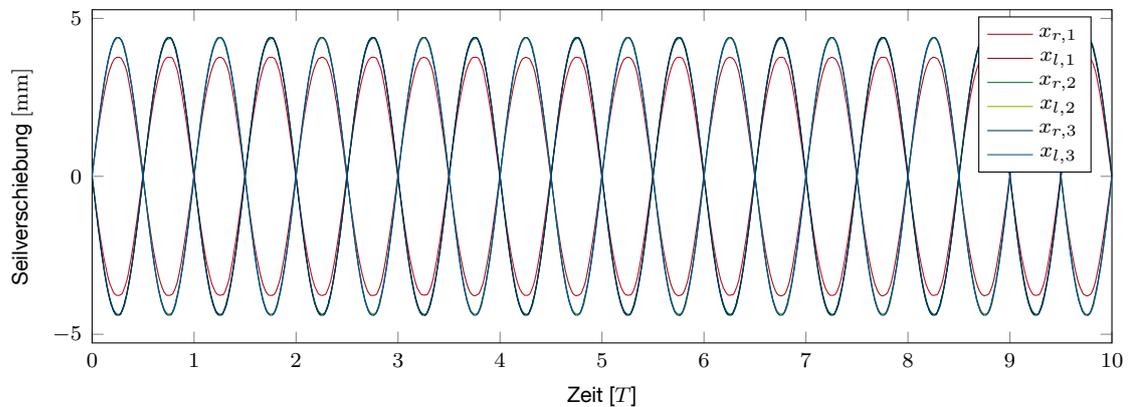


Abbildung 9.10: Verlauf der eingeregelteten Seilverschiebungen über eine Zeitdauer von 10 Perioden für die unterschiedlichen Periodendauern $T_1 = 1.04$ s, $T_2 = 4.18$ s und $T_3 = 31.41$ s.

Strom- und Kraftmessung

In Abbildung 9.11 sind die mit Hilfe der Fadenkraftaufnehmer gemessenen Fadenkräfte und die gemessenen Motorströme über 10 Perioden gemittelt dargestellt. Der deutliche Zusammenhang beider Signale zeigt, dass mit Hilfe einer linearen Motorkennlinie aus dem Motorstrom auch ein Rückschluss auf die herrschende Zugkraft gezogen werden kann. Die Kraftüberhöhung bei der Richtungsumkehr in den Bereichen um $t = \frac{1}{4}T$ und $t = \frac{3}{4}T$ ist sowohl im Kraft- als auch im Stromsignal deutlich erkennbar.

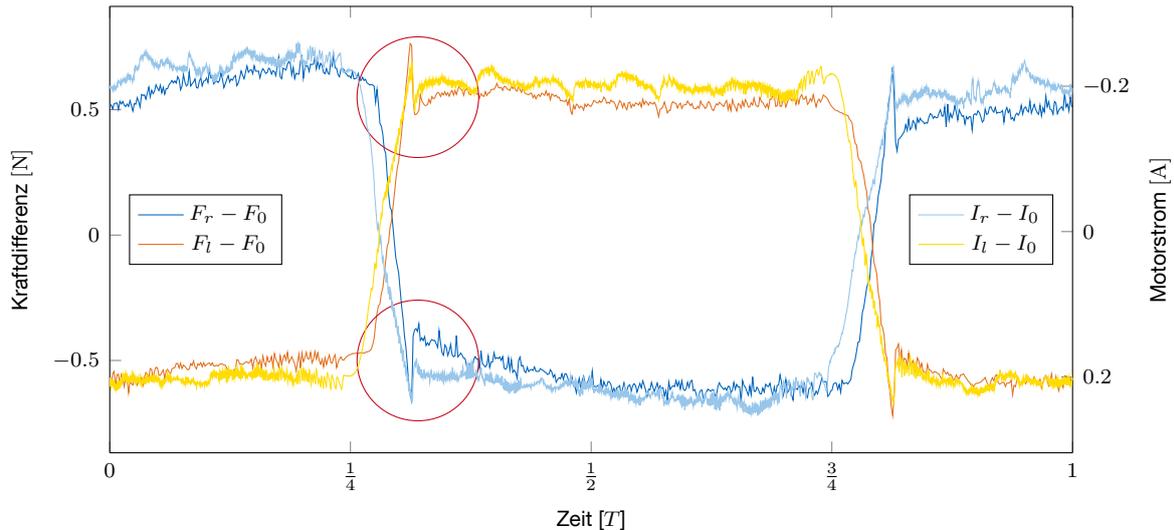


Abbildung 9.11: Verläufe der zusätzlich zu Vorspannung F_0 und Vorspannungsstrom I_0 aufgebrauchten Fadenkräfte und Motorströme bei einer Periodendauer $T = 31.41$ s. Rot gekennzeichnet sind die Bereiche der Kraftüberhöhungen beim Übergang vom Haft- zum Gleitzustand. Mittelung über 10 Perioden.

Reibkraft- und Normalkraftverlauf

Aus Gründen des Kräftegleichgewichts entspricht die Differenz aus rechter und linker Seilkraft der im Kontakt auftretenden Reibkraft F_f (Gleichung 9.1).

$$F_f = F_l - F_r \quad (9.1)$$

Ihr Verlauf ist in Abbildung 9.12 dargestellt. Der rote Kreis kennzeichnet eine Kraftüberhöhung beim Übergang vom Haft- zum Gleitzustand. Die Summe beider Seilkräfte entspricht der Normalkraft F_n . Wie zu erwarten, ist diese über den gesamten Zeitraum konstant.

9.2.2 Messung der Seilkräfte am Manipulator

Um die beim Aktuieren des Manipulators auftretenden Seilkräfte zu messen, wurde ähnlich vorgegangen. Der Manipulator wurde mit zwei Seilen versehen und die freien Enden wurden an den mit der Motorwelle verbundenen Rollen befestigt. Wie im vorhergegangenen Versuch wurden auch hier nach Aufbringen einer Vorspannkraft verschiedene Positionsprofile abgefahren. Die Versuchsdurchführung verlief analog zu Kapitel 9.2.1, jedoch mit dem zusätzlichen Schritt „Initialisierung des Lasers“ nach Schritt 3.

Transientes Verhalten des Manipulators

Im vorherigen Kapitel konnte ein transientes Verhalten des Seils für die auftretenden Belastungen ausgeschlossen werden. Auch für die bei der Aktuierung des Manipulators auftretenden Seilkräfte kann für den Zeitraum der längsten Messung ($T_m = 628$ s) kein zeitabhängiges Materialverhalten festgestellt werden. Abbildung 9.13 zeigt den

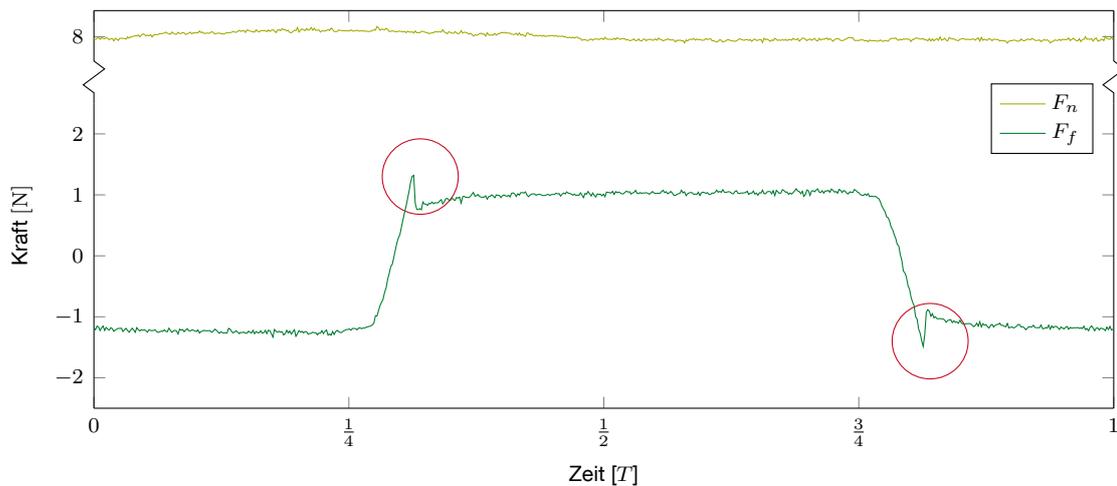


Abbildung 9.12: Verlauf von Reib- und Normalkraft F_f und F_n für die Periodendauer $T = 31.41$ s. Bei den rot gekennzeichneten Bereichen handelt es sich um eine Kraftüberhöhung auf Grund des Wechsels vom Haft- zum Gleitzustand. Mittelung über 10 Perioden.

Verlauf der Kraft bei einer Periodendauer von $T = 62.83$ s über alle Perioden. In Abbildung 9.14 ist eine geschlossene Hysterese zu erkennen.

Im Vergleich zu den Messungen bei konstantem Umschlingungswinkel sind keine Kraftsprünge zu erkennen. Dies ist ein deutliches Zeichen dafür, dass keine nicht-glatten Vorgänge stattfinden und auf die Modellierung von Haftvorgängen verzichtet werden kann.

Der Vergleich der gemessenen Kräfte für einen schnellen und einen langsamen Belastungszyklus ist in Abbildung 9.15 dargestellt. Auch hier ist kein geschwindigkeitsabhängiges Materialverhalten, jedoch eine ausgeprägte Hysterese erkennbar. Im Verlauf der Messungen stellte sich heraus, dass diese sich nicht allein durch Reibeffekte begründen lässt.

Wie bereits in Kapitel 8.3.1 erwähnt, wurde daher das viskose Materialverhalten des Manipulators mit einem $Zener_m$ -Element modelliert.

Ergebnisse der Winkelmessung

Abbildung 9.16 zeigt die drei mit Hilfe des Linienlasers gemessenen Gelenkwinkel bei einem langsamen Belastungszyklus. Wie zu erkennen, ist die Qualität der Messung nicht ausreichend. Zum einen verlässt die Manipulatorspitze den Messbereich des Lasers, so dass es für negative Winkel nicht möglich ist, alle Winkel zuverlässig zu bestimmen. Zum anderen konnte während der Messungen beobachtet werden, dass selbst eine kleine Verwindung des Manipulators dazu führt, dass die Biegung der Gelenke nicht in der vom Laser erfassten Ebene liegt. Die gemessenen Gelenkwinkel können daher für die folgenden Untersuchungen nicht berücksichtigt werden.

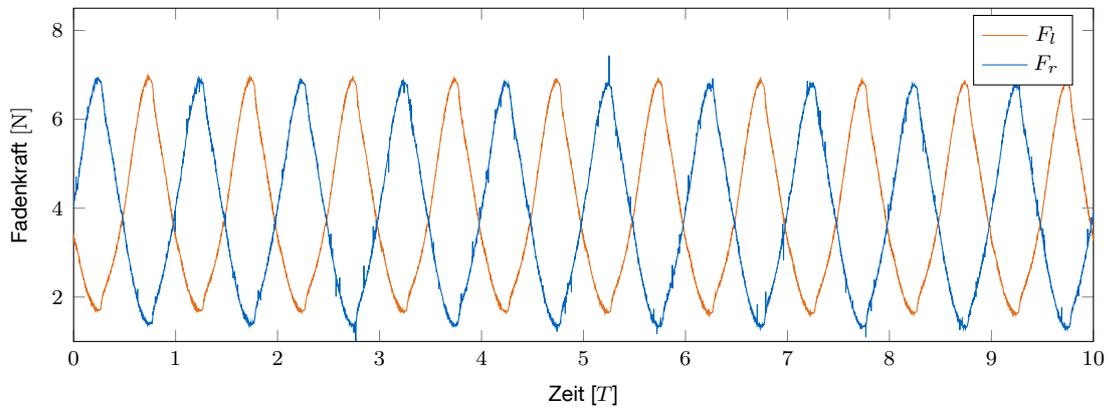


Abbildung 9.13: Verlauf der Fadenkräfte über eine Zeitdauer von 10 Perioden bei einem langsamen Belastungszyklus ($T = 62.83$ s).

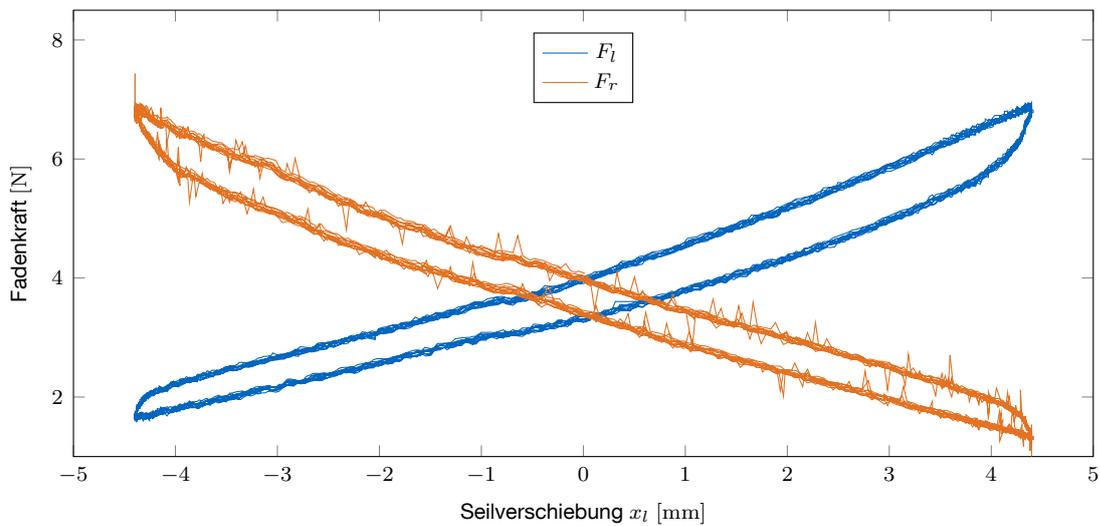
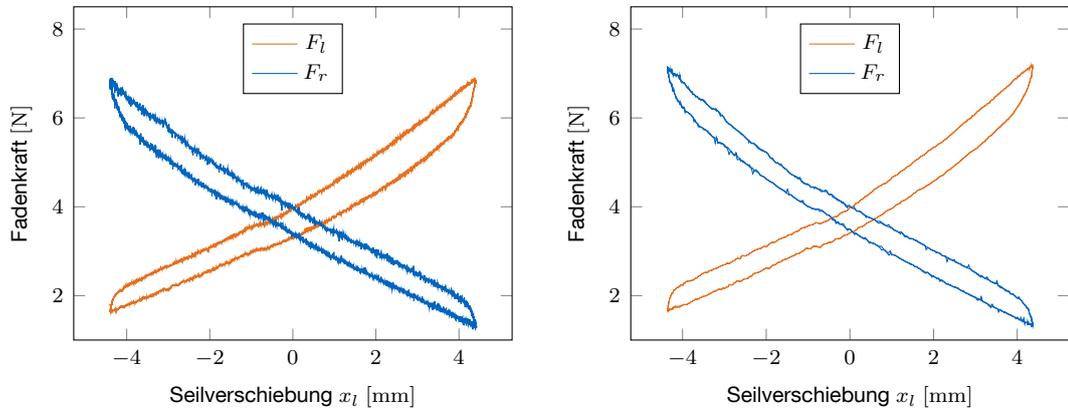


Abbildung 9.14: Verlauf der Fadenkräfte bezüglich der Seilverschiebung für 10 Perioden bei einem langsamen Belastungszyklus ($T = 62.83$ s).



(a) Fadenkräfte für einen langsamen Belastungszyklus ($T = 62.83$ s) über 10 Perioden gemittelt.

(b) Fadenkräfte für einen schnellen Belastungszyklus ($T = 6.28$ s) über 10 Perioden gemittelt.

Abbildung 9.15: Viskoses Verhalten des Materials bei steigender Belastungsgeschwindigkeit.

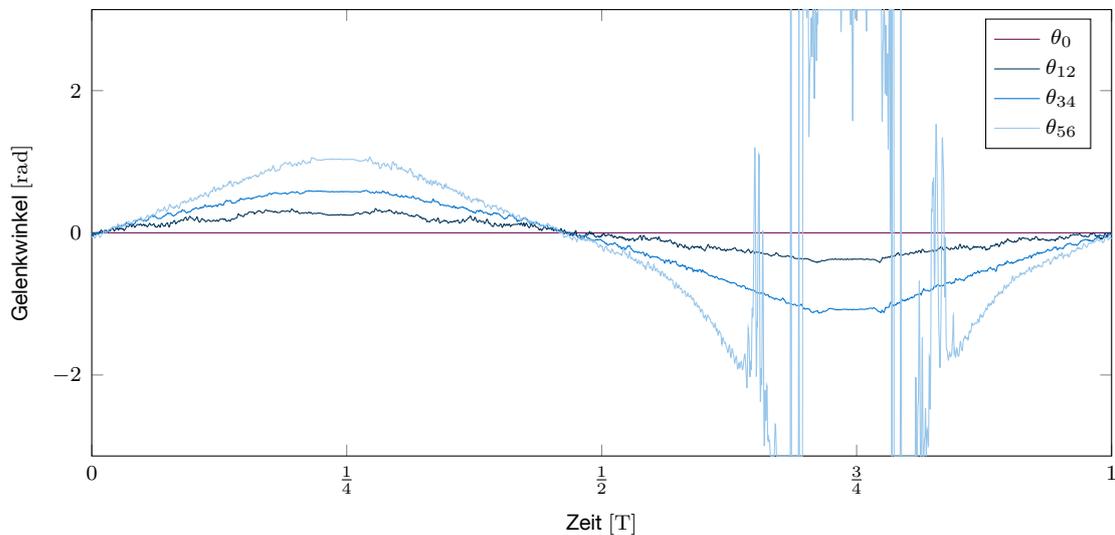


Abbildung 9.16: Bestimmte Gelenkwinkel mit Hilfe des Linienlasers. In der dem Laser abgewandten Pose des Manipulators hat die Spitze den Messbereich verlassen. Eine Bestimmung des Biegewinkels ist für diesen Bereich nicht möglich. Mittelung über 10 Perioden.

10 Ergebnisse

Zunächst erfolgt ein Abgleich des Modells **mit konstantem Umschlingungswinkel** anhand der Messungen. Ausgehend von diesen Ergebnissen wird anschließend eine Analyse der **Seilreibung im Manipulator** mit Hilfe des Coulomb-Modells durchgeführt. Zur Untersuchung der Eignung des Konzepts für den Einsatz in der Minimal-invasiven Chirurgie wurden zudem zwei weitere Manipulatoren umgesetzt. Einer dieser wurde für den **Einsatz in der aktuellen Version des HVSPS** konzipiert, ein zweiter stellt eine **Machbarkeitsstudie** bezüglich eines miniaturisierten Manipulators aus Stahl dar.

10.1 Vergleich der Simulationsergebnisse mit den Messungen

Bei der Validierung der unterschiedlichen Reibmodelle nach Coulomb, dem modifizierten LuGre-Modell nach Palli et al. (2012) und dem eigenen Ansatz dienen die von den beiden Positionencodern gemessenen Positionssignale φ_r und φ_l als Eingangsgröße. Vergleichsgrößen sind die beiden mit den Fadenspannungsaufnehmern gemessenen Kräfte F_r und F_l . Zusätzlich zur Lösung der impliziten Differentialgleichungen mit Hilfe des Integrators `ode15i` des Softwarepakets Matlab erfolgt die Berechnung in einem vierten Modell, das auch auf dem Ansatz der Coulombreibung basiert. Die Approximierung der gesuchten Geschwindigkeit wird jedoch nicht durch Lösen der impliziten Differenzialgleichung ermittelt, sondern mit Hilfe des Differenzenquotienten des vergangenen Zeitschrittes:

$$\dot{s} \approx \frac{s_t - s_{t-\Delta t}}{\Delta t}. \quad (10.1)$$

10.1.1 Untersuchung des Modells mit konstantem Umschlingungswinkel

Die für die einzelnen Modelle erforderlichen Modellparameter sind in Tabelle 10.1 gegeben. Die Reibkoeffizienten μ_d , μ_s und $\bar{\sigma}_2$ sowie die Stribeck-Geschwindigkeit v_{stri} wurden mit Hilfe des Coulomb-Modells ermittelt und für die anderen Modelle übernommen. Anschließend wurden für die beiden LuGre-Modelle die Bürstensteifigkeiten und Dämpfungen angepasst. Es ist zu beobachten, dass die gewählten Reibkennwerte keine abfallende, sondern eine bezüglich der Geschwindigkeit ansteigende Reibkennlinie charakterisieren.

Tabelle 10.1: Modellparameter

Parameter	Coulomb	LuGre nach Palli	LuGre bez. μ	Einheit
μ_s	0.08	0.08	0.08	–
μ_d	0.13	0.13	0.13	–
v_{stri}	6.0	6.0	6.0	mm s^{-1}
E	6400	6400	6400	MPa
l_0	200	200	200	mm
x_0	1.0	1.0	1.0	mm
σ_0	–	100	–	N m^{-1}
σ_2	–	$10\text{E}-3$	–	N s m^{-1}
$\bar{\sigma}_0$	–	–	$10\text{E}4$	m^{-1}
$\bar{\sigma}_1$	–	–	950	s m^{-1}
$\bar{\sigma}_2$	$10\text{E}-3$	–	$10\text{E}-3$	s m^{-1}

Coulomb und die beiden LuGre-Ansätze

In Abbildung 10.1 sind die absoluten über eine Periodendauer auftretenden Kräfte F_r und F_l für einen langsamen Belastungszyklus aufgetragen. Die durch Lösen der Differentialgleichung gewonnenen Größen sind für das Coulomb-Modell mit den Bezeichnungen $F_{k,C}$, für das modifizierte LuGre-Modell nach Palli mit $F_{k,LP}$ und für das LuGre-Modell nach eigenem, auf einem variablen Reibkoeffizienten basierenden Ansatz mit $F_{k,LV}$ mit $k \in \{r; l\}$ gekennzeichnet. Die mit Hilfe des auf dem Differenzenquotienten basierten Modells gewonnenen Größen sind mit $F_{k,CD}$ bezeichnet.

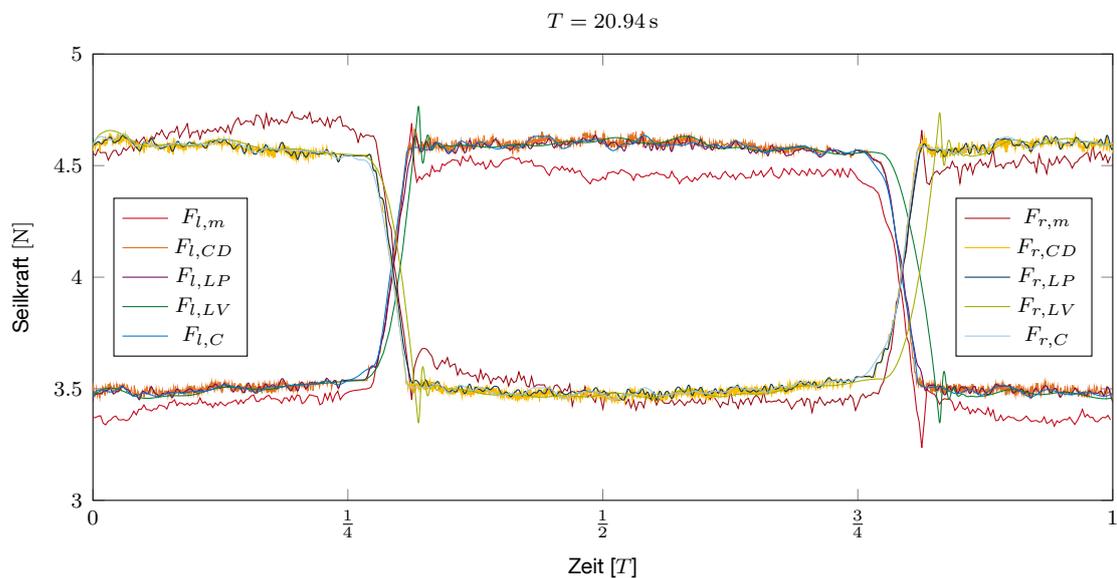


Abbildung 10.1: Vergleich von simulierten und gemessenen Seilkräften bei einem langsamen Belastungszyklus mit $T = 20.94\text{ s}$ über 10 Perioden gemittelt.

Abbildung 10.2 zeigt den Verlauf der Reibkraft für verschiedene Periodendauern mit $T > 6\text{ s}$. Die Ergebnisse der vier Modelle stimmen sehr gut überein. Für langsame Belastungszyklen ist deutlich die Kraftüberhöhung in den Bereichen der

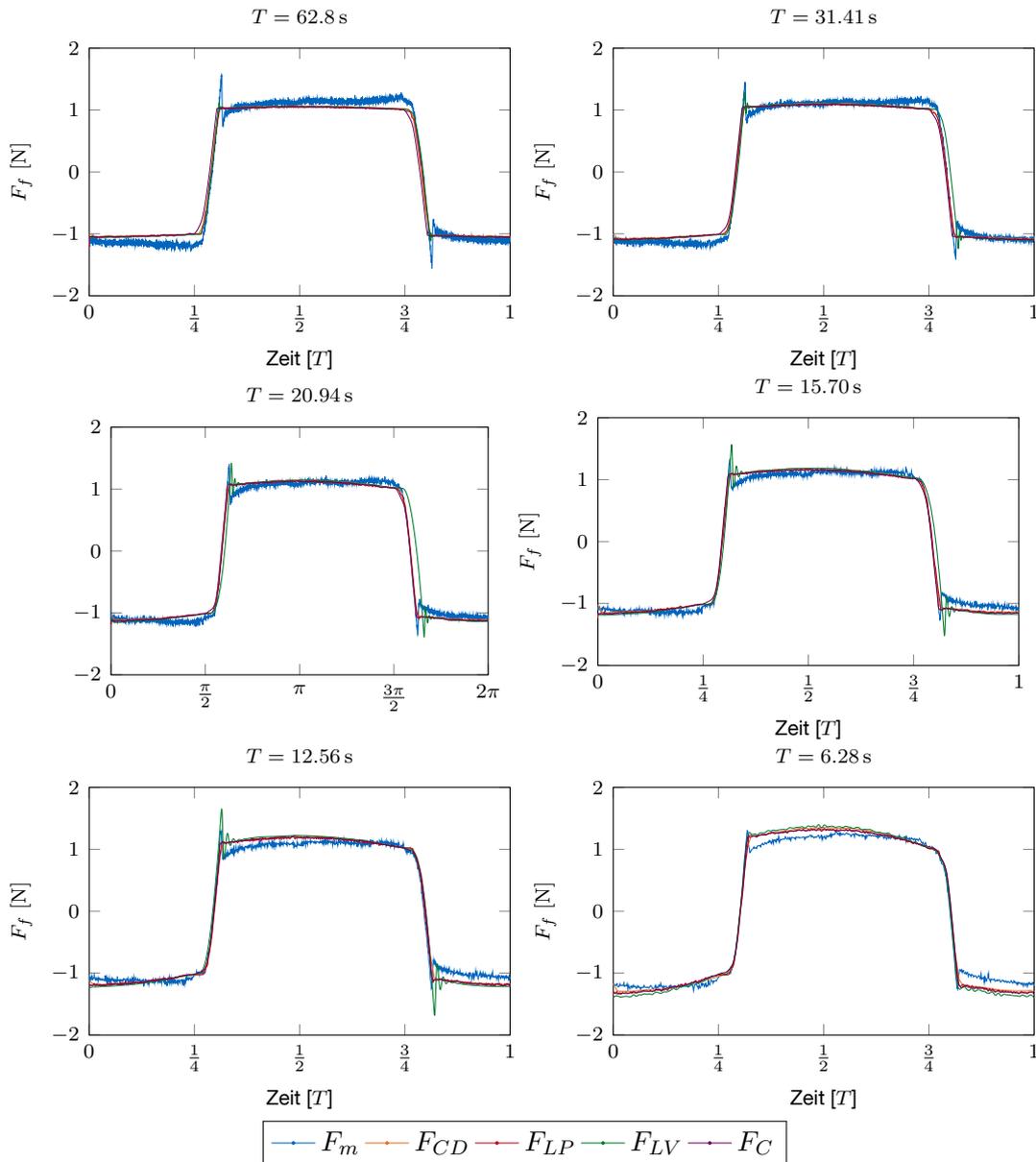


Abbildung 10.2: Gemessene und simulierte Reibkraftverläufe für $T > 6 \text{ s}$, über 10 Perioden gemittelt.

Richtungsumkehr bei $t = \frac{1}{4}T$ und $t = \frac{3}{4}T$ zu erkennen. Diese kann lediglich vom LuGre-Modell mit dem Ansatz eines variablen Reibkoeffizienten abgebildet werden (Abbildung 10.5).

Abbildung 10.3 zeigt den Verlauf der Reibkraft für verschiedene Periodendauern mit $T < 5 \text{ s}$. Im Vergleich zu den Messungen bei langsameren Belastungszyklen ist keine ausgeprägte Kraftüberhöhung zum Zeitpunkt der Richtungsumkehr zu erkennen. Zu beobachten ist jedoch, dass der Richtungswechsel der Reibkraft nicht schlagartig vollzogen wird. In den Bereichen $t = 0$ und $t = T$ ist dafür eine höhere Reibkraft zu erkennen als bei den langsamen Belastungszyklen. Verantwortlich hierfür ist der viskose Anteil des Reibgesetzes, der zu einer Zunahme der Reibkraft für zunehmende Geschwindigkeiten führt.

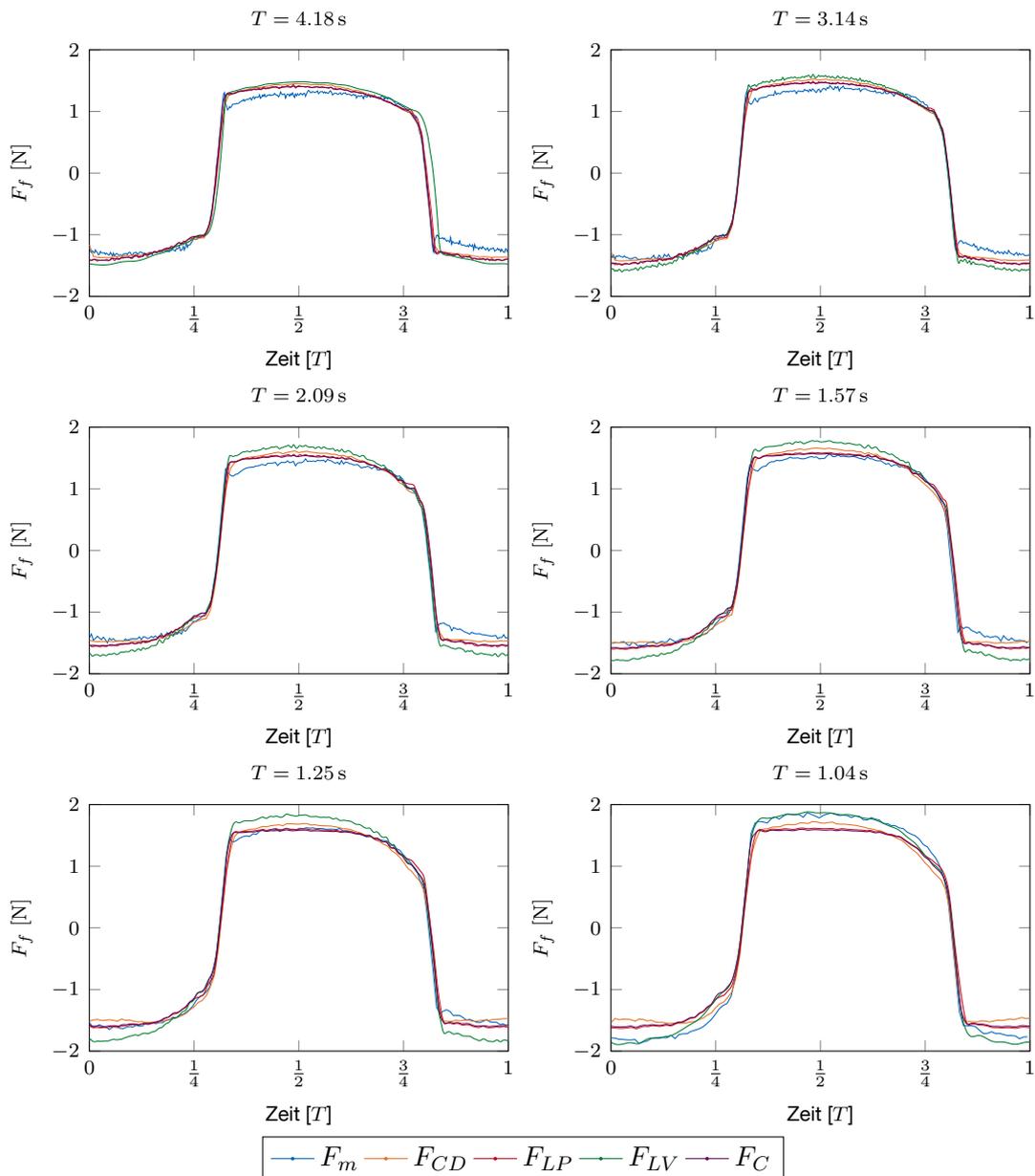


Abbildung 10.3: Gemessene und simulierte Reibkraftverläufe für $T < 5$ s, über 10 Perioden gemittelt.

Aliasing und Oversampling

Der Abgleich der Messungen und der Simulation erfolgte, indem das mit Hilfe der Motorwellenencoder gemessene Positionssignal als Eingangsgröße in das Modell gegeben wurde. Da zur Integration des LuGre-Modells eine kontinuierliche Funktionsvorschrift der Position bezüglich der Zeit erforderlich ist, es sich bei der gemessenen Position jedoch um diskrete Werte handelt, wurde dem Integrator eine Interpolation dieser Werte zur Verfügung gestellt.

Wie bereits erwähnt, erfolgte die Abtastung des Positions mit 1 kHz. Auf Grund der im Vergleich zu dieser hohen Abtastfrequenz geringen Auflösung des Encoders von 2000 Signalen pro Umdrehung, tritt bei niedrigen Geschwindigkeiten Überdis-

ketrisierung (Oversampling) auf.

Bei der Interpolation des diskreten Positionssignals kommt es dabei unweigerlich vor, dass zu verschiedenen Zeitpunkten das gleiche Positionssignal gemessen wird. Liegt im Falle variabler Schrittweite des Integrators ein Zeitintervall vor, das unterhalb der Abtastzeit liegt, so liefert die Interpolation für verschiedene Zeitschritte einen identischen Wert. Eine zeitlich unveränderte Position führt somit zu einer Geschwindigkeit von $\dot{\varphi} = 0$. Dies wird vom Integrator als Haftfall identifiziert. Dieser Effekt wird als Aliasing bezeichnet. Ein rauschendes Simulationsergebnis ist die Folge. Um dem entgegenzuwirken, erfolgte die Interpolation für niedrige Geschwindigkeiten mit nachträglich reduzierter Abtastrate. Dennoch ist es nicht möglich, zwischen diskretisierungsbedingtem und tatsächlichem Haften zu unterscheiden. Abbildung 10.4 zeigt die Verläufe der ermittelten Geschwindigkeit \dot{s} im Scheitelpunkt. Beide Ergebnisse entstammen demselben Datensatz, sie wurden jedoch mit Eingangssignalen unterschiedlicher Diskretisierung gewonnen.

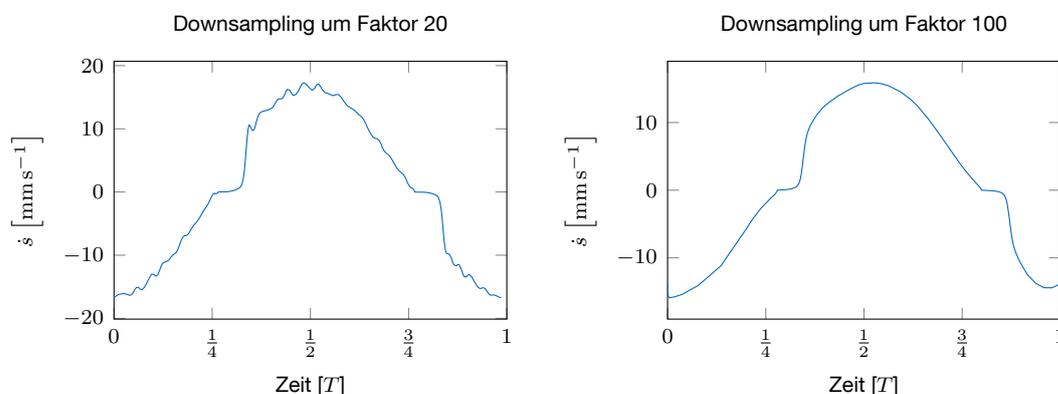


Abbildung 10.4: Geschwindigkeitsverläufe für unterschiedliche Diskretisierungen des Positionssignals. Die Unterscheidung zwischen tatsächlichem Haften und diskretisierungsbedingtem Rauschen ist nicht möglich.

Diskussion des Abgleichs für konstanten Umschlingungswinkel

Aus den sehr guten Übereinstimmungen zwischen allen Simulationen und den Messungen lässt sich schließen, dass die getroffenen Modellannahmen zulässig sind. Das auf dem Differenzenquotienten basierte Verfahren zeigt während der Simulationen das robusteste Verhalten. Es gestaltet sich oft schwierig, für die impliziten Modelle Parameter zu finden, die zu einer zuverlässigen Konvergenz führen. Entscheidende Faktoren sind dabei das bereits erwähnte Downsampling der Eingangsgrößen und die geeignete Wahl der Anfangsbedingungen zum Zeitpunkt $t = 0$. Die Konvergenz des regularisierten Coulomb-Modells hängt zusätzlich stark von der Art der Regularisierung ab. Im vorliegenden Fall wurde die Funktion $\text{sign}(\dot{s})$ mit Hilfe der Funktion $\tanh(100\dot{s})$ regularisiert. Wird an Stelle der gemessenen Encodersignale der Simulation ein ideales Sinussignal zugrunde gelegt, kann für alle Fälle eine bessere Konvergenz und ein glatteres Simulationsergebnis erzielt werden.

Ein wichtiges Ergebnis des Abgleichs ist die Charakteristik der Reibkennlinie. Betrachtet man den Verlauf der gemessenen Kräfte, kann man an Stellen der Kraftsprün-

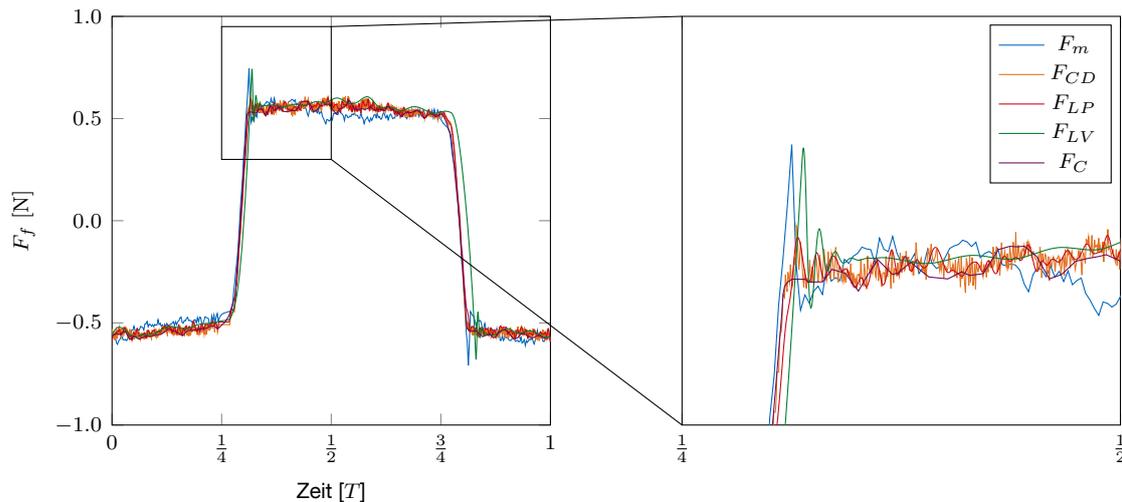


Abbildung 10.5: Kraftüberhöhung im Haft-Gleit-Übergang kann nur vom LuGre-Modell abgebildet werden.

ge Haftfälle identifizieren. Diese können für die vorliegenden Parameter ausschließlich mit Hilfe des eigenen Ansatzes des LuGre-Modells abgebildet werden. Für das modifizierte LuGre-Modell nach Palli ist dies zwar auch möglich, jedoch konnten keine Modellparameter identifiziert werden, die für alle gemessenen Geschwindigkeiten zur Konvergenz des Modells führen. Abschließend lässt sich anmerken, dass Reibeffekte bei veränderlichem Umschlingungswinkel nur vom eigenen Ansatz mit variablem Reibkoeffizienten abgebildet werden können, da für den Fall verschwindender Normalkraft der Ansatz nach Palli nicht definiert ist.

10.1.2 Simulation für Modell des Manipulators

Es folgt die Vorstellung der Simulationsergebnisse mit dem in Kapitel 8.3.2 hergeleiteten Modell zur Berechnung der Seilreibung unter Berücksichtigung der Dehnung des Seils. Da aus den in Kapitel 9.2.2 vorgestellten Messungen ersichtlich wurde, dass kein Haften auftritt, wurde auf die Verwendung des LuGre-Modells verzichtet und die Simulation mit dem auf dem Differenzenquotienten basierten Verfahren durchgeführt. Die zusätzlich zu den im vorherigen Kapitel ermittelten Reibparametern aus Tabelle 10.1 benötigten Kennwerte des Prüfkörpers sind in Tabelle 10.2 dargestellt. Die geometrischen Abmessungen entstammen dabei dem CAD. Die Gelenksteifigkeit k_{FEM} wurde zunächst mit Hilfe des vereinfachten Finite-Elemente-Modells (Kapitel 8.4) approximiert und anschließend manuell zu k_{fit} optimiert.

Simulation mit linearelastischer Gelenksteifigkeit

Die Ergebnisse dieser Berechnungen sind für einen langsamen und einen schnellen Belastungszyklus in Abbildung 10.6 dargestellt. Die Ergebnisse der übrigen Messungen befinden sich in Anhang A.6.

Der Vergleich zwischen Simulation und Messung zeigt, dass sich nicht alle auftretenden Hystereseeffekte auf Reibung zurückführen lassen. Für $x_l = x_r = 0$ steht der Manipulator senkrecht und es gilt $\alpha_i = 0$. Da somit keine Seilreibung in den

Tabelle 10.2: Kennwerte des Prüfkörpers

	Wert	Einheit
n	6	–
r_t	4.5	mm
b	1.2	mm
p^0	3.65	mm
r_c	3.6	mm
g_c	0.2	mm
r_i	2.5	mm
r_a	5.5	mm
k_{FEM}	187	N mm rad ⁻¹
k_{fit}	165	N mm rad ⁻¹
k_2	450	N mm rad ⁻¹
d_2	200	N mm rad ⁻¹ s ⁻¹

Gelenken auftritt, dürfte allein die Vorspannkraft auf die Seilen wirken. Es ist jedoch in den Ergebnissen der Messung zu erkennen, dass dies nicht der Fall ist. Ursachen hierfür könnten Reibung in den Fadenspannungsaufnehmern oder viskoelastisches Verhalten der Gelenksteifigkeiten sein.

Simulation mit viskoelastischer Gelenksteifigkeit

Um eine bessere Übereinstimmung von Simulation und Messung zu erzielen, erfolgte die Erweiterung des Modells um eine Reihenschaltung aus Feder- und Dämpferelement (vgl. Abbildung 8.3b) parallel zur bereits modellierten linearen Gelenksteifigkeit. Da für die untersuchten Geschwindigkeiten keine Unterschiede in der Dämpfung festzustellen sind, lässt sich keine Aussage über den Betrag des Dämpfungsmaßes machen. Im vorliegenden Fall wurde es so groß gewählt, dass es für alle untersuchten Geschwindigkeiten wirksam ist und sich eine gute Übereinstimmung zwischen Simulation und Messung ergibt. Die Ergebnisse für je zwei langsame und schnelle Seilgeschwindigkeiten sind in Abbildung 10.7 dargestellt. Die Ergebnisse zu den übrigen Seilgeschwindigkeiten befinden sich im Anhang A.6.

Diskussion der Simulationsergebnisse

Ausgehend von den für einen konstanten Umschlingungswinkel ermittelten Reibkennwerten und der mit Hilfe des vereinfachten Finite-Elemente-Modells gewonnenen Gelenksteifigkeit kann bereits eine gute Abschätzung der auftretenden Kräfte getroffen werden. Da nach Coy et al. (2013) der Elastizitätsmodul bei geringen Wandstärken jedoch großen Schwankungen unterliegt, ist eine Anpassung der Gelenksteifigkeit an die Messergebnisse unerlässlich. Mit Hilfe der angepassten Steifigkeit lassen sich die absoluten Verläufe der Fadenkräfte in sehr guter Übereinstimmung mit den Versuchen berechnen. Dabei ist zu erkennen, dass der Einfluss der Reibung zwar messbar ist, jedoch von den rheologischen Eigenschaften des verwendeten Materials überlagert wird. Eine Modellierung der Gelenksteifigkeit mit einem Zener_m-Element führt für

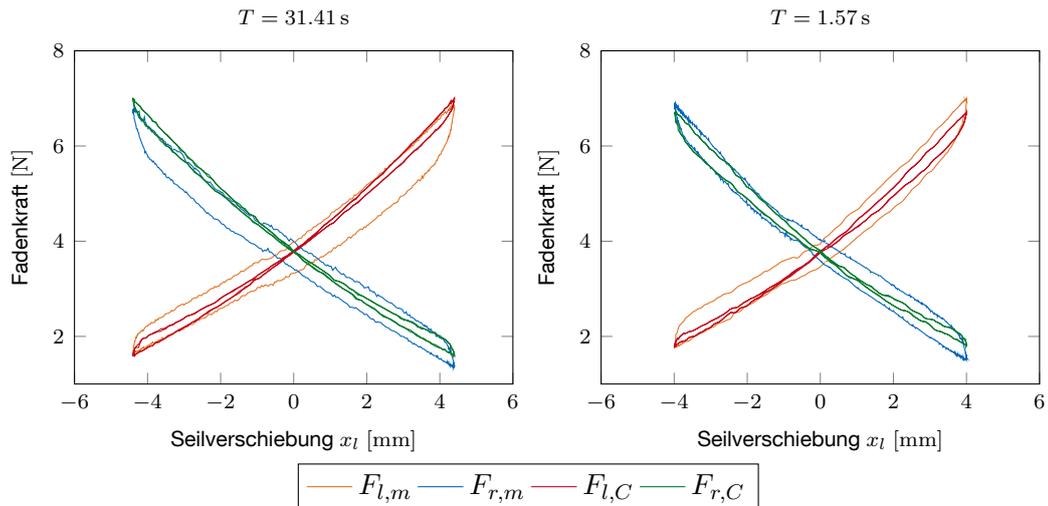


Abbildung 10.6: Vergleich zwischen Simulation und Messung für verschiedene Belastungszyklen unter Berücksichtigung einer linearelastischen Gelenksteifigkeit k_{fit} . Mittelung über 10 Perioden.

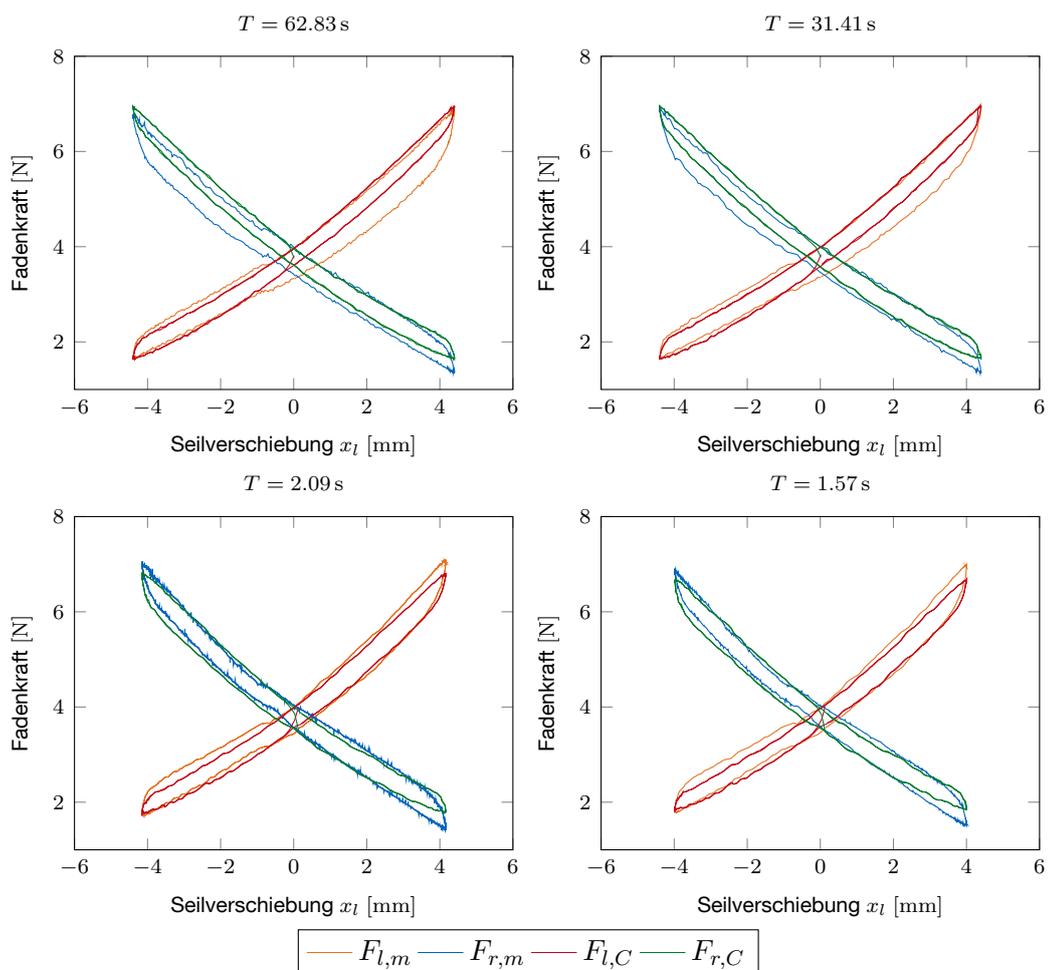


Abbildung 10.7: Vergleich zwischen Simulation und Messung für verschiedene Belastungszyklen mit Modellierung eines viskosen Materialverhaltens der Helix. Mittelung über 10 Perioden.

die durchgeführten Simulationen grundsätzlich zu einer besseren Übereinstimmung zwischen Simulation und Messung.

10.2 Manipulatoren für HVSPS 3

In den vorangegangenen Kapiteln konnte gezeigt werden, dass Reibung und Materialeigenschaften zu messbaren Effekten führen, die bezüglich der Simulation eine Herausforderung darstellen. Dennoch liegen diese nicht in einer Größenordnung, die eine Einschränkung der Bedienbarkeit des Manipulators zur Folge hat. Vielmehr motivierte das robuste Verhalten des in Kapitel 5 vorgestellten Manipulators zur Orientierung der Kamera die Umsetzung des Konzeptes der Helixgelenke für instrumentenführende Manipulatoren.

Diese wurden von den Projektpartnern der Forschungsgruppe MITI (Minimal-invasive Interdisziplinäre Therapeutische Intervention, Technische Universität München) für eine neue Version des HVSPS (Abschnitt 2.1.3) integriert und erprobt. Die kinematische Auslegung ergab sich in Rücksprache mit den Projektpartnern zu dem in Abbildung 10.8 dargestellten Design. Die Anbindung an das System erfolgt an einem Kniehebelmechanismus, der die Opponierung zweier Manipulatoren ermöglicht. Zusätzlich verfügt das System über einen translatorischen Freiheitsgrad. Abbildung 10.9 zeigt den Arbeitsraum eines Manipulators für verschiedene Stellungen des Kniehebelgelenks. Die DH-Parameter nach Siciliano et al. (2009) sind in Tabelle 10.3 dargestellt. $i = 2$ bezeichnet dabei den Freiheitsgrad des translatorischen Gelenks, $i = 3$ den des Kniehebelmechanismus. Die Auslegung und Inbetriebnahme erfolgte gemeinsam mit der Forschungsgruppe MITI im Rahmen der Masterarbeit Ostler (2014).

i	α_i	a_i	d_i	θ_i
1	$\pi/2$	0 mm	d_1	
2	0	71mm	0mm	θ_{tri}
3	$\pi/2$	5mm	0mm	θ_z
4	$-\pi/2$	5mm	0mm	θ_y
5	0	3.5mm	0mm	θ_z
6	$\pi/2$	5mm	0mm	θ_z
7	$-\pi/2$	5mm	0mm	θ_y
8	0	3.5mm	0mm	θ_z
9	$\pi/2$	5mm	0mm	θ_z
10	$-\pi/2$	5mm	0mm	θ_y
11	0	10mm	0mm	θ_z

Tabelle 10.3: DH-Parameter des Manipulators

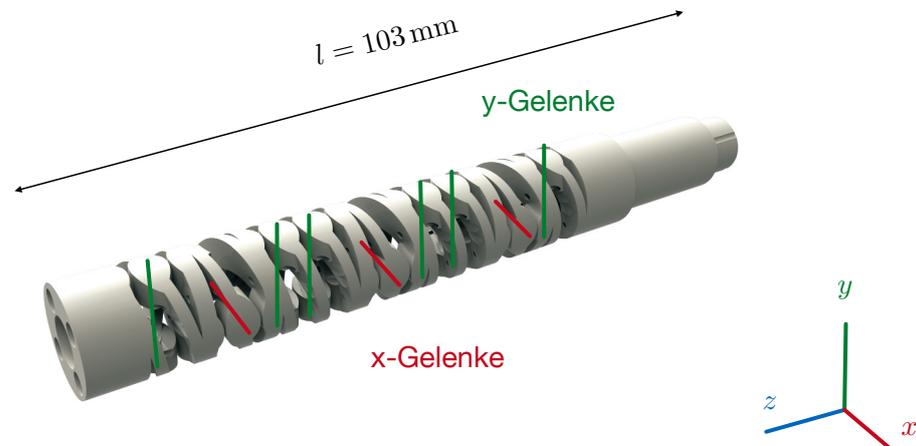


Abbildung 10.8: Gerenderte Ansicht des Manipulators für das HVSPS 3

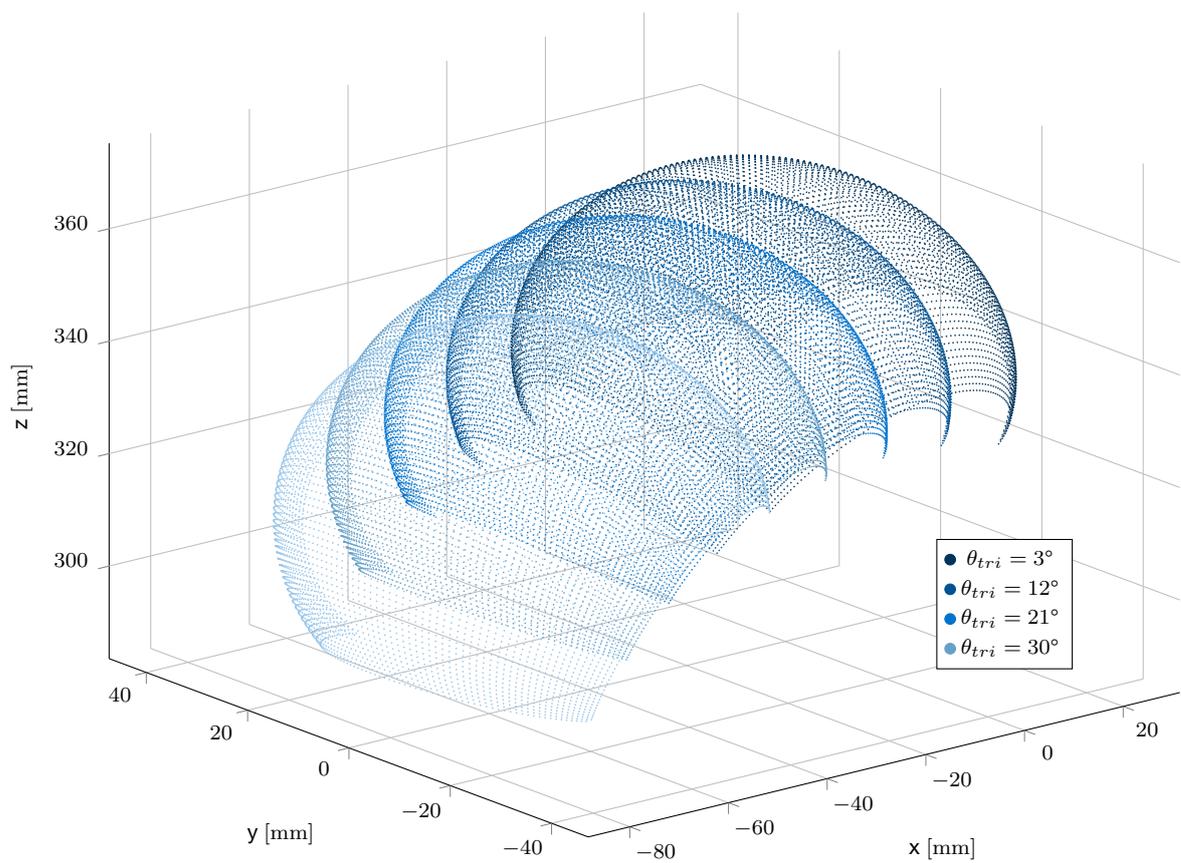


Abbildung 10.9: Arbeitsraum des Manipulators für unterschiedliche Stellungen des Kniehebelmechanismus.

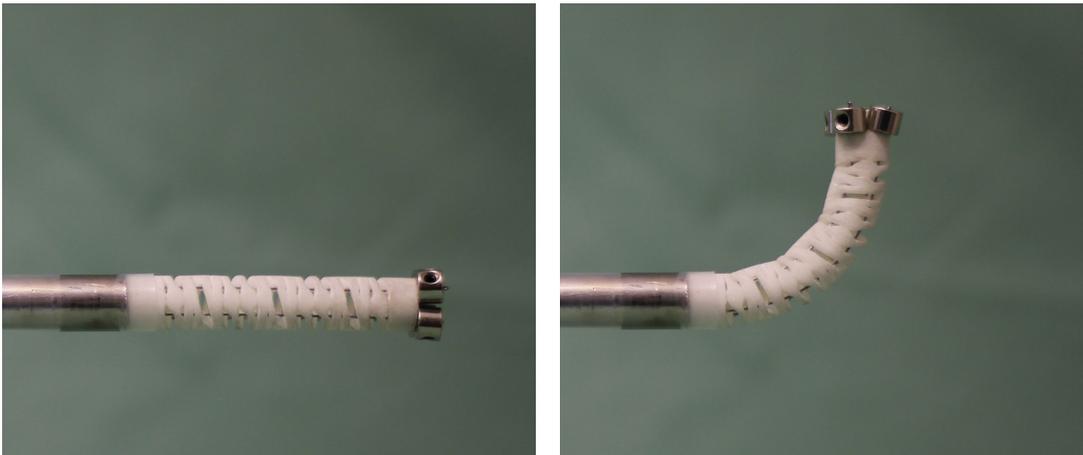


Abbildung 10.10: Manipulator des aktuellen Prototyps des HVSPS 3. Die Bedienung erfolgt mit Hilfe der Konsole Falcon.

10.2.1 Inbetriebnahme des Prototyps

Der Aufbau des aktuellen Prototyps ist im Detail in Ostler (2014) dargestellt. Der Manipulator ist in Abbildung 10.10 in gestreckter und angewinkelter Pose dargestellt. Neben der Anbindung an das System erfolgte eine Implementierung einer Bedienkonsole. Um die Kraft zu ermitteln, die mit dem Manipulator aufgebracht werden kann, wurde ein Versuch nach Abbildung 10.11 durchgeführt. Dabei erfolgt die Vorspannung einer Federwaage zunächst mit 1 N (Abbildung 10.11a). Nach dem Abwinkeln der Spitze um 90° (Abbildung 10.11b) folgt eine Erhöhung der Vorspannung zunächst auf 7 N (Abbildung 10.11c) und eine Aktuierung bis zu einer Kraft von ca. 10 N (Abbildung 10.11d). Deutlich zu erkennen ist eine starke Deformation bei der Maximalbelastung.

10.2.2 Diskussion

Die Inbetriebnahme des Manipulators und die Anbindung an den aktuellen Prototyp HVSPS 3 erfolgte ohne Probleme. Die Steuerung erwies sich als ausreichend präzise, um mit einem Nadelör mit den Abmessungen $3 \times 5 \text{ mm}^2$ einen Haken einzufädeln, um ein daran befestigtes Gewicht anzuheben. Die detaillierte Versuchsdurchführung ist in Ostler (2014) dargestellt. Eine Veröffentlichung der Ergebnisse ist zum Zeitpunkt des Verfassens dieser Arbeit in Planung. Von den Benutzern wurde die Bedienung des Manipulators durchweg als positiv empfunden.

10.3 Machbarkeitsstudie eines Manipulators aus Stahl

Zwar bietet der vorgestellte Manipulator aus Polyethylen den Vorteil, für den Einsatz im MRI tauglich zu sein, dennoch bietet sich die Überlegung an, ein Konzept aus einem festeren Werkstoff zu verfolgen, um höhere Kräfte und geringere Abmessungen zu realisieren. Um gleichzeitig die Miniaturisierbarkeit des neuen Manipulatorkonzeptes zu untersuchen, erfolgte eine Anpassung an die für die Herstellung mit Hilfe des

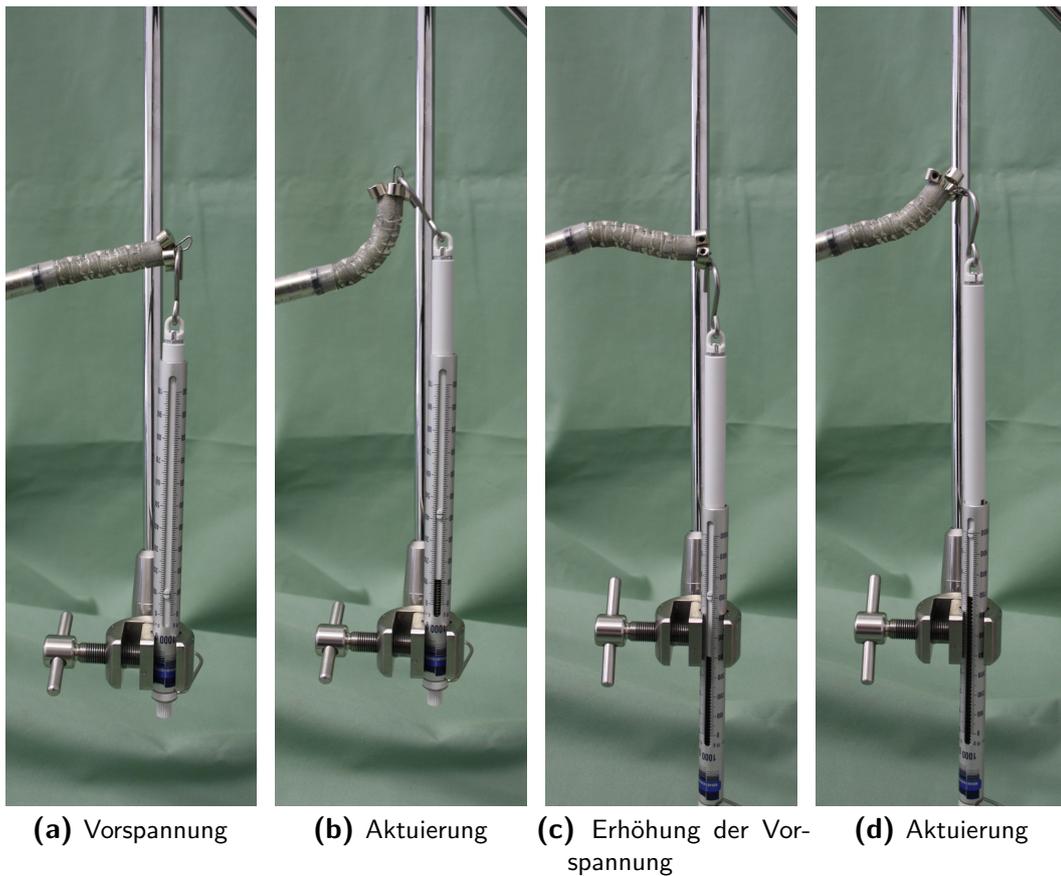


Abbildung 10.11: Versuchsdurchführung zur Messung der Kräfte, die vom Manipulator aufgebracht werden können.

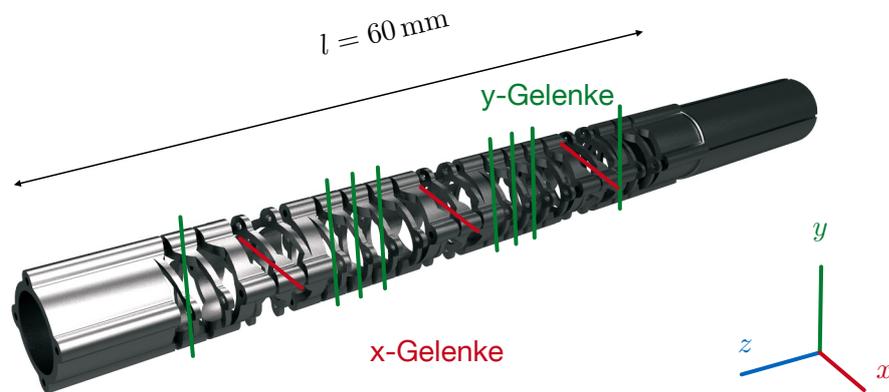
Selektiven Laserschmelzens geltenden Fertigungsrestriktionen. Diese sind in Tabelle 10.4 dargestellt.

Unter Berücksichtigung eines Innenradius von $r_i = 2.5$ mm, in dem ein flexibles Instrument geführt werden kann, ergibt sich ein Entwurf nach Abbildung 10.12 mit einem Außendurchmesser von $r_a = 3.8$ mm. Der aus herkömmlichem Werkzeugstahl gefertigte Manipulator ist in Abbildung 10.13 dargestellt.

Es sei darauf hingewiesen, dass die hergestellte Struktur wie erwartet eine hohe Flexibilität bei gleichzeitig hoher Festigkeit aufweist. Dennoch konnte der Manipulator nicht in Betrieb genommen werden, da die Bohrungen, die zur Führung der Bowdenzüge vorgesehen sind, während des Herstellungsprozesses verschmolzen. Dennoch zeigt das vorgestellte Konzept ein hohes Potential bezüglich der Robustheit und Miniaturisierung.

Tabelle 10.4: Fertigungs-Randbedingungen

	RB	Einheit
t_{min}	0.4	mm
d_{min}	0.5	mm
g_{min}	0.2	mm

**Abbildung 10.12:** Entwurf für einen miniaturisierten Stahlmanipulator**Abbildung 10.13:** Gefertigter Prototyp aus Werkzeugstahl

11 Zusammenfassung und Ausblick

Es wurde eine Entwicklungsumgebung geschaffen, die als Basis der Zusammenarbeit zwischen Medizinern und Ingenieuren dienen kann. Durch Bearbeiten eines einfachen Fragenkatalogs und mit Hilfe eines Baukastens, der verschiedene Gelenktypen zur Verfügung stellt, lässt sich innerhalb kürzester Zeit eine Idee visualisieren und im Kontext eines insuffizienten Abdomens betrachten. Mit Hilfe überschlägiger Berechnungen lassen sich so bereits während der ersten Ideenfindung Aussagen zu auftretenden Belastungen und zum kinematischen Verhalten treffen. Mit Hilfe der für alle erstellten Operationssysteme gelösten inversen Kinematik lassen sich unterschiedliche Bedienkonsolen bezüglich ihrer Eignung für den Einsatz in einem medizinischen Kontext untersuchen.

Da eine Umsetzung der Gelenke eines Manipulators basierend auf klassischen Filmgelenken für die Fertigung mit Hilfe des Selektiven Lasersinterns einige Nachteile aufweist, konnte ein neues Gelenkkonzept erarbeitet werden. Die Vorteile dieses Konzeptes liegen in der hohen Robustheit, der Reduktion von Kriecheffekten im Material und der Möglichkeit, durch Variation der Vorspannung einen in seiner Steifigkeit variablen Manipulator zu realisieren. Zur Abbildung der Kinematik der Gelenke wurden verschiedene Modelle hergeleitet, die mit einem kompletten Finite-Elemente-Modell verglichen wurden. Die Ergebnisse stehen in sehr guter Übereinstimmung.

Zur Abbildung der auftretenden Kräfte wurde ein auf der Balkentheorie nach Timoshenko basierendes Finite-Elemente-Modell einer Helix mit konstantem, rechteckigem Querschnitt hergeleitet. Die Steifigkeit eines aus Helixgelenken aufgebauten Manipulators lässt sich mit Hilfe dieses Modells abschätzen. Zur Berücksichtigung auftretender Reibeffekte in den zur Aktuierung verwendeten Bowdenzügen wurden mehrere Reibmodelle implementiert. Es erfolgte eine Ermittlung der Reibparameter mit einem Prüfstand und eine Übertragung auf ein vollständiges Modell des Manipulators. Zwar lassen sich Reibeffekte messen und modellieren, für das Verhalten des Manipulators sind jedoch auch andere Faktoren von Bedeutung, wie beispielsweise die rheologischen Eigenschaften des verwendeten Materials.

Zur Untersuchung der Handhabung und Eignung für den klinischen Gebrauch wurden mehrere Prototypen gefertigt. Die Inbetriebnahme zweier Manipulatoren erfolgte in der aktuellen Version des Highly Versatile Single Port System. Zusätzlich konnte die Miniaturisierbarkeit des Konzepts an einem aus Stahl gefertigten Manipulator demonstriert werden.

Abbildungsverzeichnis

2.1	Verschiedene Systeme für den Einsatz in der Minimal-invasiven Chirurgie . . .	8
2.2	Verschiedene Operationsplattformen	9
2.3	CAD-Ansicht des Highly Versatile Single Port System nach Can (2012). . .	9
2.4	Rapid Prototyping und Selektives Lasersintern	10
2.5	Schema des Verfahrens der transponierten Jacobi-Matrix (Buschmann, 2014)	14
2.6	Durch Reibung verursachte Kräfte und Effekte	15
2.7	Verschiedene Reibmodelle (nach Olsson (1996))	16
3.1	Position der Instrumentenspitzen für die Schritte, in denen der größte Arbeitsraum benötigt wird. Auf Grund der hohen Samplingrate von 40 Hz zeigen beide Darstellungen eine reduzierte Anzahl der Messpunkte.	22
3.2	Mit Hilfe des Aurora-Systems gemessener Abstand der beiden Instrumen- tenspitzen während der Resektion des Sigma.	23
4.1	Außen- und Innenansicht des Operationsphantoms ELITE (Gillen et al., 2010)	26
4.2	Ablauf der Erstellung des 3D-Modells mit der Software Mevislab. Dargestellt ist die Abfolge der verwendeten Programmklassen vom Laden der CT-Bilder bis zum Speichern des Flächenmodells.	26
4.3	Gerenderte Darstellung des 3D-Modells	27
4.4	Aufbau des Fragenkatalogs	30
4.5	Verschiedene Bauformen für rotatorische Gelenke	31
4.6	Bauformen für weitere Gelenktypen	31
4.7	Datenstruktur der vom Programm ermittelten Systemparameter	32
4.8	Benutzeroberfläche der Visualisierungsumgebung. Erstellt wurde ein dem HVSPS nachempfundenen Operationssystem. Die linke Ansicht des Situs erfolgt aus einer frei beweglichen Kameraperspektive. Rechts ist die Sicht- weise des verwendeten Teleskops dargestellt. Zu erkennen sind sowohl der rechte (grün), als auch der linke (rot) Manipulator. Zur besseren Übersicht wurde die Bauchdecke im linken Sichtfenster ausgeblendet.	34
5.1	Zwei Mechanismen gleicher Funktion, jedoch unterschiedlicher Bauweise (nach Howell (2001)).	38
5.2	Festkörpergelenk aus Zeiten der Altsteinzeit und heute	38
5.3	Flexible Endoskopspitze aus hyperelastischer NiTi-Legierung (aus Peirs et al. (2002))	39
5.4	Konzept eines aus Festkörpergelenken aufgebauten Manipulators	40
5.5	Idee der aufeinander abrollenden Segmente	41
5.6	Funktionsweise des von Roppenecker et al. (2012) vorgeschlagenen Konzepts mit helixförmigem Aufbau	42
6.1	Aufbau einer Einfachhelix	44
6.2	Helixstruktur mit abrollenden Konturen	44
6.3	Finite-Elemente-Berechnung der Dehnungen in einem Helixgelenk	45
6.4	Ausganskonfiguration des zu optimierenden Manipulators	46

6.5	Verlauf der Freiheitsgrade während des Schrittes 9 der Resektion des Sigma	48
6.6	Gelenkanordnung des optimierten Manipulators	49
6.7	Gefertigte Strukturen in ursprünglicher und optimierter Form.	50
7.1	Schematischer Aufbau eines Gelenks in Form einer Doppelhelix	52
7.2	Finite-Elemente-Modellierung zur Validierung der vereinfachten Modelle. . .	53
7.3	Dreidimensional vernetztes Finite-Elemente-Modell	54
7.4	Verschiedene Varianten der Anfangs- und Endgelenke	55
7.5	Verlauf der Gelenkspaltöffnung der einzelnen Varianten. Die von den übrigen Gelenken abweichende Beschaffenheit der ersten und letzten Gelenke sorgt für eine Abweichung des Verlaufs der Gelenkspaltöffnung. Die übrigen Gelenke verhalten sich nahezu identisch. Variante C bietet die beste Möglichkeit, eine übereinstimmende Steifigkeit aller Gelenke zu realisieren.	56
7.6	Darstellung des Zusammenhangs zwischen Biegewinkel und Seilverschiebung bei der Aktuierung des Helixgelenks.	57
7.7	Vereinfachte Darstellung des Abrollvorgangs zur Optimierung der Kontur .	58
7.8	Die beiden zum Abgleich der direkten Kinematik verwendeten Finite-Elemente-Modelle mit unterschiedlichen geometrischen Eigenschaften und unterschiedlicher Gelenkzahl.	60
7.9	Zusammenhang zwischen Seilverschiebung und absolutem Biegewinkel aus der FEA (blau) und mit dem analytischen Ansatz gewonnen (orange) für drei Modelle mit unterschiedlicher Variante der Anfangs- und Endgelenke. Fehler in Rot.	62
7.10	Zusammenhang zwischen Seilverschiebung und absolutem Biegewinkel aus der FEA (blau) und mit dem analytischen Ansatz gewonnen (orange) für die beiden Modelle. Fehler in Rot.	63
7.11	Nachgiebigkeit eines herkömmlichen Manipulators bei Belastung durch eine externe Kraft.	64
7.12	Nachgiebigkeit eines steifigkeitsvariablen Manipulators bei Belastung durch eine externe Kraft.	64
7.13	Position des TCP aus FEA (blau) und direkter Kinematik (orange) für beide Modelle.	66
7.14	Fehler der direkten Kinematik verglichen zur aus der FE-Analyse ermittelten Position des Tool Center Points.	67
8.1	Auftretende Kräfte und Momente an einem Helixgelenk	76
8.2	Finite-Elemente-Modelle verschiedener Helices zur Bestimmung der Gelenksteifigkeit	81
9.1	Gesamtansicht des Prüfstandes	84
9.2	Messung der Fadenspannung mit Hilfe von Fadenspannungsaufnehmern	85
9.3	Funktionsweise der Fadenspannungsaufnehmer	86
9.4	Realisierte Kaskadenregelung mit Positions-, Geschwindigkeits- und Stromregelschleife.	87
9.5	Prüfkörper in ausgelenkter Position mit vom Laser projizierter Linie	88
9.6	Schema zur Gewinnung der gemessenen Gelenkwinkel aus den Messdaten. .	89
9.7	Versuchsdurchführung für konstanten Umschlingungswinkel. Der Laser wird zur senkrechten Ausrichtung des Seils verwendet.	91
9.8	Verlauf der Fadenkräfte über eine Dauer von 10 Perioden bei einem langsamen Belastungszyklus ($T = 31.41$ s).	91

9.9	Verlauf der Fadenkräfte bezüglich der Seilverschiebung für 10 Perioden bei einem langsamen Belastungszyklus ($T = 31.41$ s). Das für beide Signale unterschiedlich ausgeprägte Rauschen lässt sich auf die nicht einheitlichen Sensitivitäten der verwendeten Fadenkraftaufnehmer zurückführen.	92
9.10	Verlauf der eingeregelter Seilverschiebungen über eine Zeitdauer von 10 Perioden für die unterschiedlichen Periodendauern $T_1 = 1.04$ s, $T_2 = 4.18$ s und $T_3 = 31.41$ s.	92
9.11	Verläufe der zusätzlich zu Vorspannung F_0 und Vorspannungsstrom I_0 aufgebrachten Fadenkräfte und Motorströme bei einer Periodendauer $T = 31.41$ s. Rot gekennzeichnet sind die Bereiche der Kraftüberhöhungen beim Übergang vom Haft- zum Gleitzustand. Mittelung über 10 Perioden.	93
9.12	Verlauf von Reib- und Normalkraft F_f und F_n für die Periodendauer $T = 31.41$ s. Bei den rot gekennzeichneten Bereichen handelt es sich um eine Kraftüberhöhung auf Grund des Wechsels vom Haft- zum Gleitzustand. Mittelung über 10 Perioden.	94
9.13	Verlauf der Fadenkräfte über eine Zeitdauer von 10 Perioden bei einem langsamen Belastungszyklus ($T = 62.83$ s).	95
9.14	Verlauf der Fadenkräfte bezüglich der Seilverschiebung für 10 Perioden bei einem langsamen Belastungszyklus ($T = 62.83$ s).	95
9.15	Viskoses Verhalten des Materials bei steigender Belastungsgeschwindigkeit.	96
9.16	Bestimmte Gelenkwinkel mit Hilfe des Linienlasers. In der dem Laser abgewandten Pose des Manipulators hat die Spitze den Messbereich verlassen. Eine Bestimmung des Biegewinkels ist für diesen Bereich nicht möglich. Mittelung über 10 Perioden.	96
10.1	Vergleich von simulierten und gemessenen Seilkräften bei einem langsamen Belastungszyklus mit $T = 20.94$ s über 10 Perioden gemittelt.	98
10.2	Gemessene und simulierte Reibkraftverläufe für $T > 6$ s, über 10 Perioden gemittelt.	99
10.3	Gemessene und simulierte Reibkraftverläufe für $T < 5$ s, über 10 Perioden gemittelt.	100
10.4	Geschwindigkeitsverläufe für unterschiedliche Diskretisierungen des Positionssignals. Die Unterscheidung zwischen tatsächlichem Haftfall und diskretisierungsbedingtem Rauschen ist nicht möglich.	101
10.5	Kraftüberhöhung im Haft-Gleit-Übergang kann nur vom LuGre-Modell abgebildet werden.	102
10.6	Vergleich zwischen Simulation und Messung für verschiedene Belastungszyklen unter Berücksichtigung einer linearelastischen Gelenksteifigkeit k_{fit} . Mittelung über 10 Perioden.	104
10.7	Vergleich zwischen Simulation und Messung für verschiedene Belastungszyklen mit Modellierung eines viskosen Materialverhaltens der Helix. Mittelung über 10 Perioden.	104
10.8	Gerenderte Ansicht des Manipulators für das HVSPS 3.	106
10.9	Arbeitsraum des Manipulators für unterschiedliche Stellungen des Kniehebelmechanismus.	106
10.10	Manipulator des aktuellen Prototyps des HVSPS 3. Die Bedienung erfolgt mit Hilfe der Konsole Falcon.	107
10.11	Versuchsdurchführung zur Messung der Kräfte, die vom Manipulator aufgebracht werden können.	108

10.12	Entwurf für einen miniaturisierten Stahlmanipulator	109
10.13	Gefertigter Prototyp aus Werkzeugstahl	109
A.1	Position der Instrumentenspitze für die Schritte, in denen der größte Arbeitsraum benötigt wird. Auf Grund der hohen Samplingrate von 40 Hz zeigen die Darstellungen eine reduzierte Anzahl der Messpunkte.	122
A.2	Ergebnisse der Kalibrierung der Fadenspannungsaufnehmer	128
A.3	Vergleich von simulierten und gemessenen Seilkräften bei verschiedenen Belastungszyklen über 10 Perioden gemittelt.	129
A.4	Vergleich von simulierten und gemessenen Seilkräften bei verschiedenen Belastungszyklen über 10 Perioden gemittelt.	130
A.5	Vergleich von simulierten und gemessenen Seilkräften bei verschiedenen Belastungszyklen über 10 Perioden gemittelt.	131
A.6	Vergleich von simulierten und gemessenen Seilkräften bei verschiedenen Belastungszyklen über 10 Perioden gemittelt.	132
A.7	Vergleich zwischen Simulation und Messung für verschiedene Belastungszyklen unter Berücksichtigung einer linearelastischen Gelenksteifigkeit k_{fit} . Mittelung über 10 Perioden.	133
A.8	Vergleich zwischen Simulation und Messung für verschiedene Belastungszyklen unter Berücksichtigung einer linearelastischen Gelenksteifigkeit k_{fit} . Mittelung über 10 Perioden.	134

Tabellenverzeichnis

3.1	Fertigungs-Randbedingungen	20
5.1	Bewertung der vorgestellten Konzepte	42
6.1	Dimensionen zweier exemplarisch untersuchter Helixgelenke	45
6.2	DH-Parameter des ersten Prototyps	47
6.3	DH-Parameter des optimierten Prototyps	48
7.1	Verwendete Abkürzungen	52
7.2	Materialkennwerte	54
7.3	Dimensionen der für die FEA verwendeten Modelle	61
7.4	DH-Parameter beider Modelle für den vorgespannten Zustand	66
8.1	Vergleich der ermittelten Gesamtsteifigkeit der Helix	80
8.2	Normierte Gelenksteifigkeit	82
9.1	Kennwerte der verwendeten Motoren	86
10.1	Modellparameter	98
10.2	Kennwerte des Prüfkörpers	103
10.3	DH-Parameter des Manipulators	105
10.4	Fertigungs-Randbedingungen	109

Anhang A

Anhang

A.1 DH-Konvention

Nach Craig (1989) erfolgt die Festlegung der Koordinatensysteme wie folgt:

1. Nummerierung der Körper 1 bis n. Körper 0 ist Vorgänger von 1 und fix mit der Umgebung verbunden.
2. Bestimmen der Dreh- oder Schubachsen und Nummerierung der Achsen von 1 bis n

Betrachtet werden zwei aufeinanderfolgende Koordinatensysteme B_i und B_{i+1} und deren Gelenkachsen i und $i + 1$.

1. Die Lage des Ursprungs B_i wird so festgelegt, dass er im Schnittpunkt der Achse i mit der senkrechten Verbindungslinie der Achsen i und $i + 1$ liegt. Schneiden sich beide Achsen, so wird der Schnittpunkt gewählt.
2. Die Koordinatenachse z_i wird in Richtung der Gelenkachse i gelegt. Die Positive Dreh- oder Verschiebungsrichtung legen die Richtung dieser Achse fest.
3. Die Koordinatenachse x_i wird so gelegt, dass sie entlang der senkrechten Verbindungslinie der beiden Gelenkachsen liegt. Die Richtung weist von B_i nach B_{i+1} . Schneiden sich beide Achsen, steht x_i senkrecht auf beide.
4. Die y_i -Achse wird so gelegt, dass sich mit x_i und z_i ein Rechtssystem ergibt.
5. Das erste und letzte Koordinatensystem B_0 und B_n sind nach dieser Vorschrift noch nicht festgelegt. B_0 wird so gewählt, dass es mit B_1 überein stimmt, falls der erste Freiheitsgrad q_1 zu null wird. Die Lage von B_n wird so festgelegt, dass möglichst viele DH-Parameter verschwinden.

A.2 Rekursive Berechnung der Jacobi-Matrizen

Die Jacobi-Matrix stellt einen Zusammenhang her zwischen Gelenkgeschwindigkeiten und der daraus resultierenden Position und Orientierung des TCP. Es werden demnach die Geschwindigkeit $\dot{\mathbf{p}}_e$ und die Winkelgeschwindigkeit $\boldsymbol{\omega}_e$ des TCP als Funktion der Gelenkgeschwindigkeiten $\dot{\mathbf{q}}$ ausgedrückt:

$$\dot{\mathbf{p}}_e = \mathbf{J}_P(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} \quad (\text{A.1})$$

$$\boldsymbol{\omega}_e = \mathbf{J}_O(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} \quad (\text{A.2})$$

Die Matrizen \mathbf{J}_P und \mathbf{J}_O beschreiben den Beitrag der Gelenkgeschwindigkeiten $\dot{\mathbf{q}}$ zur linearen Geschwindigkeit $\dot{\mathbf{p}}_e$ des TCPs und dessen Winkelgeschwindigkeit $\boldsymbol{\omega}_e$. Es folgt in Vektordarstellung:

$$\mathbf{v}_e = \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{p}}_e \\ \boldsymbol{\omega}_e \end{bmatrix} = \mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} \quad (\text{A.3})$$

wobei die $(6 \times n)$ Matrix \mathbf{J} definiert ist als:

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} \mathbf{J}_P \\ \mathbf{J}_O \end{bmatrix} \quad (\text{A.4})$$

Die detaillierte Herleitung des Vorgehens zum Erstellen der Jacobi-matrizen auf analytischem Wege ist Siciliano et al. (2009) zu entnehmen:

Für einen Manipulator mit n Freiheitsgraden lässt sich die $(6 \times n)$ Jacobi-Matrix aus den Spaltenvektoren $\mathbf{J}_{P_i}^{(3 \times 1)}$ und $\mathbf{J}_{O_i}^{(3 \times 1)}$ wie folgt zusammensetzen:

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} \mathbf{J}_{P1} & \dots & \mathbf{J}_{Pn} \\ \mathbf{J}_{O1} & & \mathbf{J}_{On} \end{bmatrix} \quad (\text{A.5})$$

Die Betrachtung von Schub- und Drehgelenken erfolgt getrennt:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{J}_{P_i} \\ \mathbf{J}_{O_i} \end{bmatrix} = \begin{cases} \begin{bmatrix} \mathbf{z}_{i-1} \\ \mathbf{0} \end{bmatrix} & \text{für prismatische Gelenke} \\ \begin{bmatrix} \mathbf{z}_{i-1} \times (\mathbf{p}_e - \mathbf{p}_{i-1}) \\ \mathbf{z}_{i-1} \end{bmatrix} & \text{für rotatorische Gelenke} \end{cases} \quad (\text{A.6})$$

Mit Hilfe der Gleichungen A.6 ist eine systematische Möglichkeit der Berechnung der Jacobi-Matrizen eines Manipulators gegeben. Die Vektoren \mathbf{z}_{i-1} , \mathbf{p}_e und \mathbf{p}_{i-1} sind Funktionen der Gelenkvariablen:

- \mathbf{z}_{i-1} bezeichnet die dritte Spalte der Rotationsmatrix \mathbf{R}_{i-1}^0 , somit:

$$\mathbf{z}_{i-1} = \mathbf{R}_1^0(q_1) \dots \mathbf{R}_{i-1}^{i-2}(q_{i-1}) \mathbf{z}_0 \quad (\text{A.7})$$

wobei die boolesche Matrix $\mathbf{z}_0 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^T$ die dritte Spalte der Matrix auswählt.

- \mathbf{p}_e besteht aus den ersten drei Elemente der vierten Spalte der Transformationsmatrix \mathbf{T}_e^0 . Demnach ergibt sich $\tilde{\mathbf{p}}_e$ in homogenen Koordinaten durch

$$\tilde{\mathbf{p}}_e = \mathbf{A}_1^0(q_1) \dots \mathbf{A}_n^{n-1}(q_n) \tilde{\mathbf{p}}_0 \quad (\text{A.8})$$

wobei $\tilde{\mathbf{p}}_0 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^T$ die Auswahl der vierten Spalte vornimmt.

- \mathbf{p}_{i-1} ist durch die ersten drei Elemente der vierten Spalte der Transformationsmatrix \mathbf{T}_{i-1}^0 gegeben und kann wie folgt angegeben werden:

$$\tilde{\mathbf{p}}_{i-1} = \mathbf{A}_1^0(q_1) \dots \mathbf{A}_{i-1}^{i-2}(q_{i-1}) \tilde{\mathbf{p}}_0 \quad (\text{A.9})$$

Bei bekannter direkter Kinematik lassen sich so rekursiv die Jacobi-Matrizen aller Gelenke bestimmen.

A.3 Verbleibende Ergebnisse der Aufzeichnung einer Resektion des Sigmas bei einem Schwein

Die aus den acht Operationsschritten ermittelten Positionen der Instrumentenspitzen sind in Abbildung A.1 für die übrigen Schritte dargestellt.

A.4 Herleitung des vereinfachten Finite-Elemente-Modells

Die Herleitung des vereinfachten Finite-Elemente-Modells basiert auf der analytischen Lösung der Differentialgleichungen nach Mottershead (1980).

A.4.1 Koordinatentransformation

Die Matrix \mathbf{A} koppelt die Freiheitsgrade mit den an den Knoten des Elements wirkenden Kräften und Momenten:

$$\begin{aligned} A_{1,1} &= \cos(as)(a) \\ A_{1,2} &= \sin(as)(a) \\ A_{1,3} &= A_{1,4} = A_{1,5} = A_{1,6} = 0 \\ A_{2,1} &= \sin(as)(-\tau) \\ A_{2,2} &= \cos(as)(\tau) \\ A_{2,3} &= 1 \\ A_{2,4} &= 0 \\ A_{2,5} &= A_{2,6} = 0 \\ A_{3,1} &= \sin(as)(\kappa) \\ A_{3,2} &= \cos(as)(-\kappa) \\ A_{3,3} &= \frac{\tau}{\kappa} \\ A_{3,4} &= A_{3,5} = A_{3,6} = 0 \\ A_{4,1} &= s \sin(as)(-\tau) \\ A_{4,2} &= s \cos(as)(\tau) \\ A_{4,3} &= 0 \end{aligned}$$

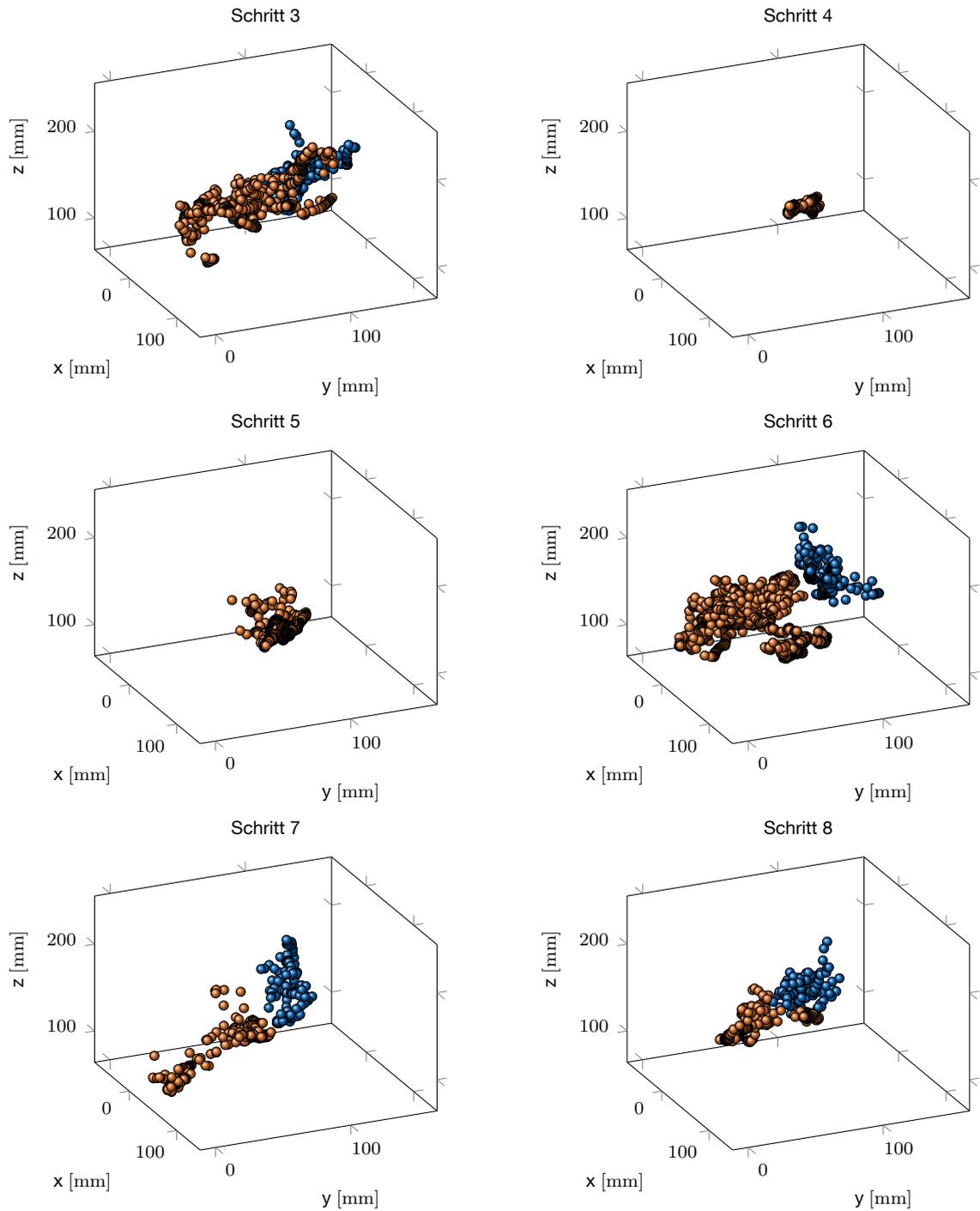


Abbildung A.1: Position der Instrumentenspitze für die Schritte, in denen der größte Arbeitsraum benötigt wird. Auf Grund der hohen Samplingrate von 40 Hz zeigen die Darstellungen eine reduzierte Anzahl der Messpunkte.

$$A_{4,4} = \cos(as)(a)$$

$$A_{4,5} = \sin(as)(a)$$

$$A_{4,6} = 0$$

$$\begin{aligned}
A_{5,1} &= s \cos(as) \left(-\frac{\tau^2}{a} \right) + \sin(as) \left(-\frac{\kappa^2}{a^2} \right) \\
A_{5,2} &= \cos(as) \left(\frac{\kappa^2}{a^2} \right) + s \sin(as) \left(-\frac{\tau^2}{a} \right) \\
A_{5,3} &= 0 \\
A_{5,4} &= \sin(as) (-\tau) \\
A_{5,5} &= \cos(as) (\tau) \\
A_{5,6} &= 1
\end{aligned} \tag{A.10}$$

A.4.2 Lösen der Differentialgleichungen

Gleichungen (8.63) bis (8.64) lassen sich wie folgt lösen:

Nach Differentiation von Gl. (8.66) und Einsetzen von Gl. (8.67) und (8.68) ergibt sich

$$\frac{d^2 \theta_u}{d s^2} + a \theta_u = \frac{d M_u}{d s} \frac{1}{I_u E} + \tau \frac{M_v}{I_v E} - \kappa \frac{M_w}{J_w G} \tag{A.11}$$

mit $a = \sqrt{\kappa^2 + \tau^2}$.

Es wird angenommen, dass die partikuläre Lösung die Form

$$\theta_{u,part} = c_1 s^2 \sin(as) + c_2 s \cos(as) + c_3 s^2 \cos(as) + c_4 s \sin(as) + c_5 \tag{A.12}$$

aufweist.

Zweimalige Differentiation dieses Ansatzes und Einsetzen in die Linke Seite von Gl. (A.11) führt auf

$$\frac{d^2 \theta_{u,part}}{d s^2} + a \theta_{u,part} = ((4 c_1 a) s + (2 c_3 + 2 c_4 a)) \cos(as) \tag{A.13}$$

$$+ ((-4 c_3 a) s + (2 c_1 - 2 c_2 a)) \sin(as) \tag{A.14}$$

$$+ c_5 a^2 \tag{A.15}$$

Einsetzen von M_u, M_v und M_w aus Gl. (8.66) bis Gl.(8.68) in die Rechte Seite von Gl. (A.11), Koeffizientenvergleich und Addition der homogenen Lösung liefern die folgende Lösung:

$$B_{4,1} = s \cos(as) \left(-\frac{\tau a^2 (6 i_u i_v - 2 i_u i_w - i_v i_w + 6 i_u i_v \nu) - 3 \tau^3 i_u (2 i_v - i_w + 2 i_v \nu)}{4 a^3 i_u i_v i_w} \right)$$

$$+ s^2 \sin(as) \left(\frac{\tau^3 i_u (2 i_v - i_w + 2 i_v \nu) - \tau a^2 i_v (2 i_u + i_w + 2 i_u \nu)}{4 a^2 i_u i_v i_w} \right)$$

$$B_{4,2} = s^2 \cos(as) \left(-\frac{\tau^3 i_u (2 i_v - i_w + 2 i_v \nu) - \tau a^2 i_v (2 i_u + i_w + 2 i_u \nu)}{4 a^2 i_u i_v i_w} \right)$$

$$\begin{aligned}
& +s \sin(as) \left(-\frac{\tau a^2 (6 i_u i_v - 2 i_u i_w - i_v i_w + 6 i_u i_v \nu) - 3 \tau^3 i_u (2 i_v - i_w + 2 i_v \nu)}{4 a^3 i_u i_v i_w} \right) \\
B_{4,3} &= -\frac{2\nu + 2}{a^2 i_w} \\
B_{4,4} &= s \cos(as) \left(\frac{2 a^4 i_v (2 i_u + i_w + 2 i_u \nu) - 2 \tau^2 a^2 i_u (2 i_v - i_w + 2 i_v \nu)}{4 a^3 i_u i_v i_w} \right) \\
B_{4,5} &= s \sin(as) \left(\frac{2 a^4 i_v (2 i_u + i_w + 2 i_u \nu) - 2 \tau^2 a^2 i_u (2 i_v - i_w + 2 i_v \nu)}{4 a^3 i_u i_v i_w} \right) \\
B_{4,6} &= -\frac{\tau (2 i_v - i_w + 2 i_v \nu)}{a^2 i_v i_w} \\
B_{4,7} &= \cos(as) (a) \\
B_{4,8} &= \sin(as) (a) \\
B_{4,9} &= 0 \\
B_{4,10} &= 0 \\
B_{4,11} &= 0 \\
B_{4,12} &= 0
\end{aligned} \tag{A.16}$$

$$\begin{aligned}
B_{5,1} &= \cos(as) \left(\frac{\tau^2}{4 a^3 i_u} + \frac{a^2 (\kappa^2 i_w - \tau^2 i_w) + \frac{3 \tau^4 i_w}{4} + \frac{5 \kappa^2 \tau^2 i_v}{2} - \frac{\kappa^2 \tau^2 i_w}{2} + \frac{5 \kappa^2 \tau^2 i_v \nu}{2}}{a^5 i_v i_w} \right) \\
& +s^2 \cos(as) \left(-\frac{\tau^2}{4 a i_u} - \frac{\tau^2 (2 \kappa^2 i_v + \tau^2 i_w + 2 \kappa^2 i_v \nu)}{4 a^3 i_v i_w} \right) \\
& +s \sin(as) \left(\frac{\tau^2}{4 a^2 i_u} + \frac{\tau^2 (10 \kappa^2 i_v - 2 \kappa^2 i_w + 3 \tau^2 i_w - 4 a^2 i_w + 10 \kappa^2 i_v \nu)}{4 a^4 i_v i_w} \right) \\
B_{5,2} &= s \cos(as) \left(-\frac{\tau^2}{4 a^2 i_u} - \frac{\tau^2 (10 \kappa^2 i_v - 2 \kappa^2 i_w + 3 \tau^2 i_w - 4 a^2 i_w + 10 \kappa^2 i_v \nu)}{4 a^4 i_v i_w} \right) \\
& + \sin(as) \left(\frac{\tau^2}{4 a^3 i_u} + \frac{a^2 (\kappa^2 i_w - \tau^2 i_w) + \frac{3 \tau^4 i_w}{4} + \frac{5 \kappa^2 \tau^2 i_v}{2} - \frac{\kappa^2 \tau^2 i_w}{2} + \frac{5 \kappa^2 \tau^2 i_v \nu}{2}}{a^5 i_v i_w} \right) \\
& +s^2 \sin(as) \left(-\frac{\tau^2}{4 a i_u} - \frac{\tau^2 (2 \kappa^2 i_v + \tau^2 i_w + 2 \kappa^2 i_v \nu)}{4 a^3 i_v i_w} \right) \\
B_{5,3} &= \frac{2 \tau s (\nu + 1)}{a^2 i_w} \\
B_{5,4} &= \cos(as) \left(-\frac{\tau}{2 a i_u} - \frac{\tau (2 \kappa^2 i_v + \tau^2 i_w - 2 a^2 i_w + 2 \kappa^2 i_v \nu)}{2 a^3 i_v i_w} \right) \\
& +s \sin(as) \left(-\frac{\tau}{2 i_u} - \frac{\tau (2 \kappa^2 i_v + \tau^2 i_w + 2 \kappa^2 i_v \nu)}{2 a^2 i_v i_w} \right) \\
B_{5,5} &= s \cos(as) \left(\frac{\tau}{2 i_u} + \frac{\tau (2 \kappa^2 i_v + \tau^2 i_w + 2 \kappa^2 i_v \nu)}{2 a^2 i_v i_w} \right)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& + \sin(as) \left(-\frac{\tau}{2a i_u} - \frac{\tau(2\kappa^2 i_v + \tau^2 i_w - 2a^2 i_w + 2\kappa^2 i_v \nu)}{2a^3 i_v i_w} \right) \\
B_{5,6} &= \frac{\kappa^2 s}{a^2 i_v} + \frac{2\tau^2 s(\nu+1)}{a^2 i_w} \\
B_{5,7} &= \sin(as)(-\tau) \\
B_{5,8} &= \cos(as)(\tau) \\
B_{5,9} &= 1 \\
B_{5,10} &= 0 \\
B_{5,11} &= 0 \\
B_{5,12} &= 0
\end{aligned} \tag{A.17}$$

$$\begin{aligned}
B_{6,1} &= \cos(as) \left(\frac{\kappa(4\tau i_u i_v - \frac{\tau i_v i_w}{4} - \frac{3\tau^3 i_u i_w}{4(\kappa^2 + \tau^2)} + 4\tau i_u i_v \nu)}{i_u i_v i_w (\kappa^2 + \tau^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \\
& + s \cos(as) \left(\frac{\kappa s (i_u \tau^3 + i_v \tau a^2)}{2 i_u i_v (a^2)^{\frac{3}{2}}} - 2s \left(\frac{\kappa (i_u \tau^3 + i_v \tau a^2)}{4 i_u i_v (a^2)^{\frac{3}{2}}} - \frac{\kappa \tau (\tau^2 - a^2) (\nu + 1)}{2 i_w (a^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \right. \\
& \left. - \frac{\kappa \tau s (\tau^2 - a^2) (\nu + 1)}{i_w (a^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \\
& + s^2 \cos(as) \left(\frac{\kappa (i_u \tau^3 + i_v \tau a^2)}{4 i_u i_v (a^2)^{\frac{3}{2}}} - \frac{\kappa \tau (\tau^2 - a^2) (\nu + 1)}{2 i_w (a^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \\
& + s \sin(as) \left(\frac{\kappa \tau (\tau^2 - a^2) (5 i_v - i_w + 5 i_v \nu)}{2 a^4 i_v i_w} \right. \\
& \left. - \frac{\kappa \left(\frac{3\tau^3 i_u i_w}{\sqrt{a^2}} - \tau a i_v (8 i_u - i_w + 8 i_u \nu) \right)}{4 i_u i_v i_w (a^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \\
B_{6,2} &= s \cos(as) \left(\frac{\kappa \left(\frac{3\tau^3 i_u i_w}{\sqrt{a^2}} - \tau a i_v (8 i_u - i_w + 8 i_u \nu) \right)}{4 i_u i_v i_w (a^2)^{\frac{3}{2}}} \right. \\
& \left. - \frac{\kappa \tau (\tau^2 - a^2) (5 i_v - i_w + 5 i_v \nu)}{2 a^4 i_v i_w} \right) \\
& + \sin(as) \left(\frac{\kappa \tau (10 \tau^2 i_u i_v - 5 \tau^2 i_u i_w + 6 a^2 i_u i_v + 2 a^2 i_u i_w - a^2 i_v i_w)}{4 i_u i_v i_w (a^2)^{\frac{5}{2}}} \right) \\
& + \sin(as) \left(\frac{\kappa \tau (+10 \tau^2 i_u i_v \nu + 6 a^2 i_u i_v \nu)}{4 i_u i_v i_w (a^2)^{\frac{5}{2}}} \right) \\
& + s \sin(as) \left(\frac{\kappa \tau s (i_u \tau^2 + i_v a^2)}{2 i_u i_v (a^2)^{\frac{3}{2}}} - \frac{\kappa \tau s (\tau^2 - a^2) (\nu + 1)}{i_w (a^2)^{\frac{3}{2}}} \right)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& - 2 s \left(\frac{\kappa \tau (i_u \tau^2 + i_v a^2)}{4 i_u i_v (a^2)^{\frac{3}{2}}} - \frac{\kappa \tau (\tau^2 - a^2) (\nu + 1)}{2 i_w (a^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \\
& + s^2 \sin (a s) \left(\frac{\kappa \tau (i_u \tau^2 + i_v a^2)}{4 i_u i_v (a^2)^{\frac{3}{2}}} - \frac{\kappa \tau (\tau^2 - a^2) (\nu + 1)}{2 i_w (a^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \\
B_{6,3} &= \frac{2 s (\nu + 1) \left((a^2)^{\frac{3}{2}} + \tau^2 a - a^3 \right)}{\kappa i_w (a^2)^{\frac{3}{2}}} \\
B_{6,4} &= \cos (a s) \left(\frac{\kappa \left(\frac{\tau^2 i_u i_w}{2} - 2 a^2 i_u i_v + \frac{a^2 i_v i_w}{2} - 2 a^2 i_u i_v \nu \right)}{i_u i_v i_w (a^2)^{\frac{3}{2}}} - \frac{\kappa (\tau^2 - a^2) (\nu + 1)}{i_w (a^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \\
& + s \sin (a s) \left(\frac{\kappa \left(i_v (a^2)^{\frac{3}{2}} + \tau^2 a i_u \right)}{2 i_u i_v (a^2)^{\frac{3}{2}}} - \frac{\kappa a (\tau^2 - a^2) (\nu + 1)}{i_w (a^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \\
B_{6,5} &= s \cos (a s) \left(\frac{\kappa a (\tau^2 - a^2) (\nu + 1)}{i_w (a^2)^{\frac{3}{2}}} - \frac{\kappa \left(i_v (a^2)^{\frac{3}{2}} + \tau^2 a i_u \right)}{2 i_u i_v (a^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \\
& + \sin (a s) \left(\frac{\kappa \left(\frac{\tau^2 i_u i_w}{2} - 2 a^2 i_u i_v + \frac{a^2 i_v i_w}{2} - 2 a^2 i_u i_v \nu \right)}{i_u i_v i_w (a^2)^{\frac{3}{2}}} - \frac{\kappa (\tau^2 - a^2) (\nu + 1)}{i_w (a^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \\
B_{6,6} &= \frac{2 \tau i_v s (a^2)^{\frac{3}{2}} + 2 \tau i_v \nu s (a^2)^{\frac{3}{2}} - 2 \kappa^2 \tau a i_v s + \kappa^2 \tau a i_w s - 2 \kappa^2 \tau a i_v \nu s}{\kappa i_v i_w (a^2)^{\frac{3}{2}}} \\
B_{6,7} &= \sin (a s) (\kappa) \\
B_{6,8} &= \cos (a s) (-\kappa) \\
B_{6,9} &= \frac{\tau}{\kappa} \\
B_{6,10} &= 0 \\
B_{6,11} &= 0 \\
B_{6,12} &= 0
\end{aligned} \tag{A.18}$$

Die Lösungen der Gleichungen 8.60 bis 8.62 ergeben sich durch Einsetzen der o.g. Lösungen. Da die Darstellung der Lösungen nicht in dieses Dokument passen würde, sind diese nur in digitaler Form auf dem dieser Arbeit beigelegten Datenträger vorhanden.

Die Transformationsmatrix vom rechten und linken Schnittufer ins Elementkoordinatensystem lautet:

$$\mathbf{N} = \text{diag}(\mathbf{N}_1 \mathbf{N}_1, \mathbf{N}_2, \mathbf{N}_2) \tag{A.19}$$

mit

$$\mathbf{N}_1 = \begin{pmatrix} -\sin(\varphi) & \cos(\varphi) \sin(\alpha) & -\cos(\alpha) \cos(\varphi) \\ 0 & -\cos(\alpha) & -\sin(\alpha) \\ \cos(\varphi) & \sin(\alpha) \sin(\varphi) & -\cos(\alpha) \sin(\varphi) \end{pmatrix} \quad (\text{A.20})$$

und

$$\mathbf{N}_2 = \begin{pmatrix} -\sin(\varphi) & -\cos(\varphi) \sin(\alpha) & \cos(\alpha) \cos(\varphi) \\ 0 & \cos(\alpha) & \sin(\alpha) \\ -\cos(\varphi) & \sin(\alpha) \sin(\varphi) & -\cos(\alpha) \sin(\varphi) \end{pmatrix}. \quad (\text{A.21})$$

Die Transformation ins globale Koordinatensystem erfolgt mit Hilfe der folgenden Diagonalmatrix:

$$\mathbf{T} = \text{diag}(\mathbf{T}_1 \mathbf{T}_1, \mathbf{T}_1, \mathbf{T}_2) \quad (\text{A.22})$$

mit

$$\mathbf{T}_1 = \begin{pmatrix} -\sin(\varphi) & 0 & \cos(\varphi) \\ \cos(\varphi) & 0 & \sin(\varphi) \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix}. \quad (\text{A.23})$$

A.5 Kalibrierungsergebnisse der Fadenspannungsaufnehmer

Abbildung A.2 zeigt die Ergebnisse der Kalibrierung der beiden Fadenspannungsaufnehmer. Dargestellt ist der Mittelwert des nach dem Auspendeln der Masse gemessenen Spannungssignal des Messverstärkers. Die Mittlung jedes Signals erfolgte über zwei Sekunden. Für jede Masse wurden 10 Messungen durchgeführt.

A.6 Messung und Simulation der Reibkräfte

In Kapitel 10 erfolgte nicht die Darstellung aller Messungen und Simulationen. Die Ergebnisse der übrigen Messungen und Simulationen sind im folgenden dargestellt.

A.6.1 Messungen bei konstantem Umschlingungswinkel

Dargestellt sind in Abbildungen A.3 bis A.6 die für die übrigen Belastungszyklen gemessenen und berechneten Verläufe der Fadenkräfte bei konstantem Umschlingungswinkel.

A.6.2 Messungen am Manipulator

Dargestellt sind in Abbildung A.7 und A.8 die für die übrigen Belastungszyklen gemessenen und berechneten Verläufe der Kräfte, die bei der Aktuierung des Manipulators auftreten. Für die Simulation wurden linearelastische Gelenksteifigkeiten

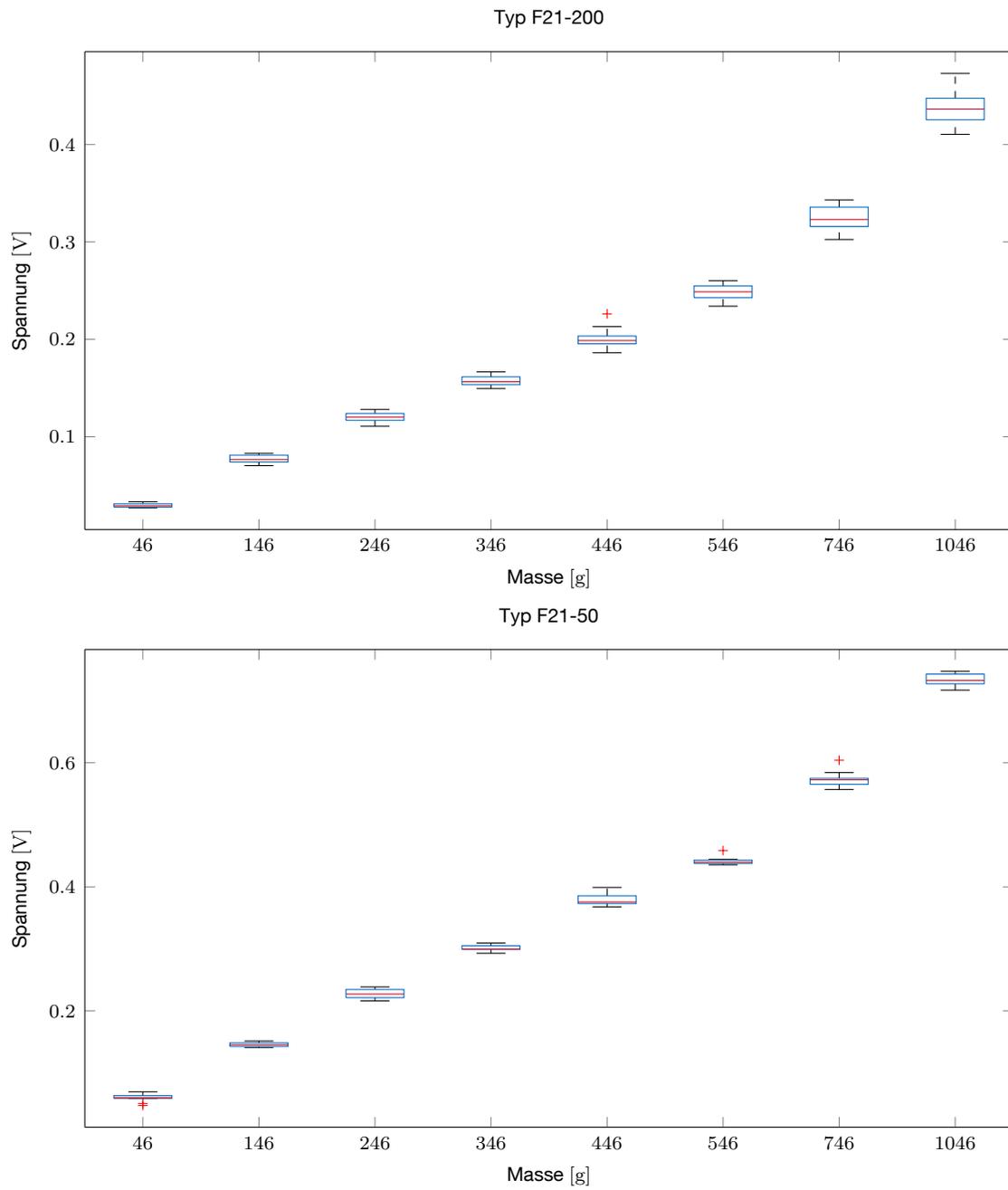


Abbildung A.2: Ergebnisse der Kalibrierung der Fadenspannungsaufnehmer

berücksichtigt.

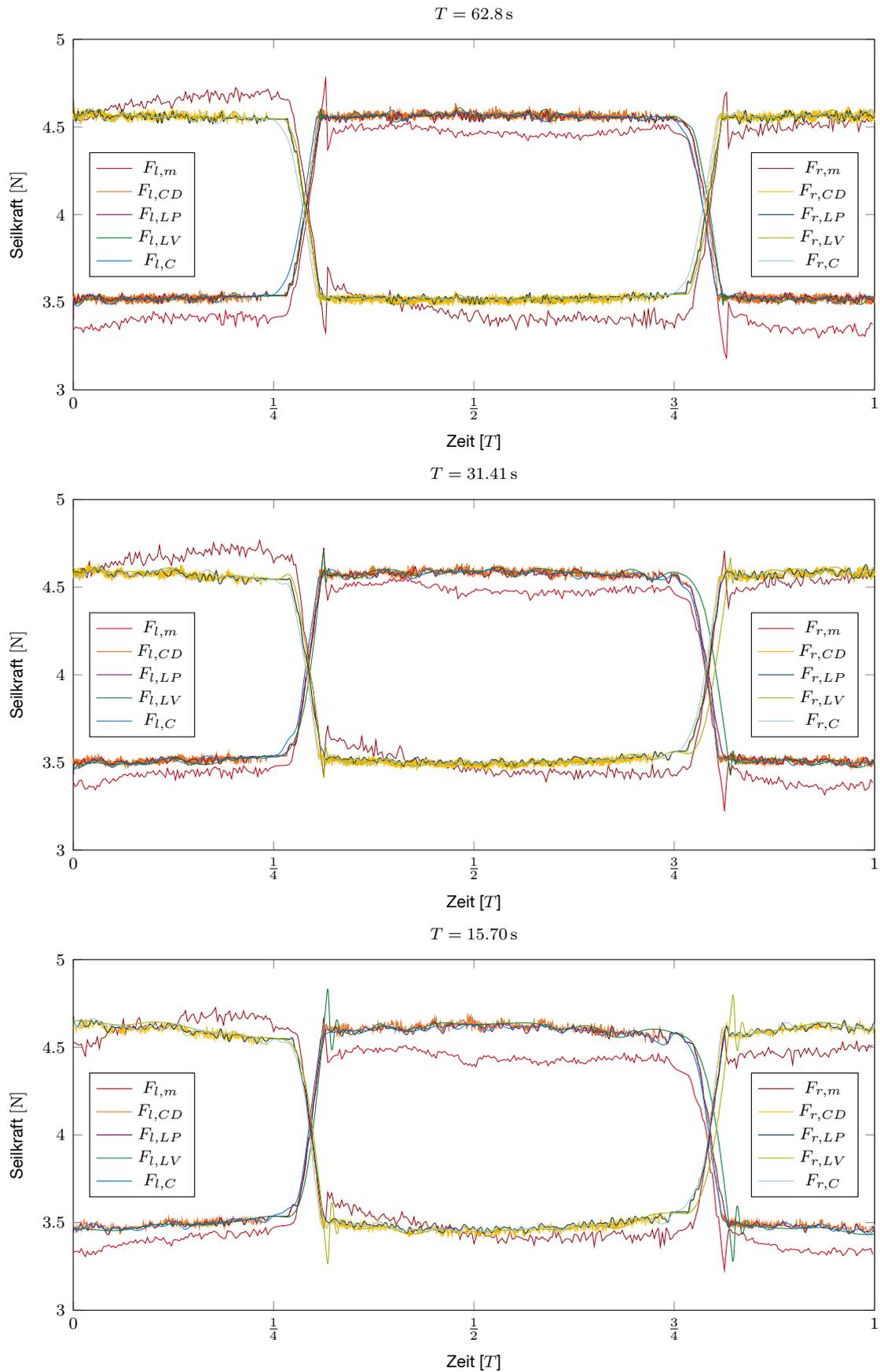


Abbildung A.3: Vergleich von simulierten und gemessenen Seilkräften bei verschiedenen Belastungszyklen über 10 Perioden gemittelt.

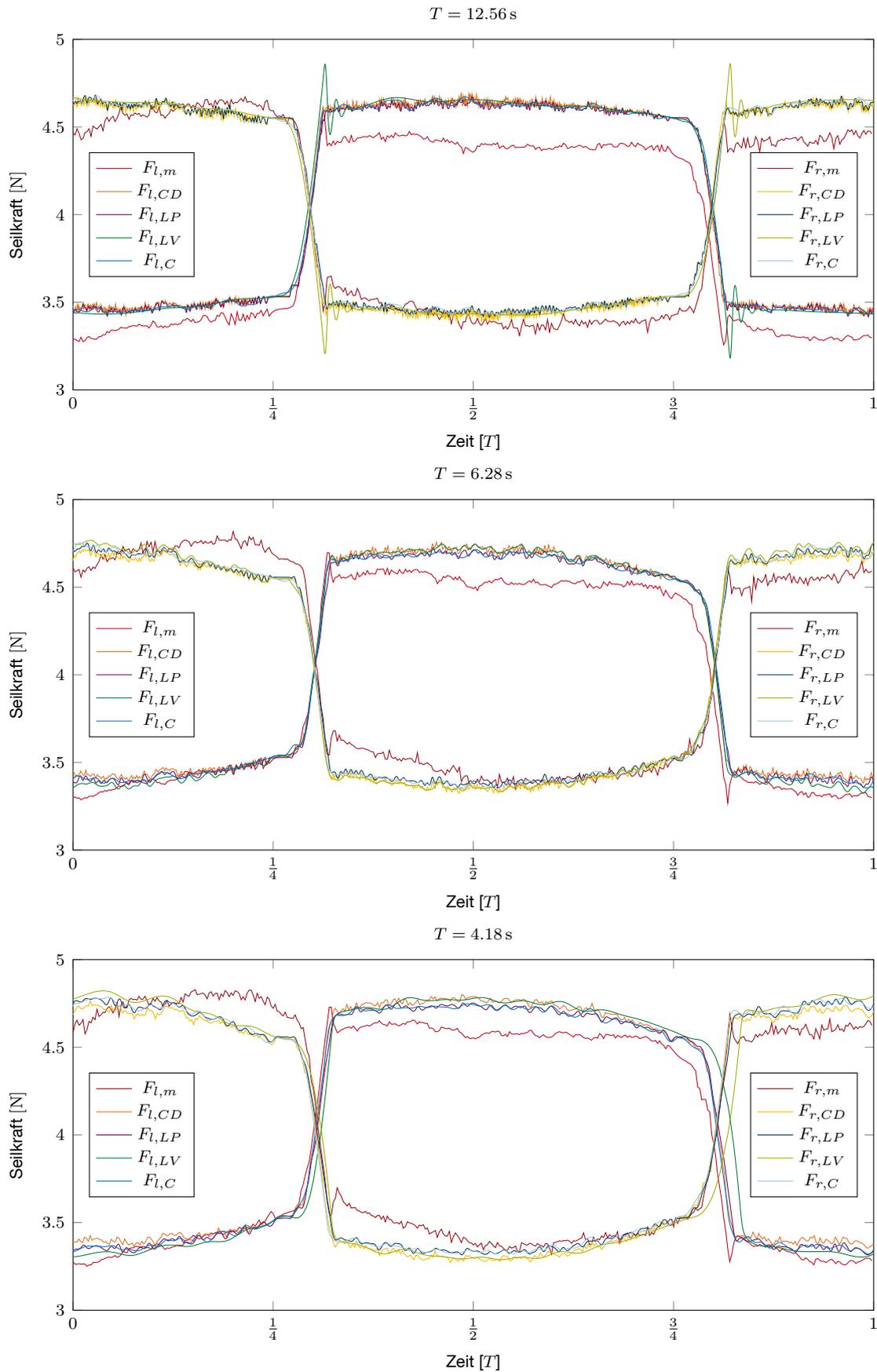


Abbildung A.4: Vergleich von simulierten und gemessenen Seilkraften bei verschiedenen Belastungszyklen über 10 Perioden gemittelt.

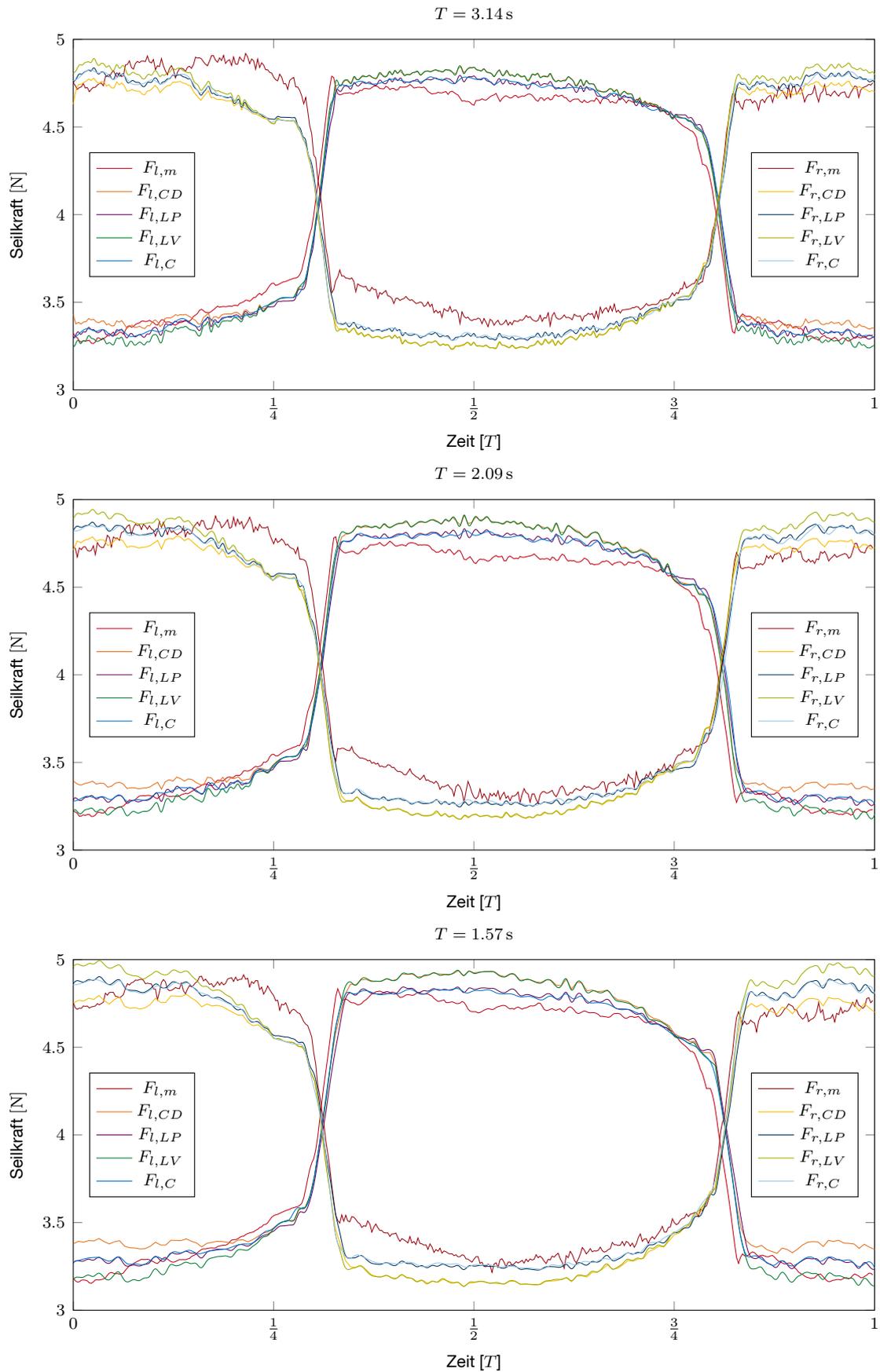


Abbildung A.5: Vergleich von simulierten und gemessenen Seilkräften bei verschiedenen Belastungszyklen über 10 Perioden gemittelt.

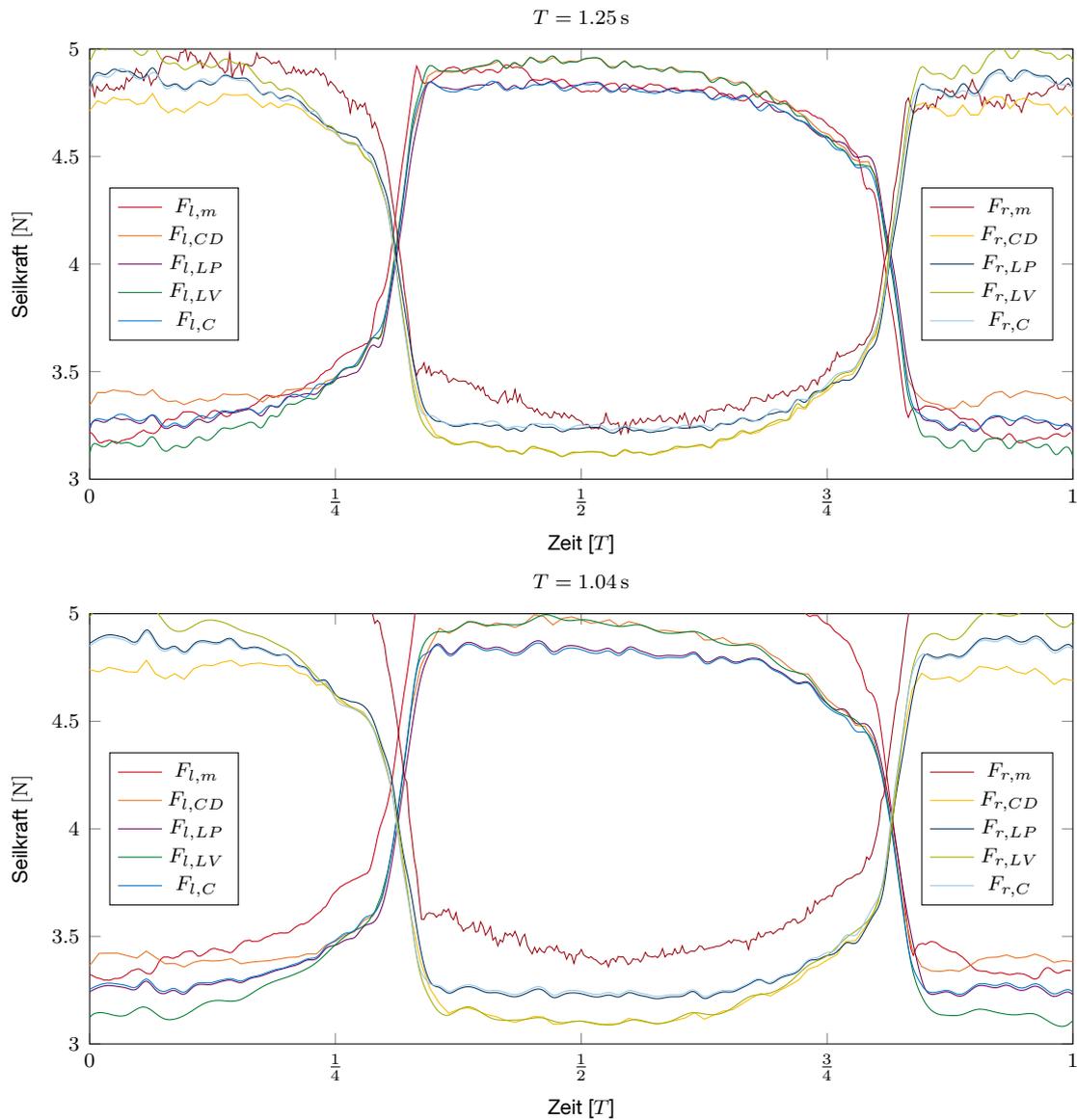


Abbildung A.6: Vergleich von simulierten und gemessenen Seilkräften bei verschiedenen Belastungszyklen über 10 Perioden gemittelt.

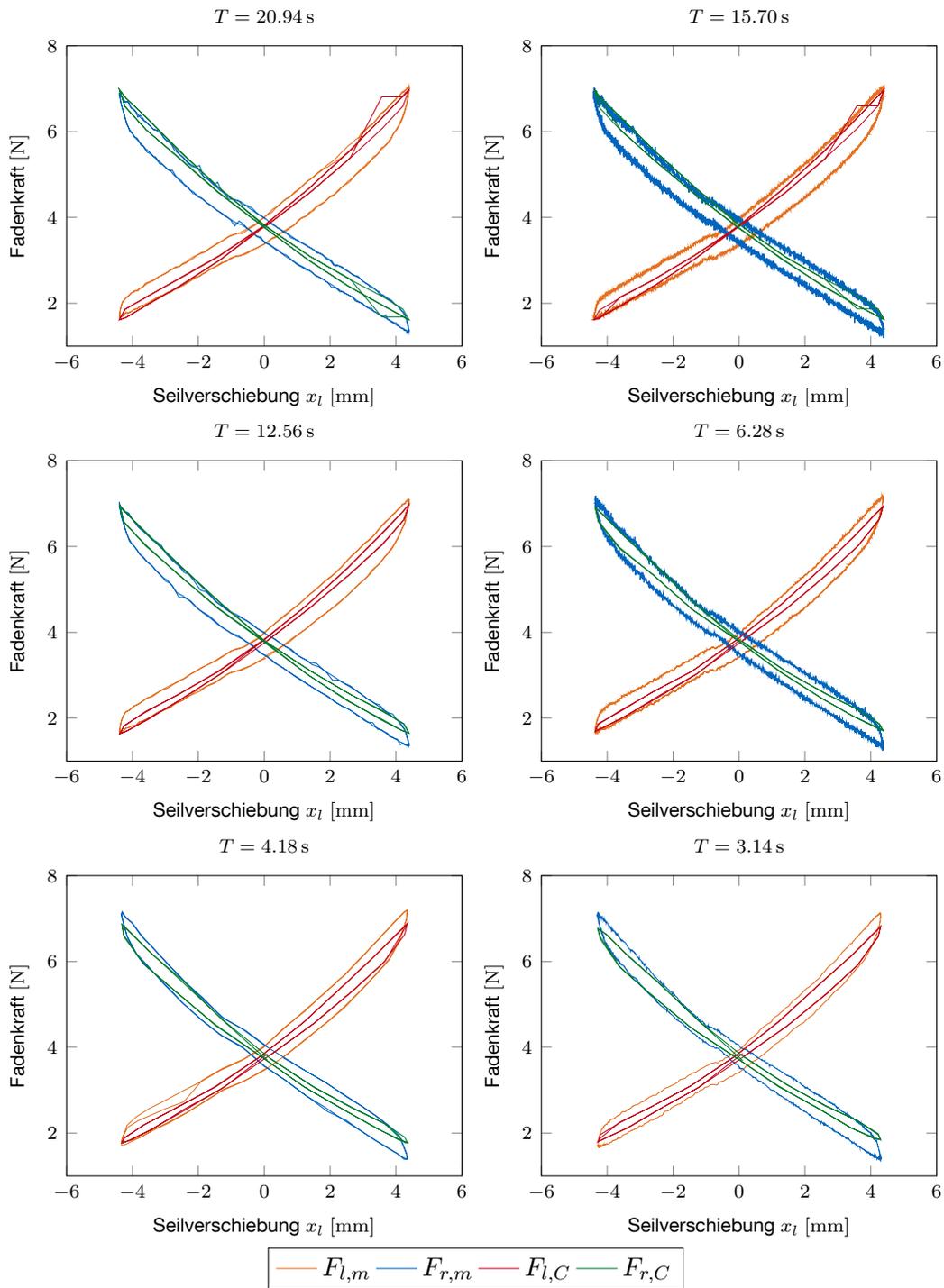


Abbildung A.7: Vergleich zwischen Simulation und Messung für verschiedene Belastungszyklen unter Berücksichtigung einer linearelastischen Gelenksteifigkeit k_{fit} . Mittelung über 10 Perioden.

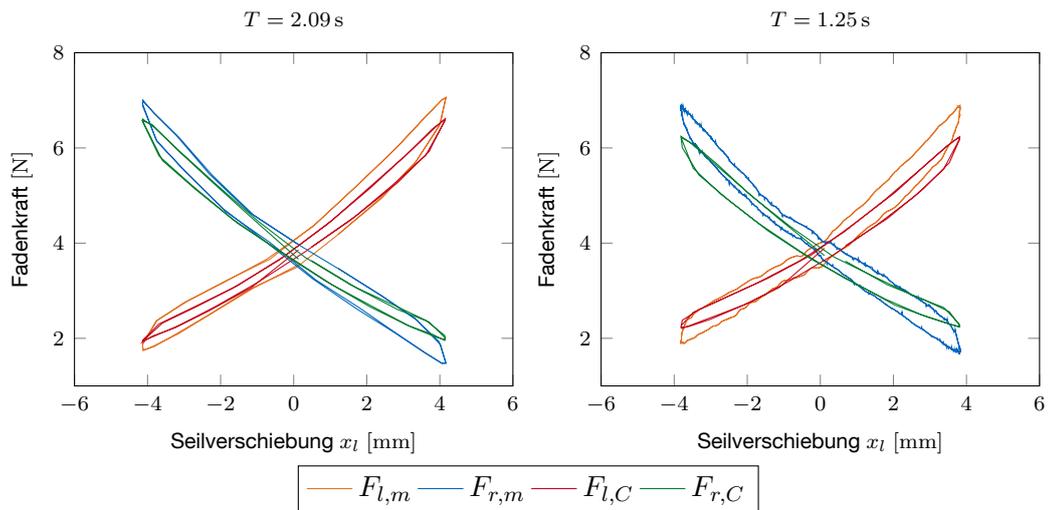


Abbildung A.8: Vergleich zwischen Simulation und Messung für verschiedene Belastungszyklen unter Berücksichtigung einer linearelastischen Gelenksteifigkeit k_{fit} . Mittelung über 10 Perioden.

Literatur

- Abbott, D.; Becke, C.; Rothstein, R.; Peine, W. (2007). Design of an endoluminal NOTES robotic system. In: *Intelligent Robots and Systems, 2007. IROS 2007. IEEE/RSJ International Conference on*, pages 410 –416.
- Arata, J.; Mitsuishi, M.; Warisawa, S.; Tanaka, K.; Yoshizawa, T.; Hashizume, M. (2005). Development of a dexterous minimally-invasive surgical system with augmented force feedback capability. In: *Intelligent Robots and Systems, 2005. (IROS 2005) IEEE/RSJ International Conference on*, pages 3207 – 3212.
- Assimp (2014). Assimp open asset import library. <http://assimp.sourceforge.net>.
- Autorino, R.; Kaouk, J. H.; Stolzenburg, J.-U.; Gill, I. S.; Mottrie, A.; Tewari, A.; Cadeddu, J. A. (2013). Current status and future directions of robotic single-site surgery: a systematic review. *European urology*, 63(2):266–280.
- Bardaro, S. J.; Swanstrom, L.m, L. (2006). Development of advanced endoscopes for natural orifice transluminal endoscopic surgery (NOTES). *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 15(6):378–383.
- Bathe, K.-J.; Zimmermann, P. (2002). *Finite-Elemente-Methoden*. Springer.
- Beira, R.; Santos-Carreras, L.; Rognini, G.; Bleuler, H.; Clavel, R. (2011). Dionis: A novel remote-center-of-motion parallel manipulator for minimally invasive surgery. *Appl. Bionics Biomechanics*, 8(2):191–208.
- Bonten, C. (2011). Konstruieren mit Polymerwerkstoffen. *Vorlesungsskript des Instituts für Werkstoffkunde I am Karlsruher Institut für Technologie*.
- Breedveld, P.; Sheltes, J.; Blom, E.; Verheij, J. (2005). A new, easily miniaturized steerable endoscope. *Medicine and Biology Magazine. IEEE Engineering in*, 24(6):40 –47.
- Buschmann, T. (2014). Skript zur Vorlesung Roboterdynamik. *Vorlesungsskript des Lehrstuhls für Angewandte Mechanik der Technischen Universität München*.
- Camarillo, D.; Milne, C.; Carlson, C.; Zinn, M.; Salisbury, J. (2008). Mechanics modeling of tendon-driven continuum manipulators. *Robotics, IEEE Transactions on*, 24(6):1262–1273.
- Can, S. (2012). *A Highly Versatile Single-Port System for Minimally Invasive Surgery*. Dissertation, Technische Universität München, München.

- Cavusoglu, M. C.; Williams, W.; Tendick, F.; Shankar Sastry, S. (2003). Robotics for telesurgery: second generation Berkeley/UCSF laparoscopic telesurgical workstation and looking towards the future applications. *Industrial Robot: An International Journal*, 30(1):22–29.
- Chen, Y.; Tanaka, S.; Hunter, I. (2010). Disposable endoscope tip actuation design and robotic platform. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, pages 2279–2282.
- Coy, J. A.; Kuball, C.-M.; Roppenecker, D. B.; Lueth, T. C. (2013). Flexural modulus of lasersinlaser PA2200. In: *ASME 2013 International Mechanical Engineering Congress and Exposition*.
- Craig, J. J. (1989). *Introduction to Robotics: Mechanics and Control*. Addison-Wesley Longman Publishing Co., Inc., Boston, MA, USA, 2nd.
- Cuntz, T.; Stallkamp, J.; Kaltenbacher, D. (2011). Minimal-invasive Chirurgie: Mikrohydraulische Antriebe für chirurgische Instrumente. *Deutsches Ärzteblatt*, 108:45.
- Daerden, F. (1999). *Conception and Realization of Pleated Pneumatic Artificial Muscles and their Use as Compliant Actuation Elements*. Dissertation, Faculteit Toegepaste Wetenschappen, Vaktgroep Werktuigkunde, Vrije Universiteit Brussel.
- Dahl, P. (1968). A solid friction model. Technical report, The Aerospace Corporation El Segundo, El Segundo, California, 90245.
- de Wit, C.; Olsson, H.; Astrom, K.; Lischinsky, P. (1995). A new model for control of systems with friction. *Automatic Control, IEEE Transactions on*, 40(3):419–425.
- Degani, A.; Choset, H.; Wolf, A.; Zenati, M. (2006). Highly articulated robotic probe for minimally invasive surgery. In: *Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on*, pages 4167–4172.
- Dhumane, P. W.; Diana, M.; Leroy, J.; Marescaux, J. (2011). Minimally invasive single-site surgery for the digestive system: A technological review. *Journal of Minimal Access Surgery*, 7(1):40–51.
- EOS GmbH (2010). Produktinformation EOSINT P/PA2200 Pulver. <http://eos.materialdatacenter.com/eo/de>.
- Feussner, H.; Siewert, J. (2001). Reduktion des Zugangstraumas: Gesicherte Vorteile. *Der Chirurg*, 72(3):236–244.
- Fiolka, A.; Horst, G.; Ulbrich, H.; Schneider, A.; Feussner, H. (2012a). Mechatronic concept of a semiautonomous instrument changing system for flexible NOTES platforms. *Endoscopy*, 44(09).
- Fiolka, A.; Schneider, A.; Feußner, H.; Meining, A. (2012b). *Lastenheft der Forschergruppe*. DFG Forschergruppe, 0.3.

- Gillen, S.; Fiolka, A.; Schneider, A.; Kranzfelder, M.; Feith, M.; Feußner, H. (2010). ELITE: Das neue hochimmersive Trainings- und Simulationssystem für NOTES. *Journal für Gastroenterologische und Hepatologische Erkrankungen*, 8:12–16.
- Glocker, C. (2001). *Set Valued Force Laws*. Springer.
- Grimm, T. (2004). *User's Guide to Rapid Prototyping*. SME.
- Haber, G.-P.; Autorino, R.; Laydner, H.; Yang, B.; White, M. A.; Hillyer, S.; Altunrende, F.; Khanna, R.; Spana, G.; Wahib, I. et al. (2012). Spider surgical system for urologic procedures with laparoendoscopic single-site surgery: from initial laboratory experience to first clinical application. *European urology*, 61(2):415–422.
- Haessig, D. A.; Friedland, B. (1990). On the modeling and simulation of friction. In: *American Control Conference, 1990*, pages 1256–1261.
- Hagedorn, P., editor (1978). *Nichtlineare Schwingungen*. Akademische Verlagsgesellschaft.
- Howell, L. L. (2001). *Compliant mechanisms*. John Wiley & Sons.
- Hu, H.; Wang, P.; Zhao, B.; Li, M.; Sun, L. (2009). Design of a novel snake-like robotic colonoscope. In: *Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2009 IEEE International Conference on*, pages 1957–1961.
- Hunt, K. H. (1990). *Kinematic geometry of mechanisms*. Clarendon Press Oxford.
- Ikeda, K.; Sumiyama, K.; Tajiri, H.; Yasuda, K.; Kitano, S. (2011). Evaluation of a new multitasking platform for endoscopic full-thickness resection. *Gastrointestinal Endoscopy*, 73(1):117–122.
- Ikuta, K.; Sasaki, K.; Yamamoto, K.; Shimada, T. (2002). Remote microsurgery system for deep and narrow space - development of new surgical procedure and micro-robotic tool. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-Part I. Proceedings of the 5th International Conference on*, pages 163–172, London, UK, UK. Springer-Verlag.
- Jeong, H.; Cheong, J.; Lee, S. (2010). Multi-jointed integrated medical instrument system for single port access laparoscopic surgery. In: *International Conference on Control Automation and Systems (ICCAS)*, pages 134–138.
- Jiang, A.; Xynogalas, G.; Dasgupta, P.; Althoefer, K.; Nanayakkara, T. (2012). Design of a variable stiffness flexible manipulator with composite granular jamming and membrane coupling. In: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2012 IEEE/RSJ International Conference on*, pages 2922–2927.
- Kaneko, M.; Wada, M.; Maekawa, H.; Tanie, K. (1991). A new consideration on tendon-tension control system of robot hands. In: *Robotics and Automation, 1991. Proceedings., 1991 IEEE International Conference on*, pages 1028–1033 vol.2.

- Kang, H.; Wen, J. (2001). Robotic assistants aid surgeons during minimally invasive procedures. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 20(1):94–104.
- Kenngott, H.; Fischer, L.; Nickel, F.; Rom, J.; Rassweiler, J.; Müller-Stich, B. (2012). Status of robotic assistance - a less traumatic and more accurate minimally invasive surgery? *Langenbeck's Archives of Surgery*, 397(3):333–341.
- Kühnel, W. (2008). *Differentialgeometrie*. Vieweg.
- Kim, Y.-J.; Cheng, S.; Kim, S.; Iagnemma, K. (2014). A stiffness-adjustable hyper-redundant manipulator using a variable neutral-line mechanism for minimally invasive surgery. *Robotics, IEEE Transactions on*, 30(2):382–395.
- Kunz, J.; Bachmann, S.; Studer, M. (2007). Filmgelenke dehnungsbezogen auslegen. *Kunststoff*, 97:129–132.
- Lin, C.; Xingsong, W.; Fuxiang, T. (2009). Tendon-sheath actuated robots and transmission system. In: *Mechatronics and Automation, 2009. ICMA 2009. International Conference on*, pages 3173–3178.
- Manwell, T.; Vitek, T.; Ranzani, T.; Menciassi, A.; Althoefer, K.; Liu, H. (2014). Elastic mesh braided worm robot for locomotive endoscopy. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*, pages 848–851.
- Medi-Line (2012). Endo tools therapeutics begins use of triangulation platform. *Medi-Line*.
- Meining, A.; Feussner, H.; Knoll, A.; Lüth, T.; Ulbrich, H.; Wörn, H. (2010). Single-Port-Technologie für gastroenterologische und viszeralchirurgische endoskopische Interventionen.
- Mitsubishi, M. (2007). Medical robot and master slave system for minimally invasive surgery. In: *IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering (CME)*, pages 8–13.
- Mottershead, J. E. (1980). Finite elements for dynamical analysis of helical rods. *International Journal of Mechanical Sciences*, 22:267–283.
- Murphy, R.; Moses, M.; Kutzer, M.; Chirikjian, G.; Armand, M. (2013). Constrained workspace generation for snake-like manipulators with applications to minimally invasive surgery. In: *Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on*, pages 5341–5347.
- Olsson, H. (1996). *Control Systems with Friction*. Institutionen för reglerteknik, Lunds tekniska högskola. Department of Automatic Control, Lund Institute of Technology.
- Olsson, H.; Astrom, K.; de Wit, C. C.; Gäfvert, M.; Lischinsky, P. (1998). Friction models and friction compensation. *European Journal of Control*, 4(3):176 – 195.

- Ostler, D. (2014). Regelungsentwurf für einen Single-Port-Manipulator in der Minimal-invasiven Chirurgie. Master's thesis, TU Muenchen.
- Palli, G.; Borghesan, G.; Melchiorri, C. (2009). Tendon-based transmission systems for robotic devices: Models and control algorithms. In: *Robotics and Automation, 2009. ICRA '09. IEEE International Conference on*, pages 4063–4068.
- Palli, G.; Borghesan, G.; Melchiorri, C. (2012). Modeling, identification, and control of tendon-based actuation systems. *Robotics, IEEE Transactions on*, 28(2):277–290.
- Palli, G.; Melchiorri, C. (2006). Model and control of tendon-sheath transmission systems. In: *Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on*, pages 988–993.
- Patel, N.; Seneci, C.; Yang, G.-Z.; Darzi, A.; Teare, J. (2014). Flexible platforms for natural orifice transluminal and endoluminal surgery. *Endoscopy International Open*, 02(1):117–123.
- Peirs, J.; Brussel, H. V.; Reynaerts, D.; Gersem, G. D. (2002). A flexible distal tip with two degrees of freedom for enhanced dexterity in endoscopic robot surgery. *13th Micromechanics Europe Workshop*, 13:271–274.
- Pfaff, A. (2014). Entwicklung einer Schnittstelle zur Manipulatorerstellung. Master's thesis, Technische Universität München, Lehrstuhl für Angewandte Mechanik.
- Phee, L.; Low, S. C.; Thant, Z. M.; Ho, K. Y.; Chung, S. C. (2006). Robotic system for no-scar gastrointestinal surgery. In: *IEEE International Special Topic Conference on Information Technology in Biomedicine*.
- Piccigallo, M.; Scarfogliero, U.; Quaglia, C.; Petroni, G.; Valdastrì, P.; Menciassi, A.; Dario, P. (2010). Design of a novel bimanual robotic system for single-port laparoscopy. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 15(6):871–878.
- Pisla, D.; Bleuler, H.; Rodic, A.; Vaida, C.; Pisla, A. (2013). *New Trends in Medical and Service Robots*, volume 16. Springer.
- Pryor, A. D.; Tushar, J. R.; DiBernardo, L. R. (2010). Single-port cholecystectomy with the TransEnterix SPIDER: simple and safe. *Surgical endoscopy*, 24(4):917–923.
- Rattner, D.; Kalloo, A. (2006). Asge/sages working group on natural orifice transluminal endoscopic surgery. *Surgical Endoscopy*, 20:329–333. 10.1007/s00464-005-3006-0.
- Roppenecker, D.; Meining, A.; Horst, G.; Ulbrich, H.; Lueth, T. (2012). Interdisciplinary development of a single-port robot. In: *Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2012 IEEE International Conference on*, pages 612–617.
- Roppenecker, D.; Pfaff, A.; Coy, J.; Lueth, T. (2013). Multi arm snake-like robot kinematics. In: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2013 IEEE/RSJ International Conference on*, pages 5040–5045.

- Röse, A.; Senberg, S.; Schmidt, L.; Schmid, H.-J. (2011). Mechanical and physical properties - a way to assess quality of laser sintered parts. In: *International SFF Symposium 2011 - An Addictive Manufacturing Conference*, pages 239–251.
- Rucker, D. C.; Webster III, R. J. (2009). Parsimonious evaluation of concentric-tube continuum robot equilibrium conformation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 56:2308–2311.
- Seow, C. M. (2011). Robotic manipulator with multiple instruments for natural orifice transluminal endoscopic surgery. Master's thesis, University of Nebraska.
- Siciliano, B.; Sciavicco, L.; Villani, L.; Oriolo, G. (2009). *Robotics: Modelling, Planning and Control*. Advanced Textbooks in Control and Signal Processing. Springer.
- Simaan, N.; Xu, K.; Wei, W.; Kapoor, A.; Kazanzides, P.; Taylor, R.; Flint, P. (2009). Design and integration of a telerobotic system for minimally invasive surgery of the throat. *The International Journal of Robotics Research*, 28(9):1134–1153.
- Simi, M.; Sardi, G.; Valdastri, P.; Menciassi, A.; Dario, P. (2011). Magnetic levitation camera robot for endoscopic surgery. In: *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on*, pages 5279–5284.
- Smith, S. (2000). *Flexure: Elements of Elastic Mechanisms*. Taylor & Francis.
- Song, H.; Chung, J.; Kim, K.; Lee, J. (2006). The development of human-arm like manipulator for laparoscopic surgery with force sensing. In: *Industrial Technology, 2006. ICIT 2006. IEEE International Conference on*, pages 1258–1262.
- Spaun, G. O.; Zheng, B.; Swanström, L. L. (2009). A multitasking platform for natural orifice transluminal endoscopic surgery (NOTES): a benchtop comparison of a new device for flexible endoscopic surgery and a standard dual-channel endoscope. *Surgical endoscopy*, 23(12):2720–2727.
- Stewart, N.; Leach, G.; John, S. (1998). An improved z-buffer csg rendering algorithm. In: *Proceedings of the ACM SIGGRAPH/EUROGRAPHICS Workshop on Graphics Hardware*, pages 25–30, New York, NY, USA. ACM.
- Sun, Z.; Ang, R. Y.; Lim, E. W.; Wang, Z.; Ho, K. Y.; Phee, S. J. (2011). Enhancement of a master-slave robotic system for natural orifice transluminal endoscopic surgery. *Annals Of The Academy Of Medicine Singapore*, 40(5):223–228.
- Tognarelli, S.; Salerno, M.; Tortora, G.; Quaglia, C.; Dario, P.; Menciassi, A. (2012). An endoluminal robotic platform for minimally invasive surgery. In: *Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS EMBS International Conference on*, pages 7–12.
- Trease, B. P.; Moon, Y.-M.; Kota, S. (2005). Design of large-displacement compliant joints. *Journal of Mechanical Design*, 127.

- Vitiello, V.; Lee, S.-L.; Cundy, T. P.; Yang, G.-Z. (2013). Emerging robotic platforms for minimally invasive surgery. *Biomedical Engineering, IEEE Reviews in*, 6:111–126.
- Wanner, A. (2011). Werkstoffauswahl und Werkstoffverwendung. *Vorlesungsskript des Instituts für Werkstoffkunde I am Karlsruher Institut für Technologie*.
- Weede, O.; Dittrich, F.; Woern, H.; Jensen, B.; Knoll, A.; Wilhelm, D.; Kranzfelder, M.; Schneider, A.; Feussner, H. (2012). Workflow analysis and surgical phase recognition in minimally invasive surgery. In: *2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO 2012), December 11-14, 2012, Guangzhou, China*.
- Wintermantel, E.; Ha, S.-W. (2009). *Medizintechnik - Life Science Engineering*. Springer.
- Wittrick, W. H. (1966). On elastic wave propagation in helical springs. *International Journal of Mechanical Sciences*, 8:25–47.
- Xu, K.; Goldman, R.; Ding, J.; Allen, P.; Fowler, D.; Simaan, N. (2009). System design of an insertable robotic effector platform for single port access (SPA) surgery. In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS*, pages 5546–5552.
- Yamashita, H.; Iimura, A.; Aoki, E.; Suzuki, T.; Nakazawa, T.; Kobayashi, E.; Hashizume, M.; Sakuma, I.; Dohi, T. (2005). Development of endoscopic forceps manipulator using multi-slider linkage mechanisms. In: *Proceeding of The 1st Asian Symposium on Computer Aided Surgery-Robotic and Image guided Surgery*.
- Zahraee, A. H.; Szewczyk, J.; Paik, J. K.; Morel, G. (2010). Robotic hand-held surgical device: evaluation of end-effector's kinematics and development of proof-of-concept prototypes. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 13(Pt 3):432–439.