



TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Fakultät für Maschinenwesen

Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik

**Automatisierter Entwurf von additiv gefertigten monolithischen Manipulatorstrukturen
für die minimalinvasive Chirurgie**

Yannick Simon Krieger

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:

Prof. dr. ir. Daniel J. Rixen

Prüfer der Dissertation:

1. Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth

2. Prof. Dr. Markus Zimmermann

Die Dissertation wurde am 25.06.2020 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 05.02.2021 angenommen.

Vorwort

Diese Dissertationsarbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Technischen Universität München (TUM) am Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik (MiMed) von Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Ing. Tim C. Lüth.

Meinem Doktorvater Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth (Ordinarius des Lehrstuhls für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik an der Technischen Universität München) danke ich herzlichst für die Betreuung, die Unterstützung, den Austausch und speziell die Förderung am Lehrstuhl MiMed. Ich bin sehr dankbar für die vielen Erfahrungen und unzähligen Möglichkeiten, die sich mir an diesem hervorragend ausgestatteten Institut geboten haben.

Der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) danke ich für die Förderung der Forschergruppe FOR1321, welche mir die Grundlagenforschung im Bereich individualisierbarer, additiv gefertigter Assistenzsysteme für die minimalinvasive Chirurgie ermöglicht hat.

Bei der Prüfungskommission bedanke ich mich für die Begutachtung und Prüfung meiner Arbeit.

Einen besonderen Dank möchte ich Frau Renate Heuser und Herrn Dr. Irlinger aussprechen für die tatkräftige Unterstützung bei der Bewältigung der vielen kleinen und großen Dinge des Lehrstuhllalltags.

Meinen klinischen Partnern möchte ich einen Dank für die sehr gute Kooperation, den fachlichen Austausch und die Diskussion sowie die erfolgreiche gemeinsame Arbeit aussprechen. Spezieller Dank gilt hierbei Prof. Dr. Alexander Meining, Prof. Dr. Hubertus Feußner, Prof. Dr. Dirk Wilhelm und PD Dr. Benjamin Walter.

Allen meinen Kollegen und Studenten des Lehrstuhls danke ich für die Unterstützung, für fachliche und persönliche Diskussionen, sehr kollegiale Zusammenarbeit sowie für ihre Anregungen und die vielen interessanten gemeinsamen Projekte und Ideen. Besonders bedanken möchte ich mich bei Daniel Roppenecker, Ismail Kuru, Eva Graf, Mattias Träger, Suat Cömert, Johannes Coy und Kassim Abdul-Sater für die vielen Unterstützungen, Anregungen und Diskussionen besonders zu Beginn meiner Tätigkeit am Lehrstuhl. Einen großen Dank möchte ich auch Samuel Detzel, Christian Dietz, Jonas Pfeiffer, Christina Hein, Dominik Rumschöttel und Simon Schiele aussprechen für die Umsetzung vieler kreativer Ideen sowie den gemeinsamen Aufbau neuer Lehrveranstaltungen und Lehrinhalten. Danken möchte ich auch Sandra Brecht und Simon Laudahn für die gemeinsame Arbeit sowie meinen Projektpartnern Sebastian Koller und Daniel Ostler. Für ihre Unterstützung möchte ich mich auch bei den Mitarbeitern der Werkstatt und den Werkstattmeistern Gerhard Ribnitzky und Markus Wörl bedanken.

Bei allen Studenten, die ich während meiner Zeit am Lehrstuhl betreuen konnte, möchte ich mich besonders für ihren hohen Einsatz bedanken, der zur Erarbeitung der erfolgreichen Forschungsergebnisse beigetragen hat.

Ein ganz herzlicher Dank geht an meine Freunde und Familie, insbesondere an meine Eltern, die mir mein Studium und die Promotion ermöglicht haben. Bei Ihnen möchte ich mich einfach für Alles bedanken. Auch meinem Bruder Nicolas Krieger möchte ich Danke sagen für viel schöne Zeit und besonders die Unterstützung in den anstrengenden Phasen der Promotion. Vielen lieben Dank an meine Freunde Alexander Mappes und Tobias Apel für die Korrektur dieser Arbeit und besonders auch an Benjamin und Anja Lorenz für den Anfang und das Ende der Promotion.

Und der herzlichste Dank geht an meine Frau Lisa Krieger und meine Kinder Marlon und Greta dafür, dass sie mich immer unterstützen und ich besonders auch während der intensiven Zeiten am Lehrstuhl so stolz auf meine wunderbare Familie sein kann.

München, Juni 2020

Yannick Krieger

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung und Anwendung	1
2.	Problemstellung	2
2.1	Anatomische Gegebenheiten des menschlichen Körpers.....	2
2.1.1	Anatomie von Abdomen und Becken	3
2.1.2	Anatomie des Verdauungstrakts	3
2.1.3	Anatomie des Urogenitaltrakts	5
2.1.4	Anatomie von Rachen und Nase.....	5
2.2	Medizinische Problemstellung: Minimalinvasive chirurgische Eingriffe.....	6
2.2.1	Laparoskopie in der Viszeralchirurgie.....	9
2.2.2	Laparoskopie in der Urologie und Gynäkologie.....	9
2.2.3	Therapeutische bzw. chirurgische Endoskopie in der Gastroenterologie....	9
2.2.4	Therapeutische Endoskopie in der Urologie.....	10
2.2.5	NOTES Verfahren am Gastrointestinaltrakt.....	10
2.2.6	Endoskopische HNO-Chirurgie	10
2.2.7	Roboterassistierte Chirurgie.....	11
2.2.8	Zusammenfassung der medizinischen Problemstellung	12
2.3	Technische Problemstellung	12
2.4	Zielsetzung dieser Arbeit	14
2.4.1	Abgrenzung der Ziele	15
3.	Stand der Technik	16
3.1	Single Incision Laparoscopic Surgery (SILS).....	16
3.1.1	SILS Instrumente und Ausrüstung.....	16
3.1.2	Laparoskopische SILS Operationstechniken	18
3.2	Therapeutische Endoskopie in der Gastroenterologie.....	19
3.2.1	Operationstechniken der therapeutischen Endoskopie in der Gastroenterologie	21
3.2.2	Endoskopische Submukosadisektion (ESD)	22
3.3	Therapeutische Endoskopie in der Urologie	24
3.3.1	Instrumente und Ausrüstung für die therapeutische Endoskopie in der Urologie	24
3.3.2	Operationstechniken der therapeutischen Endoskopie in der Urologie.....	24
3.4	Therapeutische Endoskopie in der HNO-Chirurgie.....	25
3.4.1	Instrumente und Ausrüstung für die therapeutische Endoskopie in der HNO-Chirurgie	25
3.4.2	Operationstechniken der therapeutischen Endoskopie in der Gastroenterologie	25

3.5	Medizinische Assistenzsysteme und Plattformen für die minimalinvasive Chirurgie	26
3.5.1	Am Markt verfügbare mechanische und robotische endoskopische Assistenzsysteme und Plattformen	26
3.5.2	Stand der Forschung: Mechanische und robotische endoskopische Assistenzsysteme und Plattformen	29
3.6	Stand der Forschung am Lehrstuhl MiMed (TU München)	35
3.7	Additive Fertigung in der Medizintechnik	35
3.7.1	Selektives Lasersintern (SLS).....	37
3.8	Automatisierter Entwurf von Manipulatoren und Robotern	38
4.	Defizite am Stand der Technik	39
4.1	Defizite bei therapeutischen endoskopischen Operationen mit flexiblem Instrumentarium	39
4.2	Defizite bei laparoskopischen SILS Operationen mit starrem Instrumentarium ...	41
4.3	Defizite bei endoskopischen Operationen mit starrem Instrumentarium.....	41
4.4	Defizite aus medizintechnischer Sicht	41
5.	Eigener Ansatz.....	42
5.1	Aufgabenstellung	42
5.2	Abgrenzung	42
5.3	Erwartete Vorteile der Systeme	43
6.	Konzept und Systementwurf.....	44
6.1	Lösungsstruktur: Automatisierter Entwurf monolithischer Manipulatoren	44
6.1.1	Individualisierbare monolithische Manipulatorarmstrukturen	46
6.1.2	Manipulatorstrukturen mit vordefinierten Endposen – Shape-Memory Strukturen.....	48
6.1.3	Schaftstrukturen	49
6.1.4	Ansteuerungskonzepte	50
6.2	Lösungsprozess	51
6.3	Unterscheidungsmerkmale der Lösung.....	52
7.	Realisierung	53
7.1	Auslegung von Festkörpergelenkstrukturen	53
7.2	Beschreibung der Festkörpergelenkkinematik	56
7.3	Berechnung und Auslegung der Festkörpergelenkstrukturen	57
7.3.1	Untersuchung von plastischer und elastischer Verformung bei Festkörpergelenken	58
7.3.2	Bestimmung des Biege-E-Moduls für SLS gefertigte Festkörpergelenke	59
7.3.3	Untersuchung von SLS gedruckten Festkörpergelenken unter dynamischer Dauerlast.....	61

7.3.4	Untersuchung der Zugfestigkeit und Bruchdehnung von dünnwandigen SLS Bauteilen	64
7.3.5	Dimensionierung von Festkörpergelenken für SLS gefertigte Manipulatorstrukturen.....	65
7.4	Simulation der monolithischen Festkörpergelenkstrukturen	66
7.5	Aktuierung der monolithischen Festkörpergelenkstrukturen.....	70
7.6	Der SPOT Manipulator	71
7.6.1	Grundstruktur des SPOT Manipulators	71
7.6.2	Berechnung der Festkörpergelenkinematik anhand des gewünschten Arbeitsraums	72
7.6.3	Automatisierter Entwurf der Festkörpergelenkstruktur	75
7.6.4	Schaftdesign	82
7.6.5	Konfiguration der monolithischen Festkörpergelenkstruktur für die additive Fertigung	83
7.6.6	Simulation der Manipulatorstruktur im Virtual Reality Szenario.....	84
7.6.7	Dichtungskonzept und individualisierte Ummantelung für die Manipulatorspitze	85
7.6.8	Integration funktioneller Strukturen	89
7.7	Softrobotik Strukturen mit vordefinierten Endposen – Shape-Memory Strukturen.....	91
7.7.1	Automatisierter Entwurf der Shape-Memory Strukturen	91
7.7.2	Shape-Memory Strukturen mit mehreren vordefinierten Endposen.....	103
7.7.3	Bewegungssimulation der Shape-Memory Strukturen	103
7.8	Ansteuerungskonzepte	105
7.8.1	Rein mechanische Ansteuerungsprinzipien für individualisierte Manipulatoren	105
7.8.2	Elektrische Ansteuerungsprinzipien für robotische Manipulatoren	114
7.8.3	Hybride Ansteuerungskonzepte	121
7.9	Systemvarianten	122
7.9.1	Zweiarmiger endoskopischer SPOT Manipulator	122
7.9.2	Einarmiger endoskopischer SPOT Manipulator	123
7.9.3	Handgehaltene endoskopische SPOT Systemvariante „behind-tip-mounted“	124
7.9.4	Handgehaltene endoskopische SPOT Systemvariante „tip-mounted“	126
7.9.5	Weitere konzeptionelle Systemvarianten.....	127
8.	Experiment.....	129
8.1	Experimentelle Untersuchung der Positioniergenauigkeit von Shape-Memory Strukturen in Abhängigkeit der geometrischen Gestaltung der Kontaktflächen...	129
8.2	Evaluation der elektrischen Ansteuerung für das endoskopische SPOT System am explantierten Schweinemagen (ex-vivo).....	132
8.3	Evaluierung der entworfenen Manipulatorsystemvarianten im ex-vivo Versuch.	135

9. Zusammenfassung und Ausblick.....	141
10. Literaturverzeichnis	145

1. Einleitung und Anwendung

Betrachtet man die Krebszahlen in Deutschland, unter welchen die Erkrankungen aufgrund bösartiger Entwicklungen von Körperzellen beziehungsweise malignen (bösartigen) Tumoren zusammengefasst werden, so traten 2016 in Deutschland geschätzt rund 492.000 Krebsneuerkrankungen und circa 229.000 Krebssterbefälle auf (Robert Koch-Institut 2019, S. 16). Nach Herz-Kreislauf-Erkrankungen stellen Krebserkrankungen die zweithäufigste Todesursache dar (Statistisches Bundesamt 2017, S. 3).

Als Therapieverfahren bei Krebserkrankungen kommen hauptsächlich die chirurgische Entfernung (Resektion), medikamentöse Behandlungen wie die Chemotherapie mit Zytostatika oder Strahlentherapien zur Anwendung. Die chirurgische Entfernung hat speziell bei Frühkarzinomen die ganzheitliche Tumorentfernung unter Vermeidung eines Rezidivs zum Ziel (Bruns 2013, S. 68-71). Hierbei kommen vermehrt minimalinvasive Operationstechniken zum Einsatz (d.h. Eingriffe mit Zugängen über kleinste Körperöffnungen), die sich gegenüber den konventionellen offenen Eingriffen durch ein reduziertes Trauma für den Patienten und einen schnelleren Heilungsverlauf nach der Operation mit kürzerem Krankenhausaufenthalt auszeichnen (Kumar et al. 2016; Oh et al. 2014, S. 794; Rattner & Kalloo 2006, S. 15).

Im Zuge dieser Arbeit liegt der Fokus speziell auf Erkrankungen der inneren Organe sowie des Nasenrachenraums. Hier sind minimalinvasive Eingriffe zur chirurgischen Behandlung bei Gewebeneubildung bereits etabliert. Von den jährlichen Krebsneuerkrankungen betreffen ca. 58.700 die Prostata, ca. 58.200 den Dickdarm, ca. 15.100 den Magen und ca. 13.900 die Mundhöhle und den Rachen (Robert Koch-Institut 2019, S. 16). Bei minimalinvasiven chirurgischen Eingriffen ergeben sich aufgrund des Zugangs zum Operationssitus über kleine natürliche Körperöffnungen oder künstlich gesetzte Köperschnitte für den Operateur anspruchsvolle Randbedingungen hinsichtlich der Instrumentenbewegung, Gewebemanipulation und Sicht auf den Situs. In diesem Zusammenhang wird versucht, den Operateur durch die Entwicklung von geeignetem Instrumentarium und medizinischen Assistenzsystemen für die minimalinvasive Chirurgie zu unterstützen, indem beispielsweise die Manipulierbarkeit der Instrumente im Arbeitsraum um den Operationssitus im Vergleich zum endoskopischen Standardinstrumentarium verbessert oder bimanuelles Arbeiten mit geeigneten Instrumentenkombinationen ermöglicht wird.

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Entwicklung eines automatisierten Entwurfsprozesses für Manipulatoren für den Einsatz in der minimalinvasiven Chirurgie (MIC). Unter Verwendung von additiven Fertigungstechnologien sollen individualisierte Manipulatoren als Einweg-Systeme realisiert werden. Ziel ist es hierbei, die Systemstruktur individuell an den spezifischen Anwendungsfall anpassen zu können.

2. Problemstellung

Die minimalinvasiven Operationstechniken, die in den letzten zwei Jahrzehnten aufgrund ihrer signifikanten Vorteile für den Patienten enorm an Bedeutung gewonnen und so die chirurgische Praxis revolutioniert haben, stellen ein herausforderndes Anwendungsgebiet in der Chirurgie dar (Kumar et al. 2016; Oh et al. 2014, S. 794; Simanski & Neugebauer 2013, S. 18). Dies liegt vor allem darin begründet, dass bei den Eingriffen der Zugang zum Operationsgebiet über kleine Körperöffnungen erfolgt und dann, von außen gesteuert, in einem Lumen im Körperinneren der chirurgische Eingriff vollzogen wird. Die sogenannte Schlüsselloch-Therapie stellt daher besonders anspruchsvolle Randbedingungen für den Chirurgen dar und benötigt speziell geeignetes Instrumentarium und optische Systeme. Um einen Überblick über die medizinischen und technischen Problemstellungen bei der Durchführung von minimalinvasiven chirurgischen Eingriffen aufzuzeigen und anhand dieser auch die spezifischen Anforderungen an ein Assistenzsystem für die MIC darlegen zu können, werden im Folgenden zunächst relevante Bereiche der menschlichen Anatomie und verbreitete minimalinvasive Eingriffstechniken beschrieben. Abschließend wird die Zielsetzung dieser Arbeit abgeleitet und dargestellt.

2.1 Anatomische Gegebenheiten des menschlichen Körpers

Die inneren Organe befinden sich, abgesehen vom Zentralnervensystem, hauptsächlich in den drei großen Körperhöhlen des menschlichen Körpers. Die Körperhöhlen lassen sich aufgrund ihrer Lage in die Brusthöhle (*Cavitas thoracica*), die durch das Zwerchfell abgetrennte Bauchhöhle (*Cavitas abdominalis*) sowie die Beckenhöhle (*Cavitas pelvis*), welche unten mit einem offenen, direkten Übergang an die Bauchhöhle anschließt, unterscheiden (siehe Abbildung 2.1).

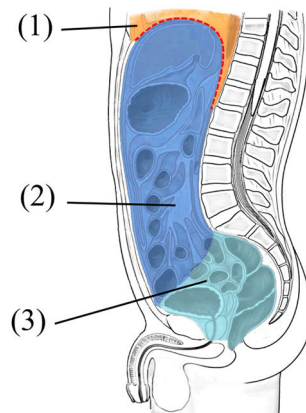


Abbildung 2.1: Darstellung der Körperhöhlen im Mediansagittalschnitt durch den Rumpf: (1) Die angedeutete Brusthöhle (*Cavitas thoracica*) nach unten zum Bauchraum abgetrennt durch das Zwerchfell, (2) Bauchhöhle (*Cavitas abdominalis*), (3) Beckenhöhle (*Cavitas pelvis*) (Bild angelehnt an: Tillmann 2016)

Die Brusthöhle wird nach außen hin durch die knöchernen Strukturen des Thorax, bestehend aus den Rippen, dem Brustbein sowie der Brustwirbelsäule, begrenzt und geschützt. Dem hingegen wird die Begrenzung nach außen bei der Bauchhöhle überwiegend aus Weichteilgewebe, wie beispielsweise Muskeln, Binde- und Fettgewebe, gebildet. Als knöcherner Schutz dienen lediglich die Lendenwirbelsäule, das Darmbein sowie teilweise der Thorax (Tillmann 2016, S. 292). Auf die Anatomie des zusammenhängenden Bauch-Becken-Raums soll im Folgenden genauer eingegangen werden, da dieser eine große Anzahl an inneren Organen beherbergt, deren Behandlung mittels minimalinvasiver Operationstechniken sich aufgrund der guten Zugänglichkeit des Lumens bereits etabliert hat.

2.1.1 Anatomie von Abdomen und Becken

Als Abdomen bzw. Bauch wird der vordere Teil des Rumpfes zwischen Thorax und Becken bezeichnet. Das Abdomen wird auf der Vorderseite durch die Bauchwand bzw. Bauchdecke begrenzt. Die Bauchwand setzt sich aus der äußeren Hautschicht (*Cutis*), der Unterhaut (*Subcutis*), den oberflächlichen Körperfazien (*Fascia abdominis superficialis*), den Bauchmuskeln, den inneren Bauchfaszien (*Fascia transversalis*) und einem Teil des Bauchfells (*Peritoneum parietale*) zusammen. Darunter liegt zwischen Zwerchfell und Beckenboden der Bauch-Becken-Raum bestehend aus Bauch- und Beckenhöhle. Durch den Verlauf des Bauchfells (*Peritoneums*) kann der Bauch-Becken-Raum wiederum in zwei Räume unterteilt werden. Zum einen die Peritonealhöhle (*Cavitas peritonealis*), welche vom Bauchfell ausgekleidet ist und die intraperitoneal gelegenen Bauchorgane überzieht und zum anderen der Extraperitonealraum (*Spatium extraperitoneale*), welcher den nicht vom Bauchfell bedeckten Bereich beschreibt. Das Bauchfell (*Peritoneum*) selbst ist eine glatte, durchsichtige und seröse Haut. Aufgebaut ist es aus dem die inneren Organe ummantelnden viszeralen Peritoneum (*Peritoneum viscerale*) und der Auskleidung der Bauchwandinnenseite, dem parietalen Peritoneum (*Peritoneum parietale*). Zu den vom Bauchfell überzogenen intraperitonealen Bauchorganen zählen Magen, Leber und Gallenblase, Milz, Dünndarm und der Großteil des Dickdarms sowie Eierstock und Eileiter beim weiblichen Geschlecht. Im Extraperitonealraum liegen die Nieren und Nebennieren, die Bauchspeicheldrüse, Harnblase und Harnleiter, Rektum und Duodenum sowie die Samenblase und die Prostata beim männlichen Geschlecht oder der Gebärmutterhals beim weiblichen Geschlecht (Schünke et al. 2018; Tillmann 2016, S. 292). Der Bauch-Becken-Raum fällt in das Fachgebiet Viszeralchirurgie. Die Nieren, die Harnblase und die Prostata werden der Urologie zugeordnet. Die Gebärmutter gehört zum Fachbereich der Gynäkologie.

2.1.2 Anatomie des Verdauungstrakts

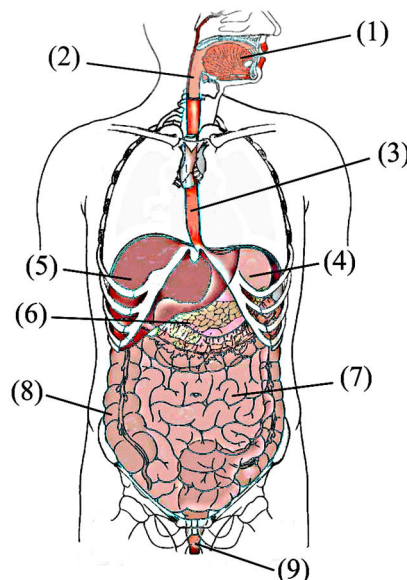


Abbildung 2.2: Organe des Verdauungssystems: (1) Mundhöhle und Zunge, (2) mittlere und untere Pharynxabschnitte, (3) Speiseröhre, (4) Magen, (5) Leber mit Gallenblase, (6) Bauchspeicheldrüse, (7) Dünndarm, (8) Dickdarm, (9) Rektum und Darmausgang (Bild angelehnt an: Fritsch & Kühnel 2018)

Der Verdauungsapparat fasst die in Abbildung 2.2 dargestellten Organe und Organsysteme zusammen, die der Aufnahme und Verwertung von Nahrung dienen. Er erstreckt sich beim Menschen vom Kopf bis hin zum Becken und setzt sich aus den Verdauungsdrüsen wie der großen

Kopfspeicheldrüsen und kleineren Speicheldrüsen in der Mundhöhle, der Leber mit Gallenblase und der Bauchspeicheldrüse sowie dem Verdauungskanal zusammen. Der Verdauungstrakt bzw. Verdauungskanal (*Canalis alimentarius*), welcher das Röhrensystem ausgehend von der Mundhöhle über Rachen (*Pharynx*), Speiseröhre (*Ösophagus*) und Magen (*Ventriculus*) sowie Dünndarm (*Intestinum tenue*) und Dickdarm (*Intestinum crassum*) beschreibt, stellt dabei ein zentrales Element dar. Als Gastrointestinaltrakt (GI-Trakt) wird der Hauptteil des Verdauungstrakts zusammengefasst, der von der Speiseröhre bis zum Anus reicht. Die großen Hohlorgane Magen, Dünndarm und Dickdarm lassen sich jeweils in charakteristische Abschnitte unterteilen. Dabei besteht der Magen aus den vier Abschnitten Kardia bzw. Mageneingang (*Pars cardiaca*), Magenfundus (*Fundus gastricus*), Magenkörper (*Corpus gastricum*) und Magenausgang (*Pars pylorica*). Der Darmtrakt lässt sich im Bereich des Dünndarms in die Abschnitte Zwölffingerdarm (*Duodenum*), der die Mündung des Gallen- und des Pankreasgangs darstellt, Leerdarm (*Jejunum*) und Krummdarm (*Ileum*) unterteilen. Der Dickdarm setzt sich aus Blinddarm (*Zäkum*), Grimmdarm (*Colon*), bestehend aus dem aufsteigenden Kolon (*Colon ascendens*), dem Querkolon (*Colon transversum*), dem absteigenden Kolon (*Colon descendens*) und dem S-förmigen Endabschnitt (*Colon sigmoideum*) sowie dem Mastdarm (*Rektum*) und dem Analkanal (*Canalis analis*) zusammen. Der Verdauungstrakt fällt ins Fachgebiet der Gastroenterologie und Viszeralchirurgie (siehe Abbildung 2.3).

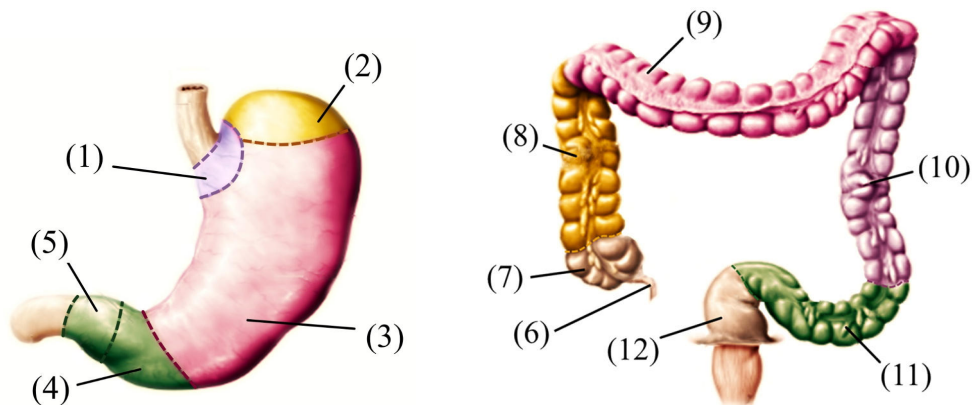


Abbildung 2.3: Darstellung der charakteristischen Teilbereiche von Magen und Darm; links: Schematische Darstellung des Magens mit Mageneingang (1), Magenfundus (2), Magenkörper (3) und Magenausgang mit Antrum (4) und Pfortnerkanal (5); rechts: Schematische Darstellung des Dickdarms mit Wurmfortsatz (6), Blinddarm (7), aufsteigendem (8), querlaufendem (9) und absteigendem Kolon (10) sowie dem S-förmigen Endabschnitt (Sigma) (11) und dem Mastdarm (Rektum) (12). (Bild angelehnt an: Schünke et al. 2018)

Eine Besonderheit ist, dass die Wand für den gesamten Verdauungskanal im Prinzip gleich aufgebaut ist und sich aus vier Gewebeschichten zusammensetzt. Je nach Funktion des jeweiligen Abschnittes unterscheiden sich die Wandschichten leicht bzw. zeigen spezifische Charakteristika. Der grundsätzliche Aufbau besteht aus einer Schleimhautschicht, der Mukosa (*Tunica mucosa*), der Submukosa (*Tela submucosa*), welche eine darunter liegende Bindegewebsschicht mit Blut- und Lymphgefäßen sowie Nervenfasern darstellt und der Muskelschicht Muskularis (*Tunica muscularis*). Für die mit Bauchfell überzogenen Bereiche der Organe stellt die Serosa (*Tunica serosa* auch *Peritoneum viscerale*) die äußerste Schicht des Verdauungskanals dar. Ansonsten liegt die Adventitia (*Tunica adventitia*) als Randschicht vor (Schünke et al. 2018; Tillmann 2016, S. 310).

2.1.3 Anatomie des Urogenitaltrakts

Unter dem Begriff Urogenitalsystem werden die Harnorgane und die Geschlechtsorgane zusammengefasst. Da es sich bei diesen überwiegend um muskuläre Hohlorgane handelt, spricht man auch vom Urogenitaltrakt. Die Zusammenfassung der Harnorgane und der Geschlechtsorgane basiert auf der gemeinsamen embryologischen Entwicklung, der benachbarten Lage und der funktionellen Beziehung der Systeme. Zu den Organen des Harnsystems, welche der Bildung und Ausscheidung des Urins dienen, gehören die Niere (*Ren*), die Harnleiter (*Ureter*), die Harnblase (*Vesica urinaria*) und die Harnröhre (*Urethra*). Abbildung 2.4 zeigt die männlichen und weiblichen Geschlechtsorgane, die sich jeweils aus den äußeren und inneren Geschlechtsorganen zusammensetzen. Das Urogenitalsystem fällt in das Fachgebiet der Urologie und der Gynäkologie (Hautmann & Gschwend 2014; Tillmann 2016, S. 355).

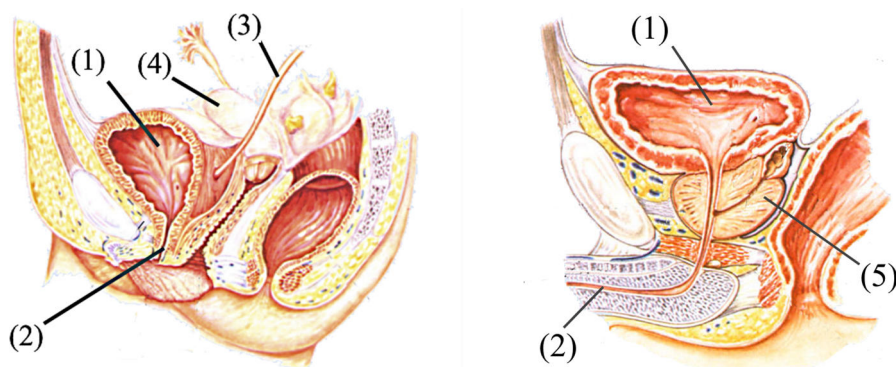


Abbildung 2.4: Darstellung des weiblichen (links) und männlichen (rechts) Urogenitaltrakts mit dem Fokus auf Blase (1), Harnröhre (2), Harnleiter (3), Gebärmutter (4) und Prostata (5) (Bild entnommen aus: Hautmann & Gschwend 2014)

2.1.4 Anatomie von Rachen und Nase

In Abbildung 2.5 ist der Nasenrachenraum dargestellt. Der Rachen (*Pharynx*) dient als vorderster Abschnitt des Verdauungstrakts und zur Luftleitung, da sich in ihm die Speise- und Atemwege kreuzen. Er besteht aus Schleimhautschichten mit einer umgebenden Muskelschicht (*Tunica muscularis*), die wiederum durch Bindegewebe mit der Schädelbasis verbunden sind. Gegliedert wird der Rachen nach den drei Etagen: Nasenrachen (*Epipharynx* oder *Nasopharynx*), Mundrachen (*Oropharynx* oder *Mesopharynx*) und Schlundrachen (*Laryngopharynx* oder *Hypopharynx*). Über diese drei Etagen bestehen Verbindungen zur Nasenhöhle, zum Mittelohr, zur Mundhöhle und zum Kehlkopf. Die Rachenwand geht nach kaudal in die Speiseröhre (*Ösophagus*) über. Unterhalb der Epiglottis geht der Rachen (*Pharynx*) ventral in den Kehlkopf (*Larynx*) über, wodurch sich in diesem Bereich Speise- und Atemweg trennen. Der Nasenrachen steht mit Nasenhöhle (*Cavitas nasi*) und über die Eustachi-Röhre mit dem Mittelohr in Verbindung.

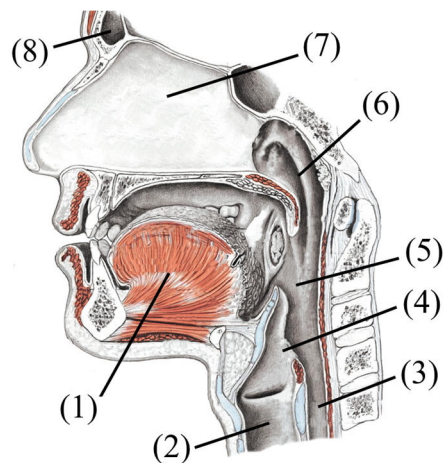


Abbildung 2.5: Darstellung von Nase, Mundhöhle, Rachen und Kehlkopf im Mediansagittalschnitt mit Zunge (1), Luftröhre (2), Speiseröhre (3), Kehlkopf (4), Übergang von Mundrachen zu Schlundrachen (5), Nasenrachen (6), Nasenhöhle (7) und Stirnhöhle (8) (Bild entnommen aus: Tillmann 2016)

Die Nasenhöhle, die anterior mit den Nasenlöchern abschließt und posterior durch die Choanen mit dem Nasenrachenraum verbunden ist, wird durch die zentrale Nasenscheidewand in eine linke und eine rechte Hälfte getrennt. Es wird zwischen dem in der äußeren Nase gelegenen Nasenvorhof (*Vestibulum nasi*) und der eigentlichen Nasenhöhle (*Cavum nasi proprium*) unterschieden. Von der Nasenhaupthöhle gehen jeweils die Nasennebenhöhlen (*Sinus paranasales*) ab. Diese sind luftgefüllte, paarige mit Schleimhaut ausgekleidete Hohlräume. Diese können unterschieden werden in Kieferhöhle (*Sinus maxillaris*), Stirnhöhle (*Sinus frontalis*), Keilbeinhöhle (*Sinus sphenoidalis*) und Siebbeinzellen (*Cellulae ethmoidales*) (siehe Abbildung 2.6) (Tillmann 2016, S. 181).

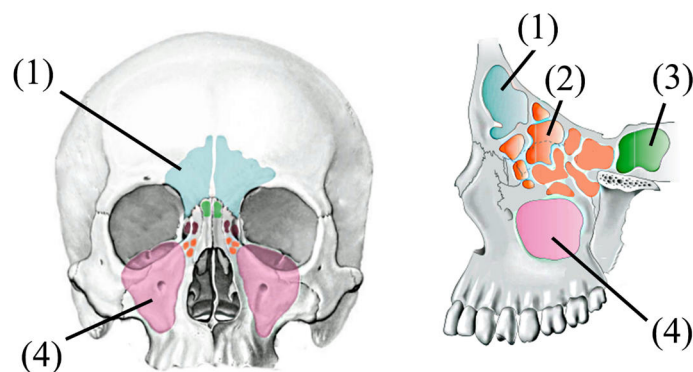


Abbildung 2.6: Nasennebenhöhlen im menschlichen Schädel bestehend aus Stirnhöhle (1), Siebbeinzellen (2), Keilbeinhöhle (3), Kieferhöhle (4) (Bild angelehnt an: Tillmann 2016)

2.2 Medizinische Problemstellung: Minimalinvasive chirurgische Eingriffe

Die minimalinvasive Chirurgie zeichnet sich durch die Reduktion der postoperativen Schmerzen, schnellere Rekonvaleszenz und bessere Kosmetik im Vergleich zur konventionellen, „offenen“ Chirurgie aus und stellt heute bereits für viele Indikationen wie z.B. die Cholezystektomie den „Goldstandard“ dar (Carus et al. 2001, S. 872-873; Jonas et al. 2015, S. 77). Es haben sich somit seit der ersten laparoskopischen Cholezystektomie 1987 minimalinvasive Eingriffstechniken im klinischen Alltag sehr schnell entwickelt und etabliert (Hunter et al. 2018; Siewert et al. 2011, S. 144).

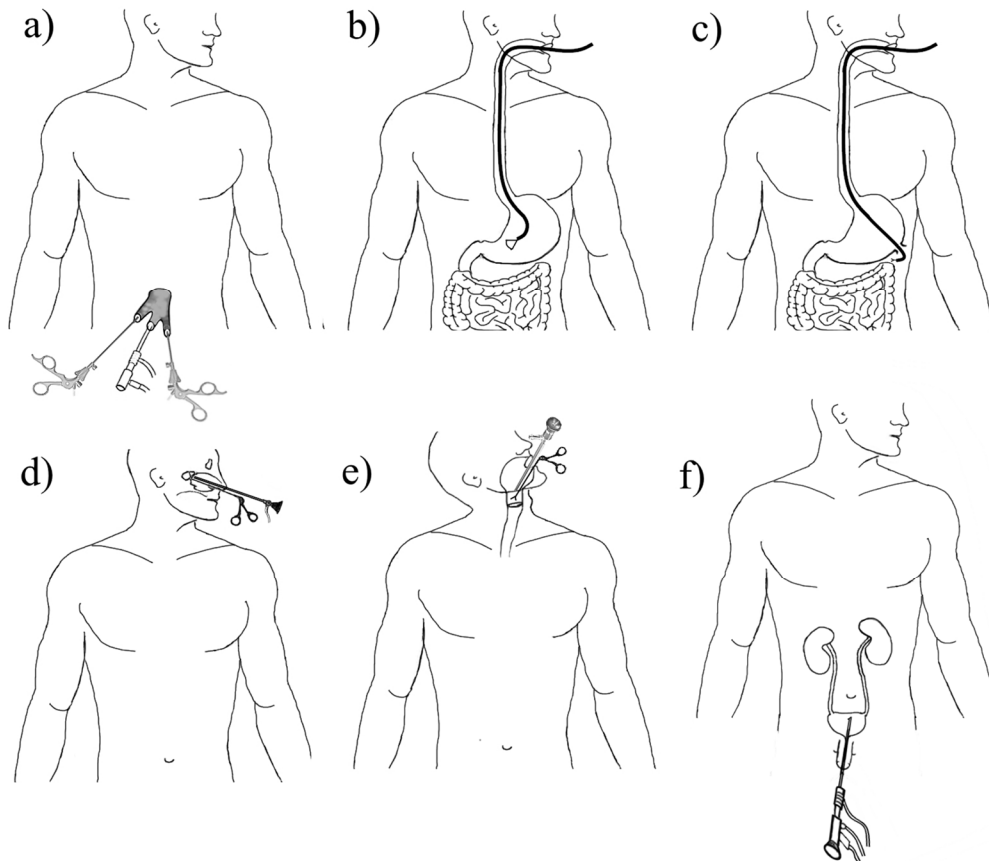


Abbildung 2.7: Schematische Darstellung von minimalinvasiven Eingriffstypen; a) Single-Port Laparoskopie bzw. SILS, b) Therapeutische Endoskopie in der Gastroenterologie; c) Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery (NOTES); d) Endoskopische HNO-Chirurgie in Nase und Stirnhöhle oder e) im Rachen; f) Therapeutische Endoskopie in der Urologie

Abbildung 2.7 zeigt schematisch unterschiedliche Typen von minimalinvasiven Eingriffstechniken, die als potenzielle Anwendungen für die in dieser Arbeit beschriebenen individualisierbaren Manipulatoren in Frage kommen. Anhand dieser sollen die charakteristischen Vorgehensweisen bei den minimalinvasiven chirurgischen Eingriffen aufgezeigt werden, welche die Problemstellung definieren. Zu den operativen Eingriffen der MIC, deren grundlegendes Ziel die Reduktion des Traumas beim Zugang und während der Operation ist, zählen unter anderem die laparoskopische Chirurgie, die therapeutische bzw. chirurgische Endoskopie und endoskopischen Operationen über natürliche Körperöffnungen (NOTES) im Allgemeinen. Im weitesten Sinne ist jedes Verfahren, das dazu dient, minimale Traumen und Narben zu realisieren, der minimalinvasiven Chirurgie zuzuordnen (Hunter et al. 2018; Wilhelm et al. 2016).

Bei **laparoskopischen Operationen** handelt es sich um minimalinvasive Eingriffe in der Bauchhöhle. Bei der oft auch als „Schlüsselloch-Chirurgie“ beschriebenen Operationstechnik kann zwischen **konventionellen laparoskopischen Eingriffen** und **SILS Eingriffen (Single incision laparoscopic surgery)** (siehe Abbildung 2.7 (a)), auch bekannt als Single-Port bzw. LESS (Laparoendoscopic single-site surgery), unterschieden werden. Hierbei ist die Anzahl an Zugangspunkten zum Bauchraum über kleine Schnitte in der Bauchdecke (einer bei SILS und zwei bis sechs Schnitte bei konventionellen Eingriffen) entscheidend für die Klassifikation (Jonas et al. 2015, S. 77). Das Funktionsprinzip der Laparoskopie ist die Schaffung eines intraabdominellen kuppelförmigen Arbeitsraums (Pneumoperitoneum), der standardmäßig durch Gasinsufflation in die Bauchhöhle aufgebaut wird. In diesem wird dann mit durch Trokare eingebrachten Instrumenten unter videoendoskopischer Kontrolle die Operation durchgeführt (Siewert et al. 2011, S. 144-145). Die

Eingriffe erfolgen dann typischerweise mittels laparoskopischer starrer Instrumente und starrer Optik. In der Laparoskopie ist zudem bereits die Verwendung robotischer Assistenzsysteme bei Eingriffen mit mehreren Zugängen etabliert. Laparoskopische Eingriffe werden im Fachgebiet der Viszeralchirurgie, der Urologie und auch Gynäkologie eingesetzt.

Die **therapeutische Endoskopie**, auch operative oder chirurgische Endoskopie genannt, beschreibt alle Eingriffe, die unter endoskopischer Kontrolle durchgeführt werden. Für zahlreiche chirurgische Eingriffe ist es heute möglich, sie auf endoskopischem Wege mit dem damit verbundenen geringeren Risiko für den Patienten vorzunehmen (Siewert et al. 2011, S. 117). Speziell für den Gastrointestinaltrakt sind vielzählige diagnostische und therapeutische Eingriffstypen etabliert. Hierbei werden typischerweise flexible Gastroskope mit einem bzw. zwei Arbeitskanälen in Kombination mit flexiblem endoskopischem Instrumentarium eingesetzt (siehe Abbildung 2.7 (b)). Die Gastroskope verfügen dabei üblicherweise neben einer integrierten Optik und Lichtquelle über eine in zwei Richtungen abwinkelbare, bewegliche Spitze, die vom Operateur am Handgriff gesteuert wird (Baillie 2007). Der Zugang zum Gastrointestinaltrakt erfolgt dabei z.B. über den Mund und die Speiseröhre zum Magen oder über den Anus und das Rektum (Kähler et al. 2016). In der Urologie können beispielsweise Eingriffe an der Blase mit sowohl starrem als auch flexiblem Instrumentarium mit Zugang über die Harnröhre durchgeführt werden (Gierth & Burger 2018, S. 178; Hofmann 2018, S. 63).

Bei der **Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery (NOTES)** handelt es sich um endoskopische operative Verfahren, bei denen eine weitere Reduktion des Zugangstraumas angestrebt wird, indem der Zugang zum intraabdominellen Raum über eine der natürlichen Körperöffnungen (Natural Orifice: Mund, Anus, Vagina, Harnröhre, Nase) und dann durch die Wand eines intakten Hohlorgans (transluminal: Ösophagus, Magen, Kolorektum, Vagina, Harnblase) erfolgt. Erstmals wurde dieser minimalinvasive Eingriffstyp von Rattner und Kalloo (2006) als Whitepaper niedergeschrieben. Nach anfänglichen Rückschlägen und überzogenen Erwartungen – auch wenn gezeigt werden konnte, dass das Operieren über natürliche Körperöffnungen prinzipiell möglich ist – wird das Thema NOTES wieder verstärkt vorangetrieben (Kramme 2017, S. 406). Die anspruchsvollen Eingriffe zeichnen sich dadurch aus, dass sie äußerlich narbenfrei sind. Jedoch bestehen besondere Herausforderungen und Risiken hinsichtlich des sterilen Arbeitens über den transluminalen Zugangsweg. Werden zusätzliche laparoskopische Zugänge verwendet, z.B. über den Bauchnabel, so spricht man von Hybrid-NOTES Verfahren (Atallah et al. 2015, S. 75). Für NOTES Verfahren wird aufgrund der komplizierten Zugangswege grundsätzlich flexibles Instrumentarium benötigt, welches am intraluminalen Operationsgebiet eine möglichst gute Manipulierbarkeit aufweisen muss.

Die **endoskopische HNO-Chirurgie** befasst sich mit Erkrankungen im Kopf- und Halsbereich und stellt dabei ein weiteres Gebiet dar, in dem minimalinvasive chirurgische Eingriffe etabliert sind. Charakteristisch sind hier schmale Zugangswege und enge Arbeitsräume, wie beispielsweise in Nase, Rachen und Kehlkopf. Speziell die Nase stellt einen komplizierten, engen und sensiblen Zugangsweg dar, um beispielsweise Lumen wie die Stirnhöhle oder die Nasennebenhöhlen zu erreichen. Dabei stellt die anatomische Nähe zum Gehirn und der Orbita eine besondere Herausforderung dar. Zum Einsatz kommen optische Systeme wie starre oder flexible Endoskope oder Operationsmikroskope in Kombination mit starren und teilweise auch flexiblen Instrumenten (Lenarz & Boenninghaus 2012, S. 281-285).

Im Folgenden werden für die im Zuge dieser Arbeit fokussierten Fachbereiche der Gastroenterologie, der Viszeralchirurgie, der Urologie und Gynäkologie sowie der HNO-Chirurgie beispielhaft etablierte MIC Eingriffe und deren Indikationen vorgestellt.

2.2.1 Laparoskopie in der Viszeralchirurgie

Viszeralchirurgische Erkrankungen sind unter anderem akute Verletzungen, Entzündungen, Tumore und Fehlbildungen der inneren Organe im Bauchraum. Es sollen Beispiele aufgezeigt werden, für welche bereits SILS Eingriffstechniken etabliert sind (Jonas et al. 2015, S. 78-79). Eine Liste über SILS geeignete Eingriffe zeigt Carus (2014, S. 383). Den häufigsten Standardeingriff in der Viszeralchirurgie stellt die laparoskopische Cholezystektomie (Chirurgische Entfernung der Gallenblase) dar. Indikationen sind z.B. symptomatische Gallensteinleiden, akute Gallenentzündungen oder Gallenblasenpolypen (Keck & Germer 2017, S. 124; Siewert et al. 2011). Die laparoskopische Leberresektion wird angewendet, wenn vorliegende Tumore vollständig resezierbar sind (R0-Resektion möglich), die zu erwartende Restleber ausreichend funktional ist und für den Patienten ein Vorteil bezüglich Langzeitüberleben bzw. Lebensqualität gegeben ist (Keck & Germer 2017, S. 151). Bei einer akuten Blinddarmentzündung besteht die Indikation zur Appendektomie (Blinddarmentfernung) ohne weiteren zeitlichen Aufschub (Siewert et al. 2011, S. 578). Die laparoskopische Appendektomie hat die konventionelle Appendektomie in Deutschland weitestgehend abgelöst.

2.2.2 Laparoskopie in der Urologie und Gynäkologie

Speziell chirurgische Eingriffe an der Niere liegen im Fachbereich der Urologie. Chronischen Niereninfektionen, hydronephrotische Nieren bei chronischer Obstruktion oder funktionslose Nieren sind Indikationen für eine einfache transperitoneale Nephrektomie. Besteht bei lokalisiertem Nierenzellkarzinom die Möglichkeit der R0-Resektion wird die partielle Nephrektomie (Nierenteilresektion) bevorzugt (Stolzenburg et al. 2011). Eingriffe am inneren Genital werden der gynäkologischen Laparoskopie zugeordnet. Als Beispiel kann die laparoskopische Myomenukleation (Entfernung von Myomen aus der Gebärmutter) genannt werden, die bei subserösen und intramuralen Myomen durchgeführt werden kann (Kaufmann et al. 2013, S. 783).

2.2.3 Therapeutische bzw. chirurgische Endoskopie in der Gastroenterologie

Endoskopische Resektionsverfahren sind sowohl in der Diagnostik als auch bei der Therapie von großer Bedeutung. Bei der chirurgischen Entfernung wird dabei typischerweise eine R0-Resektion angestrebt, die eine Entfernung des Tumors im Gesunden vorsieht, sodass in der Histopathologie kein Tumorgewebe am Resektionsrand nachweisbar ist. Der Schwierigkeitsgrad hängt dabei stark von der Größe, Form und Lage der Läsion ab. Indikationen für Resektionen mittels Polypektomie im Gastrointestinaltrakt sind Adenome und polypöse Adenokarzinome oder hamartomatöse Polypen, die aufgrund ihrer Größe passagehinderlich sind oder wenn sie ulzeriert sind und/oder bluten (Kähler et al. 2016, S. 3). Es erfolgt eine Abtragung der Läsion mit einer Diathermieschlinge. Bei Frühkarzinomen, die histologisch nur auf die Mukosa beschränkt sind und die zudem ihren größten Durchmesser an der Basis aufweisen, wird die endoskopische Mukosaresektion (EMR) eingesetzt. Die Indikation für eine EMR stellen Frühkarzinome nach makroskopischem Typ I, IIa und IIb (vgl. Abbildung 2.8) mit einem Durchmesser kleiner als 2 cm dar. Bei der EMR wird der Tumor unterspritzt und mit einer Schlinge abgetragen. Die EMR wird zur Behandlung von Frühkarzinomen des oberen und unteren Gastrointestinaltrakts eingesetzt. Resektionstechniken, die eine Schlinge verwenden, bergen eine erhöhte Gefahr, das tumoröse Gewebe durch fragmentierte Abtragung zu verletzen, was unbedingt vermieden werden sollte (Siewert et al. 2011, S. 119-120).

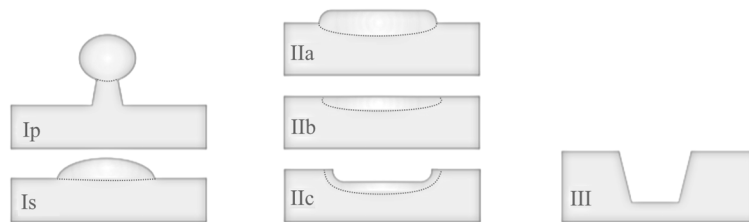


Abbildung 2.8: Paris-Klassifikation zur morphologischen Einteilung oberflächlicher gastrointestinaler Neoplasien, wie Tumoren oder Polypen; Typ I: vorgewölbt; Typ II: flach; Typ III: ulzeriert (Bild angelehnt an: Probst et al. 2018)

Für die Indikationsstellung der endoskopischen Submukosadisektion (ESD) gelten die gleichen Prinzipien wie für die EMR, jedoch können auch En-Resektionen großflächiger Läsionen (>2 cm) erfolgen. Die ESD sieht die Schritte Markieren der Läsion, unterspritzen der Läsion, zirkuläre Inzision und die komplette ESD vor, was sie im Vergleich zur EMR technisch deutlich anspruchsvoller macht (Kähler et al. 2016, S. 15-20; Probst et al. 2018; Probst & Messmann 2010; De Ceglie et al. 2016).

2.2.4 Therapeutische Endoskopie in der Urologie

Die transurethrale Resektion (TUR) stellt eine urologische Operationstechnik dar, die es ermöglicht erkranktes Gewebe aus Harnblase oder Prostata abzutragen. Der Zugang erfolgt dabei endoskopisch durch die Harnröhre. Die transurethrale Resektion der Harnblase (TURB) kann bei kleineren, oberflächlichen Blasentumoren als diagnostisches wie auch als therapeutisches Instrument eingesetzt werden. Als Goldstandard für die Behandlung von gutartiger Prostatavergrößerung (benigne Prostatahyperplasie) kommt die transurethrale Resektion der Prostata (TURP) zum Einsatz, wobei eine Ausschabung der Prostata durch die Harnröhre durchgeführt wird (Gierth & Burger 2018, S. 178; R. Hofmann 2018, S. 63).

2.2.5 NOTES Verfahren am Gastrointestinaltrakt

Als Beispiel für ein transgastrointestinales Verfahren, das grundsätzlich zu den Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery Prozeduren (NOTES) zählt, soll die perorale endoskopische Myotomie (POEM) vorgestellt werden, deren ureigentliche Indikation die Achalasie (Erkrankung des Speiseröhrenschließmuskels) darstellt. Hierbei wird eine Kardiomyotomie durchgeführt, wobei der Zugang endoluminal durch den Ösophagus erfolgt. Nach submukosaler Tunnelung im Ösophagus kann die selektive Durchtrennung der zirkulären Kardiamuskulatur durchgeführt werden (Kähler et al. 2016). Die transvaginale Cholezystektomie sowie die transvaginale Appendektomie stellen Beispiele für NOTES Eingriffe mit transvaginalem Zugangsweg dar, die ausreichend in der operativen Gynäkologie erprobt sind (Erckenbrecht & Jonas 2015, S. 80).

2.2.6 Endoskopische HNO-Chirurgie

Beispiele für einen minimalinvasiven Eingriff aus dem Bereich der HNO-Chirurgie sind endonasale chirurgische Eingriffe an der Stirnhöhle. Nach Draf kann die endonasale Stirnhöhlendrainage nach den Typen I–III klassifiziert werden. Durch den Zugang über die Nase wird die Stirnhöhle eröffnet und optional abgesaugt oder geräumt. Indikationen sind rezidivierende Sinusitis, chronische Rhinosinusitis oder Tumore (Weber 2009).

Die Mikrolaryngoskopie ist ein weiteres Verfahren aus dem Bereich der HNO-Chirurgie, das sowohl der diagnostischen Betrachtung als auch der therapeutischen Behandlung des Larynx (Kehlkopf) dient. Die Mikrolaryngoskopie ermöglicht unter anderem die Entnahme von Biopsien, sowie die vollständige chirurgische Entfernung von benignen (gutartigen) und malignen

(bösartigen) Veränderungen im Bereich des Larynx über einen starren geraden Zugang über ein Laryngoskop. Indikationen sind beispielsweise Tumore oder Fibrome an den Stimmlippen oder am Kehlkopf (Lenarz & Boenninghaus 2012, S. 281). Eingriffe am Kehlkopf wie Injektionen, Biopsien oder Laseroperationen können minimalinvasiv auch transnasal gut durchgeführt werden (Hess & Fleischer 2020).

2.2.7 Roboterassistierte Chirurgie

Wie bereits beschrieben, bringt die minimalinvasive Chirurgie viele Vorteile für den Patienten mit sich. Jedoch resultieren daraus oft auch anspruchsvollere Eingriffstechniken beim Operieren durch kleinste Körperöffnungen. Die minimalinvasive roboterassistierte Chirurgie versucht die Limitationen wie beispielsweise das Arbeiten im eingeschränkten Arbeitsraum im Körperinneren, die eingeschränkte Visualisierung des Situs oder das reduzierte haptische Feedback durch technische Assistenz zu adressieren, um ein präzises ergonomisches Operieren zu gewährleisten (Peters et al. 2018, S. 1636).

Die roboterassistierte Chirurgie kann dabei von der autonomen Roboterchirurgie unterschieden werden, bei welcher der Roboter beispielsweise mittels Navigation in präoperativen Bilddaten eigenständig chirurgische Aufgaben übernimmt (z.B. Image-Guided Surgery). Bei der roboterassistierten Chirurgie wird der Chirurgieroboter durch den Operateur ferngesteuert, indem er diesen beispielsweise über eine Bedienkonsole telemanipuliert. Die Ansteuerung der Endeffektoren des Roboters erfolgt dabei typischerweise unter endoskopischer Sicht, wodurch sich der Operateur gewissermaßen selbst in Regelschleife befindet (Haidegger & Rudas 2014).

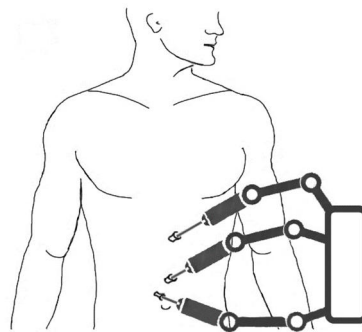


Abbildung 2.9: Schematische Darstellung laparoskopischer roboterassistierter Chirurgie mit Zugang zum Abdomen über mehrere Ports

Eine Übersicht über den Einsatz von roboterassistierten Operationstechniken im klinischen Alltag wird in Rassweiler et al. (2018) gegeben. Am weitesten verbreitet ist die roboterassistierte minimalinvasive Chirurgie bei laparoskopischen Eingriffen. Neben den mehrarmigen Systemen, die typischerweise über mehrere einzelne Ports eingeführt werden, geht die Entwicklung hin zu Systemen für SILS Eingriffe (Khandalavala et al. 2020; Peters et al. 2018). Speziell durch das 2005 von der Society of American Gastrointestinal and Endoscopic Surgeons (SAGES) und der American Society for Gastrointestinal Endoscopy (ASGE) gegründete Konsortium Natural Orifice Surgery Consortium for Assessment and Research (NOSCAR) wurde der Bedarf an flexiblen Assistenzsystemen identifiziert. Die Anforderungen an diese Systeme für die minimalinvasive Chirurgie und insbesondere NOTES wurden in einem Whitepaper definiert (Rattner & Kalloo 2006). Eine Vielzahl neuer Roboterassistenzsysteme und sogenannter Multi-Tasking Plattformen befindet sich derzeit in der Entwicklung mit dem Ziel, die Nachteile der minimalinvasiven Eingriffstechniken zu überwinden (siehe Kapitel 3.5.2).

2.2.8 Zusammenfassung der medizinischen Problemstellung

Die Problemstellung bezüglich minimalinvasiver chirurgischer Eingriffe kann aus medizinischer Sicht wie folgt zusammengefasst werden:

- Zugang zum Operationsgebiet über möglichst kleine Körperöffnungen (natürliche Körperöffnungen, kleine transkutane oder transumbilikale Schnitte („Schlüsselloch-Chirurgie“), kleine transluminale Schnitte) und Operieren im Lumen im Körperinneren mit eingeschränkter Sicht und reduzierter taktiler Information (Siewert et al. 2011; Simaan et al. 2018, S. 469; Hüttl & Hüttl 2013, S. 469)
- Vermeidung von Verletzungen der umliegenden Organe und Strukturen sowie von Perforationen beim Arbeiten in Hohlorganen (Erckenbrecht & Jonas 2015, S. 18; Kähler et al. 2016, S. 133)
- Chirurgisches Entfernen von Tumoren möglichst als R0-Resektion und möglichst als En-bloc-Resektion (Bruns 2013, S. 72; Erckenbrecht & Jonas 2015, S. 49)
- Manipulierbarkeit von Standardinstrumentarium im Arbeitsraum, beispielsweise kein bi-manuelles Arbeiten mit seitlicher Gewebemanipulation oder eingeschränkte „Triangulation“ (Kramme 2017, S. 881; Meining 2011; Simaan et al. 2018, S. 6; Vitiello et al. 2013, S. 113)
- Zugangswege und Operationssitus abhängig von patientenindividueller Anatomie (Feussner et al. 2019, S. 24-25; Ohira et al. 2019)
- Erhöhter Zeitaufwand aufgrund der technisch anspruchsvolleren MIC Verfahren (Erckenbrecht & Jonas 2015, S. 429; Jauch et al. 2013, S. 429; Loeve et al. 2010)
- Unergonomische Instrumentenbedienung (Rassweiler et al. 2018; Shergill & Harris Adamson 2019)

2.3 Technische Problemstellung

Neben den allgemeinen Anforderungen an Chirurgieroboter bezüglich Miniaturisierung, Sicherheit, Sterilität und Anpassung an sich ändernde Bedingungen (Kazanzides et al. 2008, S. 125), lassen sich für MIC Systeme zusätzlich technische Herausforderungen identifizieren. Die grundsätzliche Herausforderung für medizinische Assistenzsysteme für die MIC stellt dabei die Instrumentenbewegungen im Körperinneren durch einen Zugang über kleinste Körperöffnungen dar (Simaan et al. 2018). Hinsichtlich des Entwurfs der Manipulatorstrukturen, deren Herstellung sowie des Entwurfs und der Eigenschaften des Gesamtsystems sind folgende Problemstellungen zu nennen:

Manipulatordesign

- **Zugangswege:** Da aufgrund der Prämisse des minimalen Eingriffstraumas für den Patienten bei MIC Eingriffen oft lange und komplizierte Zugangswege zum Operationssitus gewählt werden müssen, stellt die Kraftübertragung von außerhalb hin zur distalen Manipulatorspitze im Körperinneren eine Herausforderung dar. Speziell bei Systemen mit flexiblem Schaft, die einen schonenden Zugang ermöglichen, können Zug- und Gegenzugkräfte oft nur eingeschränkt aufgebracht werden (Rattner & Kalloo 2006, S. 3; Simaan et al. 2018). Somit bieten flexible, starre oder versteifbare Systemstrukturen Eigenschaften, die gegeneinander abgewägt werden müssen (Loeve et al. 2010). Außerdem wird der zulässige Außendurchmesser des Systems stark durch die anatomischen Zugangswege beeinflusst (z.B. maximaler Außendurchmesser für Assistenzsysteme für die Gastroenterologie bzw. NOTES 18 mm bis 22 mm (Bardaro & Swanström 2006, S. 379)).

- **Manipulierbarkeit der Endeffektoren:** Die kinematischen Eigenschaften der Manipulatorstrukturen werden entsprechend des medizinischen Anwendungsfalls festgelegt (z.B. Erreichen eines gewünschten Punktes im Hohlraum, Erreichen einer spezifischen Pose, Manipulation in definiertem Arbeitsraum). Die Manipulierbarkeit muss trotz oft beschränktem Bewegungsfreiraum am Operationssitus gewährleistet sein. Speziell seitliche bi-manuelle Manipulation ist bei SILS und NOTES Systemen von besonderem Interesse. Zusätzlich müssen geeignete Endeffektoren bereitgestellt werden (Arkenbout et al. 2015; Atallah et al. 2015, S. 76; Bardaro & Swanström 2006, S. 379; Vitiello et al. 2013, S. 114).
- **Sichtverhältnisse:** Die Positionierung von einer oder mehreren Optiken sollte eine optimale Sicht auf den Operationssitus gewährleisten (Patel et al. 2015).
- **Dichtigkeit der Systeme:** Der Einsatz von CO₂ Gasinsufflation wird bei einer Vielzahl von MIC Eingriffen (Laparoskopie, therapeutische Endoskopie in der Gastroenterologie) standardmäßig eingesetzt, um Hohlorgane oder die Bauchdecke aufzublähen und so das Arbeitsraumvolumen zu vergrößern bzw. zu erzeugen. Um den dabei intraluminalen bzw. intraperitonealen Druck aufbringen zu können – typischer intraperitonealer Druck liegt bei 14 mmHg (Carus 2014, S. 14) – sind Dichtkonzepte für die Manipulatoren notwendig.
- **Anpassbarkeit und Individualisierbarkeit:** Im Hinblick auf patientenindividuelle Anatomien und der Forderung nach Anpassbarkeit von chirurgischen Robotersystemen sollten die Manipulatorstrukturen möglichst gut an den spezifischen Eingriff anpassbar sein, beispielsweise durch das Einbeziehen präoperativer Daten bei der Planung des Eingriffs (Kramme 2017, S. 889). Dies stellt speziell im Zeitalter der „personalisierten Medizin“ besonderes Potenzial dar.

Herstellung der Manipulatoren

- **Herstellungsverfahren und verwendete Materialien:** Bezüglich der Herstellung der Systeme muss im Hinblick auf die Medizinprodukterichtlinie 93/42 EWG bzw. der neuen europäischen Verordnung (EU) 2017/745 über Medizinprodukte, auch bekannt als Medical Device Regulation (MDR), grundlegend die Biokompatibilität und Sterilisierbarkeit der Systeme berücksichtigt werden.
- **Automatisierter Entwurfsprozess:** Sollen Systeme möglichst gut anpassbar sein, z.B. an sich ändernde Randbedingungen wie beispielsweise patientenindividuelle Anatomien oder den chirurgischen Eingriff, so sollte bestenfalls auch der Entwurfs- und Herstellungsprozess möglichst automatisiert erfolgen. In diesem Zusammenhang sind die Grenzen der Herstellbarkeit in Bezug auf gewählte Herstellungsverfahren besonders zu berücksichtigen, um die Funktionsfähigkeit und Robustheit der Systeme zu gewährleisten.

Systemdesign

- **OP-Integration:** Medizinische Assistenzsysteme müssen sich in den Operationsaal und den operativen Workflow integrieren lassen, wobei neben einer möglichst kompakten Systemstruktur (Kazanzides et al. 2008, S. 125) unter anderem auch intuitive Bedien- und Montagekonzepte sowie praktikable Sterilisations- und Wiederaufbereitungskonzepte entscheidend sind.
- **Entwicklung von Medizinprodukten:** Grundsätzlich gilt es bei der Entwicklung eines Medizinproduktes die Vorgaben, die sich aus der Medizinprodukterichtlinie 93/42 EWG bzw. der neuen europäischen Verordnung (EU) 2017/745 über Medizinprodukte ergebenden Anforderungen zu erfüllen, welche für das Konformitätsbewertungsverfahren essenziell sind. Ausgehend von der Produktidee für ein Medizinprodukt, folgt auf die Identifikation eines medizinischen Bedarfs, ein Produktkonzept sowie eine Prüfung der technischen Machbarkeit, die technische Entwicklung und Dokumentation samt Zweckbestimmung und Klassifikation,

die Verifikation sowie die Validierung als Nachweis der Leistungsfähigkeit durch die klinische Bewertung und Dokumentation. Die Zulassung kann erst nach einem erfolgreichem Konformitätsbewertungsverfahren erfolgen (Harer & Baumgartner 2018).

2.4 Zielsetzung dieser Arbeit

Das Ziel dieser Arbeit ist es, einen automatisierten Entwurfsprozess für monolithische Manipulatorstrukturen zu entwickeln und zu implementieren und so die Herstellung von individualisierten Assistenzsystemen für die minimalinvasive Chirurgie mittels additiver Fertigungstechnologien zu realisieren. Die Systeme sollen mit Standardendoskopen und Standardinstrumenten kompatibel sein und bei minimalinvasiven Operationen über kleinste Körperöffnungen die Bewegung der Instrumente am Situs über ergonomische und intuitive Bedienelemente ermöglichen. Auf Basis des automatisierten Entwurfsprozesses sollen verschiedene Systemvarianten entworfen und untersucht werden, um eine Anpassbarkeit der Manipulatoren an variierende Anwendungsszenarien umsetzen zu können. Durch die Auslegung der Kinematik sowie der funktionellen Systemkomponenten sollen Manipulatoren mit Arbeitsräumen und Systemeigenschaften, die an den spezifischen medizinischen Anwendungsfall angepasst sind, automatisiert entworfen werden können. Folgende Teilziele können dabei identifiziert werden:

Manipulatorstrukturen: Entscheidend für den automatisierten Entwurf ist eine geeignete skalierbare Manipulatorstruktur. Das monolithische Konzept für ein selektiv lasergesintertes Manipulatorsystem, welches von Roppenecker (2017) vorgestellt und erfolgreich evaluiert wurde, dient hierbei als Grundlage. Basierend auf dieser Vorarbeit beschäftigt sich die vorliegende Arbeit mit der Weiterentwicklung des Konzepts hin zum Entwurf von patientenindividuellen Manipulatorsystemen für die minimalinvasive Chirurgie. Die kinematische Auslegung der Bewegungsräume der Manipulatoren entsprechend des spezifischen Anwendungsfalls, sowie die Integration von funktionellen Strukturen stellen hierbei ein besonderes Potenzial vor dem Hintergrund der additiven Fertigung der Systeme und der damit verbundenen hohen Gestaltungsfreiheit dar. Zweiarmige oder mehrarmige Manipulatorsysteme, die eine bimanuelle Gewebemanipulation ermöglichen, stehen in diesem Zusammenhang genauso im Fokus der Entwicklung wie kompakte Mechanismen zur spezifischen Unterstützung von Bewegungsaufgaben oder Arbeitsschritten während der Operation.

Herstellung additiv gefertigter Einweg-Manipulatoren: Die Verwendung von additiven Fertigungstechnologien soll die effiziente Herstellung der individualisierten Manipulatoren in kleinsten Stückzahlen ermöglichen. Hinsichtlich der Herstellung der filigranen monolithischen Manipulatorstrukturen sind die mechanischen Eigenschaften der Strukturen in Bezug auf die Funktionalität und Robustheit der Systeme besonders zu beachten. Die Strukturelemente sollen entsprechend des Anwendungsfalls skaliert und ausgelegt werden können. Speziell bei additiven Fertigungsverfahren ist die Nachbearbeitung der Bauteile von besonderer Bedeutung. Im Hinblick auf die medizintechnische Anwendung der Manipulatoren sollen hierbei geeignete Nachbearbeitungsschritte sowie die Sterilisation der monolithischen Strukturen untersucht werden.

Bedienkonzepte: Für die Ansteuerung der individualisierten Manipulatorstrukturen sollen ergonomische und intuitiv handzuhabende Bedienkonzepte entwickelt werden. Hierbei sollen sowohl rein mechanische als auch elektrisch aktuierte, robotische Lösungen untersucht und umgesetzt werden. Das Ziel sind hierbei kompakte Systemlösungen, die potenziell eine Integration in den OP-Raum und den klinischen Workflow ermöglichen.

Entwurf von spezifischen Systemvarianten: In interdisziplinärer Zusammenarbeit mit den klinischen Partnern sollen spezifische Anwendungen für den Einsatz der Manipulatorsysteme identifiziert werden. Anhand der Randbedingungen des jeweiligen Anwendungsszenarios, wie beispielsweise benötigter Arbeitsraum, Lokalisation der Läsion, aufbringbare Kräfte oder benötigtes Instrumentarium, sollen anwendungsspezifische Systeme entworfen und getestet werden.

Evaluierung der Systeme: Die Funktionalität sowie der Nutzen der verschiedenen Systemvarianten und Bedienkonzepte sollen durch Experten anhand anwendungsnaher Versuche evaluiert und beurteilt werden.

2.4.1 Abgrenzung der Ziele

In Bezug auf die Zielsetzung sollen die folgenden Aspekte, welche im Zuge dieser Arbeit nicht adressiert werden, speziell abgegrenzt werden:

Keine Instrumentenentwicklung: Wie bereits beschrieben befasst sich diese Arbeit mit dem Entwurf von Assistenzsystemen, die mit Standardinstrumentarium kompatibel sind. Es sollen daher bewusst keine neuen endoskopischen Instrumente entwickelt werden, sondern bestehendes und etabliertes endoskopisches Instrumentarium verwendet werden. Durch die neuartigen Manipulatorstrukturen, in denen die Standardinstrumente geführt werden, sollen neue Möglichkeiten zur Instrumentenbewegung bei minimalinvasiven chirurgischen Eingriffen ermöglicht werden.

Keine Zulassung der Systeme: Die Entwicklung der Systeme erfolgt vor dem Hintergrund der medizintechnischen Anwendung unter Berücksichtigung von Anforderungen an die Entwicklung eines Medizinprodukts nach EN ISO 13485, wie beispielsweise einem dokumentierten Entwicklungsprozess mit Risikobewertung und einer Materialauswahl für alle Systemkomponenten, die nur medizinisch zugelassene und zytotoxisch unbedenkliche Materialien berücksichtigt. Eine allumfängliche Untersuchung der Systeme hinsichtlich Zytotoxizität und Biokompatibilität sowie ein Konformitätsbewertungsverfahren bei benannter Stelle und die Zulassung der Systeme sind im Rahmen dieser Arbeit jedoch nicht vorgesehen. Der Fokus dieser Arbeit liegt auf dem Entwurfsprozess individualisierter Manipulatorstrukturen.

Medizinische Anwendungsbereiche: In dieser Arbeit sind die in der Problemstellung beschriebenen minimalinvasiven Anwendungen als potenzielle Einsatzgebiete für die additiv gefertigten monolithischen Manipulatoren vorgesehen. In diesen medizinischen Teilgebieten sind MIC Verfahren bereits etabliert, welche durch innovative Assistenzsysteme unterstützt werden sollen. Anwendungen am Gehirn beziehungsweise dem zentralen Nervensystem oder dem zentralen Kreislaufsystem sind bewusst vorerst nicht vorgesehen, da sich daraus zusätzlich regulatorisch zu berücksichtigende Randbedingungen aufgrund einer Klasse III Klassifizierung ergeben würden.

Zusammenfassend ist das Ziel somit der automatisierte Entwurf von Manipulatoren für die minimalinvasive Chirurgie, die an die spezifische Anwendung (Größe, Struktur, funktionelle Systemeigenschaften), den individuellen Patienten (Anpassung der Systemstruktur an die Anatomie bzw. den Befund des Patienten) sowie den operierenden Arzt (Kompatibilität zu bekanntem Standardinstrumentarium, verschiedene Bedienkonzepte) angepasst werden können.

3. Stand der Technik

Im Folgenden sollen anhand von minimalinvasiven Standardeingriffen aus medizinischen Disziplinen, die für diese Arbeit von besonderer Relevanz sind, das chirurgische Vorgehen, das übliche zur Verfügung stehende Instrumentarium sowie Assistenzsysteme für die MIC vorgestellt werden. Der Fokus liegt dabei auf SILS bzw. Single-Port Verfahren. Es wird außerdem der Stand der Forschung zu nicht kommerziellen Assistenzsystemen beschrieben. Zudem soll der aktuelle Stand der Technik zu technischen Aspekten, welche die in dieser Arbeit beschriebenen Entwicklungen tangieren, aufgezeigt werden.

Die operative Entfernung des tumorösen Gewebes stellt heute bei Frühkarzinomen und Karzinomen eine der Standardtherapien dar. Als Resektion wird dabei eine operative Entfernung bestimmter Gewebeteile eines Organs oder auch eines Tumors bezeichnet. Hierbei ist es das Ziel, den Tumor ganzheitlich zu entfernen – also eine Entfernung des Tumors im Gesunden (sog. R0-Resektion). Als Ektomie wird hingegen die operative Entfernung eines Organs oder klar abgegrenzter anatomischer Strukturen beschrieben. Aufgrund des englischen Sprachgebrauchs sind heute auch die Begriffe totale (engl. total) und partielle Resektion bzw. Teilresektion (engl. partial) etabliert. Heute werden diese Eingriffe in der Viszeralchirurgie und therapeutischen Endoskopie großteils mittels minimalinvasiver Verfahren durchgeführt (Keck & Germer 2017).

3.1 Single Incision Laparoscopic Surgery (SILS)

Seit der ersten laparoskopischen Cholezystektomie 1987 hat sich Laparoskopie zu einem im klinischen Einsatz weit verbreiteten Verfahren entwickelt. Der Eingriff erfolgt dabei in einem intraabdominellen kuppelförmigen Arbeitsraum (Pneumoperitoneum), der standardmäßig durch Gasinsufflation in die Bauchhöhle aufgebaut wird. Die Insufflation erfolgt typischerweise mit gasförmigem CO₂ mit intraabdominalem Druck von bis zu 14 mmHg (Carus 2014, S. 14). Instrumente werden durch Trokare eingebracht und unter videoendoskopischer Kontrolle bedient (Siewert et al. 2011, S. 144-145). Durch die Reduzierung von Trokarzugängen konnte die Invasivität bei laparoskopisch chirurgischen Eingriffen noch einmal vermindert werden. Anstelle der zwei bis sechs kleinen Schnitte in der Bauchdecke bei klassischen laparoskopischen Eingriffen kann bei der SILS (Single incision laparoscopic surgery), auch bekannt als Single-Port Laparoskopie bzw. der LESS (Laparo-endoscopic single-site surgery), der Zugang über einen Trokar (SILS-Port) erfolgen. Dabei ergeben sich aufgrund des Einführens aller Instrumente über einen Trokar Unterschiede beim operativen Vorgehen im Vergleich zur konventionellen Laparoskopie. Die Operateure stehen dicht beieinander und Überkreuzungen der Instrumente, die in der konventionellen Laparoskopie ungebrauchliche Bewegungen darstellen, werden bei SILS Verfahren notwendig (Keck & Germer 2017, S. 14). Es konnte gezeigt werden, dass unter Verwendung von Single-Port-Systemen fast jede laparoskopische Abdominaloperation möglich ist (Keck & Germer 2017, S. 19). In Bezug auf die in vorliegender Arbeit entwickelten Manipulatoren liegt der Fokus auf SILS bzw. Single-Port Eingriffen, weshalb diese auch bei der Darstellung des Stands der Technik adressiert werden.

3.1.1 SILS Instrumente und Ausrüstung

Die Durchführung der laparoskopischen Eingriffe wurde erst durch Spezialinstrumente und spezielle Optiken ermöglicht (Keck & Germer 2017, S. 4). Im Folgenden sollen die charakteristischen Instrumente laparoskopischer SILS Eingriffe, für welche spezielle Zugangssysteme (SILS-Port) und Spezialinstrumente zur Verfügung stehen, vorgestellt werden.

SILS-Port

Als Zugangsweg für SILS-Port-Systeme wird häufig der Nabelbereich gewählt, jedoch ist man bei der Platzierung des Zugangs nicht auf diesen anatomischen Bereich beschränkt. Der Hautschnitt zum Einbringen eines SILS-Ports ist mit ca. 20-40 mm verhältnismäßig groß (vgl. bei konventionellem Einzeltrokar ca. 10-20 mm je Trokar). Als einfachstes Zugangssystem wurde von Hayashi et al. (2010) ein „surgical glove port“ Trokar, bei dem die Instrumente durch einen chirurgischen Handschuh eingebracht sind, vorgestellt. Heute sind zahlreiche SILS-Portsysteme auf dem Markt verfügbar. Systeme, die im Einsatz weit verbreitet sind, stellen das System SILS™ Port (Medtronic, Dublin, Irland; ehemals: Covidien) oder die GelPort und GelPOINT Systeme (Applied Medical, Rancho Santa Margarita, USA) dar, deren flexible Zugangsteile mit drei respektive vier Trokaren bestückt werden können. Der GelPort besteht aus der Kombination eines starren Rings eines Wundretraktors mit einer innenliegenden Gelkappe, durch welche die Instrumente eingebracht werden und der auch bei mehrfachem Instrumentenwechsel das Pneumoperitoneum hält. Weitere Systeme auf dem Markt sind das wiederverwendbare S-Port, Endocone und X-Cone System (Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland), das Single Site Laparoscopic Access System (Ethicon Endo-Surgery, Cincinnati, USA), das KeyPort System (Richard Wolf, Knittlingen, Deutschland), die AirSeal Ports (SurgiQuest, Orange, USA), deren Dichtungskonzept auf einem kontinuierlichen Luftstrom im Trokar basiert oder der TriPort und der QuadPort (Advanced Surgical Concepts, Bray, Irland; Vertriebspartner: Olympus, Tokio, Japan) (Keck & Germer 2017, S. 17; Smith et al. 2019; Stepp & Bastawros 2018; Yoshiki 2016, S. 55-56).

SILS Instrumentarium

Wie in der konventionellen Laparoskopie kommen auch bei der SILS starre Instrumente zum Einsatz. Grundsätzlich können SILS Verfahren mit herkömmlichen geraden Instrumenten aus der konventionellen Laparoskopie durchgeführt werden (Chew et al. 2011). Zu den standardmäßig verwendeten Instrumenten zählen dabei Taststäbe, Fasszangen, Spreizer, Retraktoren, Scheren, Haken, Absaug- und Spülkatheter, Nadelhalter, Stapler, Klammerapparate und Clipapplikatoren (Kramme 2017). Speziell für SILS Eingriffe stehen diverse zusätzliche Spezialinstrumente zur Verfügung, die über einen gebogenen Schaft verfügen (siehe Abbildung 3.1). Als Beispiel können hier die RotaTip oder ClickLine Instrumente (Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland) genannt werden, die als Zangen- und Scherensystem zur Verfügung stehen. Die Instrumente sind dreiteilig aufgebaut (Schaft, Handgriff und flexibler Instrumenteneinsatz), wobei die Schäfte einen Außendurchmesser von 5 mm aufweisen und in verschiedenen gebogenen Schaftformen (z.B. nach Carus, Cuschieri oder Leroy) angeboten werden.

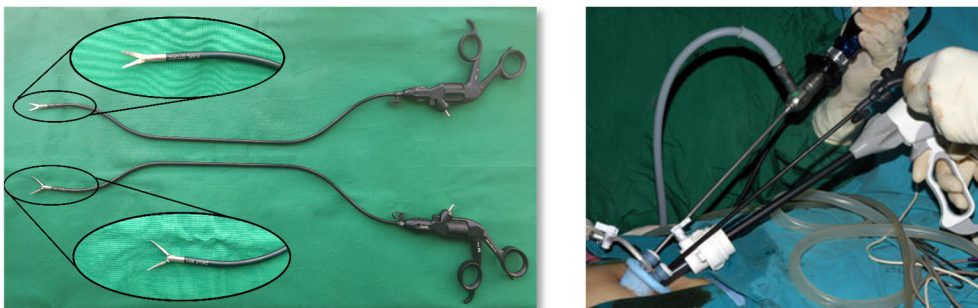


Abbildung 3.1: SILS Eingriffe: (links) Starre laparoskopische SILS Instrumente mit gebogenem Schaft (RotaTip, Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland); (rechts) SILS Eingriff mit einem Zugangsport über den Bauchnabel (Bild entnommen aus: Phongnarisorn & Chinthakanan 2011)

Ein weiteres dreiteiliges, variabel kombinierbares Instrumentenset stellen die DuoRotate Instrumente (Richard Wolf, Knittlingen, Deutschland) dar. Die HiQ LS Handles (Olympus, Tokio, Japan) sind wiederverwendbare, gebogene SILS Instrumente. Weitere Hersteller aus dem asiatischen Raum bieten vergleichbare SILS Instrumentenreihen an (z.B. SILS Instruments (Zhejiang Geyi Medical Instrument Co., Ltd., Hangzhou, China)). Darüber hinaus stehen für SILS Anwendungen Instrumente mit abwinkelbarer Instrumentenspitze zur Verfügung. Die RealHand High-dexterity Instrumente (Novare Surgical Systems, Cupertino, USA) können ihre Spitze über Seilzüge um 360° drehen. Die Bewegung wird durch das Abkippen des Handgriffs initiiert. Der Außendurchmesser der Instrumente liegt bei 5 mm. Zusätzlich zur 360° Drehung der Instrumentenspitze bieten die Autonomy Laparo-Angle Instrumente (Cambridge Endoscopic Devices, Framingham, USA) die Möglichkeit, die Instrumentenspitze in beliebiger Position zu blockieren und dann den Endeffektor zu rotieren. Das SILS Kit (Medtronic, Dublin, Irland ehemals: Covidien) umfasst neben den SILS Ports auch SILS Handinstrumente mit abwinkelbarer Instrumentenspitze (Yoshiki 2016, S. 56). Weitere Instrumente für die Laparoskopie mit abwinkelbarem und schwenkbarem Kopf mit innovativen Bedienkonzepten zur Freihandbewegung sind beispielsweise die Artisential Instrumente (Livsmed, Seongnam-si, Korea) oder das FlexDex System (FlexDex Surgical, Brighton, USA) (Smith et al. 2019).

Optiken

Moderne Optiken müssen dem Operateur eine lichtstarke, tiefenscharfe, kontraststarke und auflösungsreiche Darstellung des Operationssitus ermöglichen. Als Lichtquelle dienen typischerweise Xenonlampensysteme. Für SILS Eingriffe können konventionelle 5 mm und 10 mm Optiken verwendet werden. Häufig kommen auch abgewinkelte Optiken (z.B. 30°-Optik) zum Einsatz, um eine Draufsicht auf Operationssitus und Instrumente zu realisieren (Triangulation), trotz des Zugangs über einen Port. Darüber hinaus sind laparoskopische Optiken mit Mechanismen zur Abwinkelung erhältlich, die Winkelungen bis zu 120° erlauben (z.B. EndoEye (Olympus, Tokio, Japan) oder EndoCAMEleon System (Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland), Ideal Eyes (Stryker, Kalamazoo, USA)) und somit ein erweitertes Sichtfeld im engen Operationsraum bieten (Yoshiki 2016, S. 56; Keck & Germer 2017, S. 6-7).

3.1.2 Laparoskopische SILS Operationstechniken

Durch die Verwendung von lediglich einem Zugangsport für die Optik und Instrumente ergeben sich besondere Herausforderungen hinsichtlich der Handhabung des Instrumentariums. Im Gegensatz zur dreiecksförmigen Instrumentenführung bei der klassischen Laparoskopie sind die Instrumente bei SILS Verfahren eng zueinander positioniert. Auch die Bewegungsräume der Handgriffe überlappen sich teilweise. Dies gilt besonders für konventionelle starre Instrumente, aber auch für gebogene Varianten. Abbildung 3.2 zeigt schematisch verschiedene Möglichkeiten für überkreuzende, doppeltüberkreuzende und parallele Instrumentenführungsaktionen (Keck & Germer 2017, S. 17; Vestweber et al. 2011). Roboterassistierte Eingriffe sind mit neuartigen Single-Port Access Robotersystemen möglich (z.B. da Vinci SP (Intuitive Surgical, Mountain View, USA)).

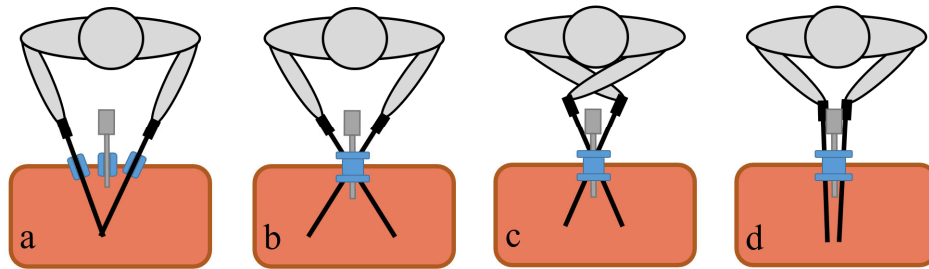


Abbildung 3.2: Schematische Darstellung von überkreuzenden, doppelüberkreuzenden und parallelen Instrumentenführungsaktionen bei SILS Eingriffen mit geradem starrem Instrumentarium (Bild angelehnt an: Vestweber et al. 2011)

3.2 Therapeutische Endoskopie in der Gastroenterologie

Unter dem Begriff therapeutische bzw. operative Endoskopie lassen sich Eingriffe zusammenfassen, die unter endoskopischer Kontrolle erfolgen. Die erste über den Arbeitskanal des flexiblen Endoskops durchgeführte Resektion als therapeutische Maßnahme war eine Polypenabtragung mittels Schlinge (Deyhle et al. 1974). Seitdem hat sich ein breites Spektrum an Anwendungen klinisch etabliert. Der Zugang über natürliche Körperöffnungen wie Mund und Speiseröhre sowie über Anus und Rektum bieten eine maximale Traumareduktion, da keine Körperhöhle eröffnet werden muss (Siewert et al. 2011). Die Eingriffe erfolgen mit flexiblem Instrumentarium und flexiblen Endoskopen. Instrumente und Ausrüstung für die therapeutische Endoskopie in der Gastroenterologie werden im Folgenden vorgestellt.

Flexible Endoskope

Typische Gastroskope haben eine in zwei Richtungen abwinkelbare Spitze und verfügen über einen Arbeitskanal, eine Optik, einen Lichtleiter sowie einen Spülkanal, der auch zur Insufflation genutzt werden kann (Baillie 2007, S. 891). Abbildung 3.4 zeigt schematisch den strukturellen Aufbau eines flexiblen Endoskops. Diese Standard-Gastroskope weisen üblicherweise einen Außendurchmesser von ca. 10 mm auf (z.B. Evis Exera III GIF-H190 (Olympus, Tokio, Japan) oder Silver Scope 13821 PKS (Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland)). Dual-channel Endoskope verfügen über zwei Arbeitskanäle, die mit möglichst großem Abstand zur Optik positioniert sind und so eine gewisse Triangulation ermöglichen. Flexible Endoskope mit zwei Arbeitskanälen haben typischerweise einen Außendurchmesser von ca. 13 mm (z.B. Evis Exera II GIF-2TH180 (Olympus, Tokio, Japan)). Schlanke Endoskope stellen die Slim-Varianten dar, die unter anderem in der Pädiatrie eingesetzt werden und deren Außendurchmesser bei ca. 6-8 mm liegt. Oft sind bei den Slim-Systemen die Arbeitskanaldurchmesser reduziert, sodass nur Spezialinstrumentarium verwendet werden kann. Koloskope für den Einsatz bei Koloskopien verfügen üblicherweise über größere Arbeitskanäle und größere Außendurchmesser von ca. 12-13 mm. Weitere flexible Endoskopvarianten sind Enteroskope mit integriertem Ballon für Eingriffe im Dünndarm, Duodenoskope mit Seitwärtsoptik für die Untersuchung des Zwölffingerdarms und ERCP Eingriffe oder Choledochoskope für Eingriffe im Hauptgallengang (Kähler et al. 2016). Flexible Videoendoskope sind zwar wiederverwendbar, können aber typischerweise nicht sterilisiert werden. Zwischen den Einsätzen erfolgen Reinigung, Desinfektion und Trocknung, die manuell oder maschinell durchgeführt werden (Jung 2020). Einweg-Endoskope, die steril ausgeliefert werden, können diesbezüglich Vorteile bieten (Ciocîrlan 2019). Mit dem Invendoscope (Invendo Medical, Kissing, Deutschland; heute: Ambu, Ballerup, Dänemark) war bereits ein robotisches Koloskop auf dem Markt.

Flexible Instrumente

In Kombination mit den in der Gastroenterologie verwendeten flexiblen Endoskopen kommen auch flexible endoskopische Instrumente zum Einsatz. Diese werden typischerweise im Arbeitskanal des Endoskops geführt und weisen einen Außendurchmesser von ca. 1,5-2,5 mm auf. Speziell für die schlankeren Endoskopvarianten werden auch dünnere Spezialinstrumente angeboten. Es stehen dabei Hilfsinstrumente wie Greifer, Schlingen, Zangen, Scheren, Resektionsmesser, Dormiakörbchen, Papillotomen, Injektionssonden, Instrumente zur Argonplasmakoagulation sowie Koagulationszangen oder Clipapplikatoren zur Blutstillung zur Verfügung (Kähler et al. 2016; Siewert et al. 2011, S. 117). Für die endoskopische Submukosadisektion, auf welche in dieser Arbeit speziell Bezug genommen wird, sind Greifinstrumente, Resektionsmesser und Injektionsnadeln von besonderer Bedeutung und sollen daher genauer beleuchtet werden. Greifzangen werden von unterschiedlichen Herstellern mit einer Vielzahl an verschiedenen Greifertypen (Mäulern) und variierenden Durchmessern angeboten (Probst et al. 2018). Resektionsmesser werden in Kombination mit HF-Generatoren eingesetzt. Charakteristisch sind die verschiedenen Formen und Varianten des Schneidrahtes wie das Hook-Knife mit abgewinkelter Spitze (z.B. KD-620LR, Olympus, Tokio, Japan), die ein Einhaken ermöglicht oder das Flush-Knife (z.B. DK2618JB, Fujifilm, Tokio, Japan), das Hybridknife (Erbe Elektromedizin, Tübingen, Deutschland) oder das Dual-Knife (Olympus, Tokio, Japan), die es ermöglichen, über das Nadelmesser Flüssigkeit zu injizieren. IT-Knives (z.B. KD-610L, Olympus, Tokio, Japan) sind bei Mageneingriffen weit verbreitet und zeichnen sich durch eine durch ein Keramikelement isolierte Spitze aus, wodurch die Invasivität und dadurch das Perforationsrisiko minimiert werden. Weitere Beispiele sind Zangen- bzw. Schereninstrumente (z.B. Cutch cutter, Fujifilm, Tokio, Japan) oder speziell geformte Schneiddrähte (Swanblade, Pentax, Tokio, Japan) (Erckenbrecht & Jonas 2015, S. 49; Ko 2017). Es können zudem transparente Kappen eingesetzt werden, die als Distanzhalter für das Gewebe dienen und auf die Endoskopspitze aufgesteckt werden.

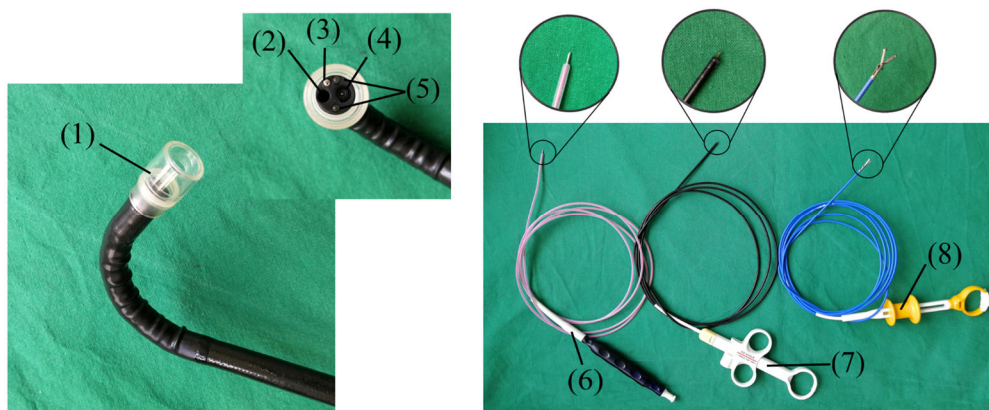


Abbildung 3.3: Beispielhaftes flexibles endoskopisches Instrumentarium für die Gastroenterologie; (links) Spitze eines flexiblen Gastroskops mit aufgesetzter Silikon-Abstandskappe (1), Arbeitskanal (2), Spül- und Saugkanal (3), Optik (4) und Lichtleiter (5); (rechts) Standardinstrumentarium für eine ESD: Injektionsnadel (6), HF-Knife (7) und Greifinstrument (8)

Eine spezielle Kappe zum Weghalten der Darmwand stellt der Endocuff Vision dar (Olympus, Tokio, Japan). Als zusätzlich zur Unterstützung einsetzbares System kann das FTRD System (Ovesco, Tübingen, Deutschland), das durch Verwendung eines Clips endoskopische Vollwandresektionen von Läsionen im Verdauungstrakt ermöglicht, genannt werden. Außerdem gibt es weitere Systeme, die zusätzliche Arbeitskanäle zur Verfügung stellen, wie der EndoLifter (Olympus, Tokio, Japan) oder der AWC (Ovesco, Tübingen, Deutschland) (Kähler et al. 2016, S. 17-19).

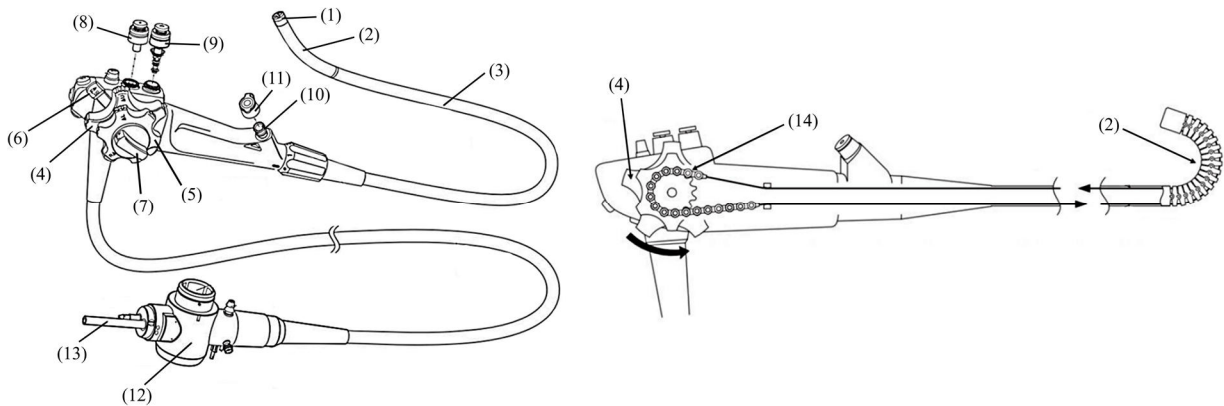


Abbildung 3.4: Überblick über die mechanischen und funktionellen Komponenten eines Standardendoskops mit (1) Endoskopspitze, (2) bewegbare Spitze, (3) flexibler Schaft, (4&5) Steuerrädchen mit (6&7) Sperrhebel, (8) Saugventil, (9) Luft/Wasser Ventil, (10) Instrumentenkanal mit (11) Dichtungsdeckel, (12) Endstück mit (13) Lichtleiter. Zusätzlich ist schematisch der Mechanismus zur Steuerung der Spitze dargestellt (14) (Bild entnommen aus: Waye et al. 2009)

3.2.1 Operationstechniken der therapeutischen Endoskopie in der Gastroenterologie

Bei therapeutischen gastroenterologischen Interventionen führt der Operateur das Gastroskop bis zum Operationssitus ein und bedient dieses über die zwei Steuerräder am Handgriff typischerweise mit einer Hand (siehe Abbildung 3.5). Spülung und Insufflation kann über zwei Taster am Handgriff mit Zeige- und Mittelfinger ausgelöst werden. Zur Positionierung und Rotation des gesamten Endoskops greift der Operateur mit der freien Hand den Schaft des Gastroskops. Die mechanische Betätigung des im Arbeitskanal geführten Instruments wird typischerweise durch eine Assistenz durchgeführt, während das Auslösen von Schneidströmen bei der Verwendung von Resektionsmessern durch den Operateur mittels Fußpedals erfolgen kann oder optional auch durch die Assistenz. Die Assistenz nimmt in der Endoskopie somit eine aktive Rolle ein (Denzler et al. 2016, S. 40). Transanale Eingriffe können teilweise auch roboterassistiert durchgeführt werden (z.B. mit für transanale Eingriffe zugelassenem Flex Robotics System (Medrobotics, Raynham, USA)).

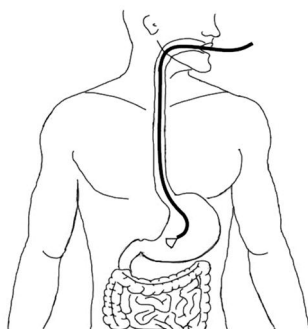


Abbildung 3.5: Gastroenterologischer Eingriff mit flexiblem Endoskop: Der Operateur hält den Handgriff des Gastroskops in der bevorzugten Hand und steuert über die beiden Steuerrädchen die Auslenkung der Endoskopspitze. Mit der zweiten Hand hält er den Schaft des Endoskops, um dieses einzuschieben und zu rotieren. Die Betätigung der Instrumente erfolgt typischerweise durch eine zusätzliche Assistenz. (Bild mit freundlicher Genehmigung der Arbeitsgruppe endoskopische Forschung (Universitätsklinikum Ulm, Deutschland))

3.2.2 Endoskopische Submukosadisektion (ESD)

Im Folgenden soll der operative Ablauf einer endoskopischen Submukosadisektion (ESD) genauer erläutert werden. Dieser anspruchsvolle endoskopische therapeutische Eingriff ist für den Anwendungsfall in dieser Arbeit – den automatisierten Entwurf von Manipulatorsystemen – prädestiniert, da die ESD zur Entfernung von Frühkarzinomen in den verschiedenen charakteristischen Abschnitten entlang des Gastrointestinaltrakts und somit bei variierenden Randbedingungen eingesetzt wird (De Ceglie et al. 2016). Die ESD wird als Anwendung auch in Kapitel 8.3 bei der Evaluierung der Systeme aufgegriffen.

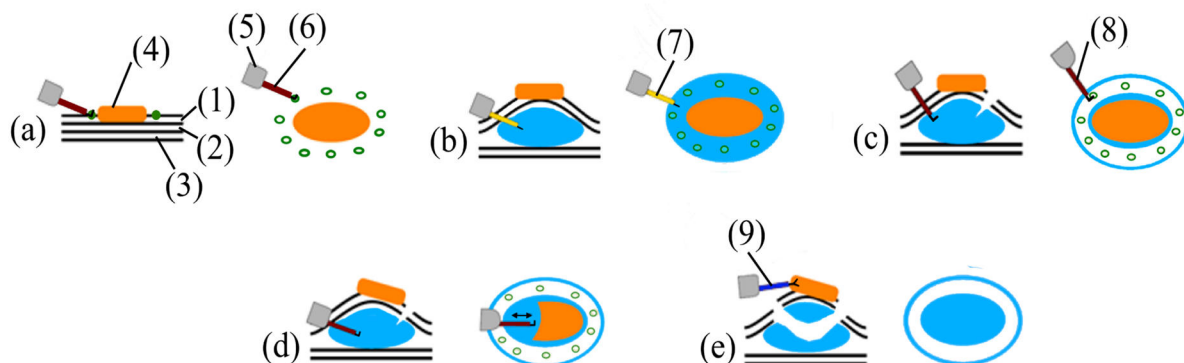


Abbildung 3.6: Schematische Darstellung der Arbeitsschritte einer endoskopischen Submukosadisektion (ESD): Auf der Magenwand mit ihrem schichtweisen Aufbau aus Mukosa (1), Submukosa (2) und der Muscularis befindet sich die Läsion (z.B. Magenfrühkarzinom) (4): a) Markieren der Läsion über ein im Arbeitskanal des flexiblen Endoskops (5) geführtes HF-Instrument (6); b) Unterspritzen der Läsion mittels Injektionsnadel (7) in die Submukosa; c) Umschneiden der Läsion im Flüssigkeitskissen mittels HF-Instrument (z.B. Hook-Knife) (8); d) Resektion der Läsion; e) Bergung des Resektats (z.B. mittels Greifinstrument (9)) (Bild angelehnt an: Yamamoto & Kita 2005 und Krieger et al. 2017a)

Die endoskopische Submukosadisektion (ESD) zielt darauf ab, Schleimhautläsionen en-bloc, d.h. als ein zusammenhängendes Stück mit lateralem Sicherheitsrand, zu entfernen. Der Einsatz der ESD wird besonders bei frühmalignen (vorliegende Histologie oder Verdacht aufgrund morphologischer Kriterien) und/oder großflächigen (> 2 cm) Befunden empfohlen (Probst et al. 2018, S. 310). Als Vorteile der ESD, speziell im Vergleich zur artverwandten endoskopischen Mukosaresektion (EMR), gelten die verbesserte histopathologische Beurteilung hinsichtlich einer R0-Situation und ein nahezu nicht vorhandenes Rezidivrisiko. Jedoch liegt ein erhöhter Zeit- und Materialaufwand zugrunde und die technisch anspruchsvolle Operation bedingt eine flache Lernkurve (Kähler et al. 2016, S. 17; Probst et al. 2018, S. 309).

Bei der operativen Durchführung einer ESD können die folgenden Schritte, die auch schematisch in Abbildung 3.6 und aus Endoskopsicht in Abbildung 3.7 dargestellt sind, unterschieden werden (Probst et al. 2018; Yamamoto & Kita 2005):

- **Detektion und Abgrenzung der Läsion:** Identifikation und Bestimmung der lateralen Ausdehnung der Läsion, ggf. unter Verwendung von Chromoendoskopie oder Vergrößerungsendoskopie.
- **Markierung der Resektionsgrenzen:** Durch Koagulationsmarken, die durch die Spitze des Resektionsmessers, eine APC-Sonde (Argon-Plasma-Koagulation) oder die Spitze einer Resektionsschlinge gesetzt werden, wird die Läsion mit einem Sicherheitsabstand von 5 - 10 mm markiert.

- **Unterspritzen der Läsion:** Flüssigkeitsinjektion in die Submukosa, um ein Flüssigkeitskissen aufzubauen (Lifting) und so das Risiko einer Verletzung der *Muscularis propria* bzw. das Perforationsrisiko zu minimieren. Injiziert wird häufig eine Glycerollösung mit Adrenalin, die mit Indigocarmin blau eingefärbt wird, um das Flüssigkeitskissen in der Submukosa besser zu erkennen.
- **Inzision der Mukosa und komplette zirkumferenzielle Umschneidung der Läsion:** Zunächst wird die Mukosa mit dem Resektionsmesser durchtrennt. Die Schnitttiefe in der Submukosa sollte bis kurz vor die darunter liegende *Muscularis propria* Schicht reichen. Anschließend wird die Läsion je nach Größe komplett bzw. partiell umschnitten.
- **Dissektion der Submukosa:** Nun folgt die Abtrennung (Resektion) der Läsion im Ganzen (En-bloc). Mittels Injektionsnadel oder der beschriebenen speziellen Resektionsmesser mit Injektionskanal (Kähler 2016, S. 19) kann während der Resektion das Flüssigkeitskissen in der Submukosa erweitert werden. Es ist darauf zu achten, dass alle Markierungen innerhalb der Schnittkante liegen. Auftretende kleinere Blutungen können durch Koagulation gestillt werden.
- **Bergung des Resektats:** Nach der kompletten Abtragung wird das Resektat geborgen und als Abtragungssulkus inspiziert. Bei der Bergung sollte das Resektat nicht beschädigt werden und erfolgt durch Ansaugung, Netz, Greifer oder Schlinge. Das Resektat wird mit dem gesamten Gastroskop aus dem Körper herausgezogen (Kähler et al. 2016, S. 20). Das Resektat wird für die histopathologische Untersuchung typischerweise mit Stecknadeln auf eine Kork- oder Gummiplatte aufgespannt.

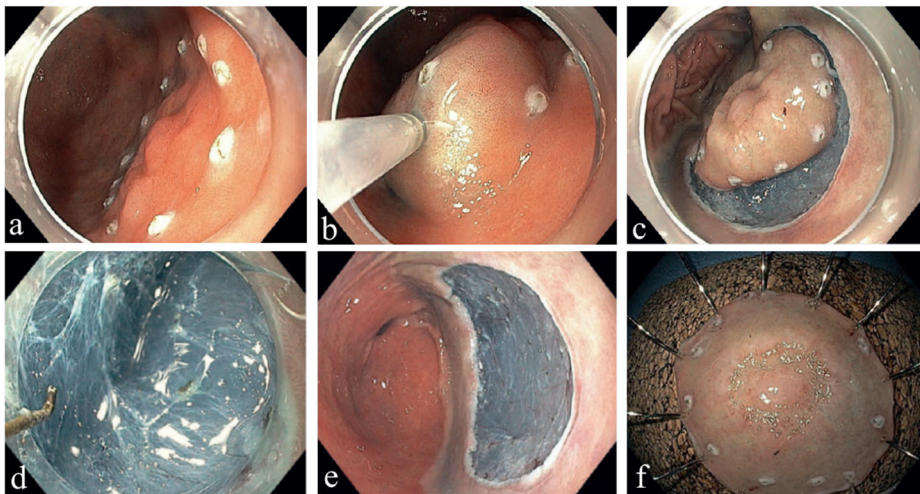


Abbildung 3.7: Schritte einer ESD mit Blick auf den Situs über die Optik des Gastroskops. Von links oben nach rechts unten: (a) Markierung der Resektionsgrenzen durch Koagulationsmarken außerhalb der Läsion (b) Unterspritzung der Läsion; (c) Komplette zirkumferenzielle Umschneidung der Läsion; (d) Dissektion der Submukosa; (e) Resektionsulkus nach kompletter ESD; (f) Resektat auf Korkplatte (Bild entnommen aus: Probst et al. 2018)

3.3 Therapeutische Endoskopie in der Urologie

Neben den laparoskopischen Eingriffen in der Urologie, bei denen ebenfalls auf die in Kapitel 3.1.1 beschriebenen Instrumente und Techniken zurückgegriffen wird, soll anhand von transurethralen Resektionseingriffen in der Blase (TURB) weiteres minimalinvasives endoskopisches Instrumentarium vorgestellt werden. Die konventionelle cTURBT (transurethral resection of bladder tumour) stellt dabei eine der häufigsten Eingriffe in urologischer Chirurgie dar. Durch die ERBT (en-bloc resection of bladder tumours), bei der eine En-bloc-Resektion von Blasentumoren angestrebt wird, sollen die Limitationen der cTURBT, wie die fragmentierte Abtragung und die starke Abhängigkeit der Lokalisation, überwunden werden (Struck et al. 2018, S. 665; Suh 2019).

3.3.1 Instrumente und Ausrüstung für die therapeutische Endoskopie in der Urologie

Endoskope

Bei klassischen cTURBT (transurethral resection of bladder tumour) Eingriffen kommt ein starres Resektoskop zum Einsatz, welches aus einem atraumatisch in die Harnröhre eingeführten starren Außenschaft besteht, der innenliegende Kanäle für Optik, Spülung und die Führung einer Resektionsschlinge aufweist (Hofmann 2018). Die Durchführung einer Tumorsektion in der Blase, angelehnt an die endoskopische Submukosadissektion (ESD), ist mittels flexiblen Instrumentariums möglich (Morizane et al. 2020). Flexible Zystoskope mit Durchmessern von ca. 6 mm ermöglichen einen endoskopischen Zugang über die Harnröhre (>ca. 9 mm (Suh 2019, S. 49)) auch für ERBT Eingriffe. Ein flexibles Einweg-Ureteroskop wird von der Firma Pusen Medical Technology (Zhuhai, China) angeboten.

Instrumente

Bei konventionellen TURB Eingriffen mit starrem Resektoskop wird die Läsion typischerweise mittels Resektionsschlinge abgetragen (Furuse & Ozono 2010). Über die Kanäle des Resektoskops können auch Greifinstrumente eingeführt werden (Hofmann 2018, S. 7). Für standardmäßige Zystoskope (z.B. CYF-200 (Olympus, Tokyo, Japan)) liegen die Arbeitskanaldurchmesser bei ca. 2 mm, was bezüglich des verfügbaren Instrumentariums berücksichtigt werden muss. Für die ERBT werden Laserinstrumente und alternativ elektrische Schneidinstrumente (Hook-Messer) eingesetzt (Herrmann et al. 2017, S. 188). Instrumentarium aus dem Einsatzgebiet der endoskopischen Submukosadissektion (ESD) kann in einem Zusatzkanal außen am Zystoskop geführt werden (Morizane et al. 2020).

3.3.2 Operationstechniken der therapeutischen Endoskopie in der Urologie

Bei der transurethralen Blasentumorsektion (TURBT) führt der Operateur das Resektionsinstrument unter Verwendung von Gleitmittel über die Harnröhre ein und nutzt beide Hände für das Führen und Betätigen (Hofmann 2018). Die ERBT wird typischerweise mittels Laserinstrumenten oder alternativ Elektrokauterinstrumentarium durchgeführt (Suh 2019, S. 49). Bei der Verwendung von flexiblem Instrumentarium unterstützt eine Assistenz bei der Handhabung der Instrumente (Morizane et al. 2020).

3.4 Therapeutische Endoskopie in der HNO-Chirurgie

Anhand der endonasalen Stirnhöhlendrainage sowie der Mikrolaryngoskopie soll beispielhaft Standardinstrumentarium aus der minimalinvasiven HNO-Chirurgie aufgezeigt werden.

3.4.1 Instrumente und Ausrüstung für die therapeutische Endoskopie in der HNO-Chirurgie

Endoskope

Endoskopische chirurgische Eingriffe in der Stirnhöhle werden standardmäßig mittels starrer Endoskope durchgeführt. Zum Einsatz kommen Endoskope mit Geradsicht- und Seitblickoptiken (0° - 70°) (Weber & Hosemann 2015, S. 47). Bei der Mikrolaryngoskopie werden Operationsmikroskope zur Visualisierung verwendet. Einsicht zum Kehlkopf kann aber auch mittels starrer Optik mit Seitblick (Lupenlaryngoskopie) oder flexiblem Endoskop erfolgen (Hess & Fleischer 2020; Lenarz & Boenninghaus 2012a, S. 285). Einweg-Endoskope sind für diese Anwendungen auf dem Markt (z.B. aScope 4 RhinoLaryngo (Ambu, Ballerup, Dänemark)).

Instrumente

Für die Stirnhöhlenchirurgie steht eine große Variantenvielfalt an starren geraden und gebogenen Handinstrumenten wie Zangen, Scheren und Küretten zur Verfügung. Außerdem kommen Sauginstrumente und Sinus Burrs zum Einsatz (Tajudeen & Adappa 2016; Weber & Hosemann 2015). Bei laryngoskopischen Eingriffen wird oft ein Operationslaryngoskop als Zugang zum Kehlkopf verwendet. Gearbeitet wird typischerweise mit langen starren, zangenartigen Instrumenten. Flexibles Instrumentarium kann bei flexiblen Endoskopen über den Arbeitskanal (bis ca. 2,2 mm) eingebracht werden (Hess & Fleischer 2020; Lenarz & Boenninghaus 2012).

3.4.2 Operationstechniken der therapeutischen Endoskopie in der Gastroenterologie

Bei der Mikro-Laryngoskopie sitzt der Operateur am Kopfende des intubierten Patienten und bedient beidhändig die langen starren Instrumente unter Sicht (Lenarz & Boenninghaus 2012). Bei transoralen Interventionen am Kehlkopf kann der Operateur auch mit der nichtdominanten Hand ein Lupenlaryngoskop führen und mit der dominanten Hand ein gebogenes oder abgewinkeltes Instrument, während er dem aufrecht sitzenden Patient frontal gegenüber sitzt (Hess & Fleischer 2020, S. 22). Die endonasale Stirnhöhlendrainage kann entweder von einem Operateur mit handgeführter Optik sowie einem Instrument erfolgen oder mittels „4-hands“ Technik, wobei der Operateur bi-manuell arbeiten kann, während der Assistent die Optik führt (Weber & Hosemann 2015, S. 23). Werden flexible Instrumente und Endoskope verwendet, ist meistens eine Assistenz zum Anreichen und teilweise zur Aktuierung der Instrumente nötig (Hess & Fleischer 2020, S. 20). Eingriffe am Rachen können auch roboterassistiert durchgeführt werden (z.B. Flex Robotics System, Medrobotics, Raynham, USA).

3.5 Medizinische Assistenzsysteme und Plattformen für die minimalinvasive Chirurgie

Aus dem typischen Merkmal der MIS Operationen, also der Manipulation von Instrumentarium durch kleine Körperöffnungen, leiten sich charakteristische Herausforderungen und Problemstellungen ab wie z.B. die Notwendigkeit, mehrere Instrumente gleichzeitig zu bedienen, eingeschränkte Platz- und Sichtverhältnisse im Lumen im Körperinneren, Krafteinleitung und Kraftübertragung an die Endeffektoren oder fehlendes haptisches Feedback (Arkenbout et al. 2015; Bardaro & Swanström 2006; Orekhov et al. 2018).

Diese medizinischen und technischen Herausforderungen bilden die Grundlage für die Entwicklung von Assistenzsystemen und Plattformen, hier auch speziell sogenannte Multi-Tasking Plattformen für die MIS. Sie werden mit dem Ziel entwickelt, diese Problemstellungen zu verbessern bzw. zu überwinden.

Im Folgenden werden am Markt verfügbare Assistenzsysteme und Plattformen für die minimalinvasive Chirurgie vorgestellt. Außerdem wird eine Übersicht über Systeme, die derzeit in der Forschung entwickelt werden, gegeben. Der Fokus liegt hierbei auf SILS und gastroenterologischen Eingriffen, da diese Anwendungsfelder auch in der Realisierung und dem Experiment als Beispielanwendungen hauptsächlich adressiert werden.

3.5.1 Am Markt verfügbare mechanische und robotische endoskopische Assistenzsysteme und Plattformen

Assistenzsysteme für SILS

Die Entwicklung von Instrumenten für SILS Anwendungen führte hin zu sogenannten Instrumentenplattformen, die als Instrumentensysteme über einen einzelnen Zugang eingeführt werden können und komplexe Manipulationen zulassen (Keck & Germer 2017, S. 19).

Die symphonX Plattform (FMX314, Fortimedix Surgical, Geleen, Niederlande) kann über einen 15 mm Trokar eingebracht werden und ermöglicht es, zwei Instrumente mit zusätzlicher 5 mm Optik und einem weiteren 3 mm Instrument zu verwenden. Es stehen verschiedene Einweg-Spezialinstrumente zur Verfügung (z.B. Greifer, Hook Kauter, Dissektorinstrumente, Schere, Clipapplikatoren), die rein mechanisch über den Handgriff in fünf Freiheitsgraden (inklusive Öffnen und Schließen des Instruments) angesteuert werden. Die Plattform ist für laparoskopische intraabdominale Verfahren von der FDA zugelassen (Berducci et al. 2016; Datta et al. 2020).

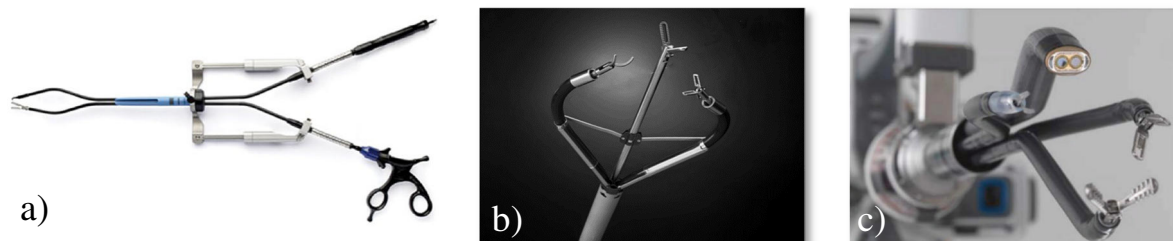


Abbildung 3.8: Beispiele für SILS Assistenzsysteme: a) symphonX Plattform (FMX314, Fortimedix Surgical, Geleen, Niederlande) (Bild entnommen aus: Datta et al. 2020); b) SPIDER System (TransEnterix, Morrisville, USA) (Bild entnommen aus: Leveillee et al. 2011); c) Da Vinci SP System (Intuitive Surgical, Mountain View, USA) (Bild entnommen aus: MacDavid & Friedman 2019)

Das SPIDER System (TransEnterix, Morrisville, USA) ist eine starre manuelle Plattform für die SILS mit vier Arbeitskanälen. Das Einwegsystem ermöglicht die rein mechanische Ansteuerung von zwei Spezialinstrumenten. Der Durchmesser des Systems beträgt 18 mm. (Haber et al. 2012; Leveillee et al. 2011). Das SPIDER System wird seit 2015 nicht mehr vertrieben. Die Firma TransEnterix entwickelte seitdem das laparoskopische Chirurgierobotersystem Senhance Surgical und zwischenzeitlich das SurgiBot System.

Das da Vinci SP System (Intuitive Surgical, Mountain View, USA) stellt die vierte Generation und erste Single-Port Variante der seit Jahren den Markt der Medizinroboter dominierenden da Vinci Chirurgieroboter-Serie dar. Das System verfügt über drei mehrgelenkige Instrumente und eine schwenkbare 3D-HD-Kamera, die durch einen einzigen Zugang eingeführt werden. Der Operateur steuert die Instrumente und die Kamera über dieselbe Konsole wie bei den klassischen X- und Xi-Systemen (Agarwal et al. 2020; Gosrisirikul et al. 2018, S. 292). Der Außendurchmesser des Systems beträgt 25 mm (MacDavid & Friedman 2019, S. 27).

Flexible Assistenzsysteme für die Gastroenterologie

Das DiLumen C2 System (Lumendi, High Wycombe, UK) wird als endoluminale interventionelle Plattform vermarktet und basiert auf der SiLumen Technologie, bestehend aus zwei separat steuerbaren Ballons am Endoskop. Zusätzlich stehen zwei steuerbare Spezialinstrumente zur Verfügung, die in zusätzlichen Arbeitskanälen außen am Endoskop geführt werden. Die FDA Zulassung erfolgte 2018 (MacDavid & Friedman 2019).

ORISE Tissue Retractor System (Boston Scientific, Marlborough, USA) stellt ein Retraktorsystem für den Einsatz im Kolon dar. Ein Nitinol-Draht kann als Käfig ausgefahren werden, um so das Operationsgebiet stabil aufzuhalten. Zwei Arbeitskanäle ermöglichen es zusätzlich zum Endoskop zwei Greifinstrumente einzuführen, um das Gewebe aufzuspannen (Jawaid et al. 2019).

Das Invendoscopy E200 System (Invendo Medical GmbH, Kissing, Deutschland) ist ein Einweg-Koloskop, welches robotisch aktuiert wird. Die Bedienung erfolgt über einen Handgriff mit Joystick (Peters et al. 2018). Das System ist seit der Übernahme durch die Firma Ambu (Ballerup, Dänemark) nicht mehr auf dem Markt. Es werden jedoch sterile Einweg-Bronchoskope vertrieben und ein Duodenoskop wurde angekündigt.

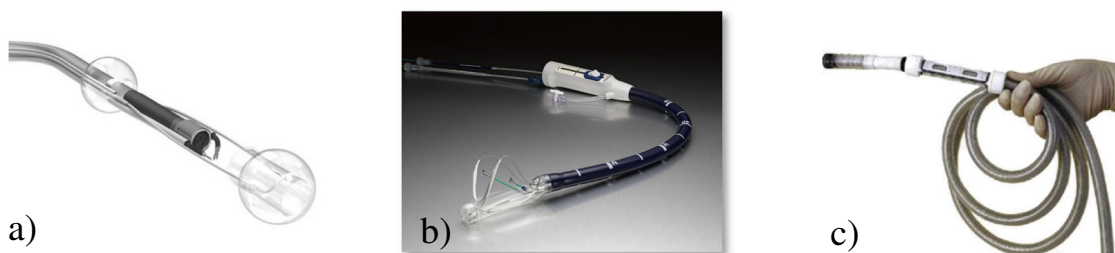


Abbildung 3.9: Beispiele für flexible Assistenzsysteme für die Gastroenterologie: a) DiLumen C2 System (Lumendi, High Wycombe, UK) (Bild entnommen aus: MacDavid & Friedman 2019); b) ORISE Tissue Retractor System (Boston Scientific, Marlborough, USA) (Bild entnommen aus: Hossain et al. 2020); c) Invendoscopy E200 System (Invendo Medical GmbH, Kissing, Deutschland) (Bild entnommen aus: Yeung & Chiu 2016)

Flex Robotic System (Medrobotics, Raynham, USA) stellt den derzeit einzigen kommerziell verfügbaren flexiblen Chirurgieroboter dar, der für Eingriffe im Rachen und transanale Eingriffe zugelassen ist. Der Schaft des Systems kann dabei robotisch gesteuert werden und besteht aus einzeln ansteuerbaren Segmenten, die Follow-the-Leader Bewegungen ermöglichen. Der Schaft (Flex-Drive) ist ein Einmalprodukt, während die Roboterbasis wiederverwendet wird. Außen am Schaft werden zwei Arbeitskanäle geführt, die es ermöglichen, flexible Instrumente einzuführen. Die Flex Instrumente werden direkt rein mechanisch über die Handgriffe gesteuert (MacDavid & Friedman 2019; Poon et al. 2018). Der Durchmesser des Systems beträgt 28 mm (18 mm Schaft und die zwei außen geführten Instrumentenkanäle mit je 5 mm). Das System entstand in der Gruppe von Prof. Howie Choset (Carnegie Mellon University, Pittsburgh, USA). Das System ist für transorale Eingriffe am Rachen und transanale Eingriffe am Rektum zugelassen (Peters et al. 2018, S. 1643; Yang & Seo 2019, S. 299).

Das Apollo Overstitch System (Apollo Endosurgery, Austin, USA) ermöglicht es, bei endoskopischen Operationen Vollnähte durch ein flexibles Endoskop zu platzieren. Das System, bestehend aus einer gebogenen schwenkbaren Nadel, einer Fadenzuführung sowie einem Instrument zur Gewebetraktion, kann auf Standardendoskopen aufgesetzt werden (González-Panizo-Tamargo et al. 2014; Kantsevoy 2020).

Das Endomina System (Endo Tools Therapeutics, Gosselies, Belgium) ist ebenfalls ein Nähssystem für die Verwendung mit Standardendoskopen. Hier wird die Nadel nicht geschwenkt, sondern gerade in das Gegenstück geführt (Wallstabe et al. 2018).



Abbildung 3.10: Beispiele für ein robotisches Manipulatorsystem (a) Flex Robotic System (Medrobotics, Raynham, USA) (Bild entnommen aus: MacDavid & Friedman 2019) und Nähssysteme (b) Apollo Overstitch System (Apollo Endosurgery, Austin, USA) (Bild entnommen aus: González-Panizo-Tamargo et al. 2014) und (c) Endomina System (Endo Tools Therapeutics, Gosselies, Belgien) (Bild entnommen aus: Wallstabe et al. 2018)

In Chang (2019) wird ein zusätzlicher Überblick über das Instrumentarium für den Einsatz bei spezifischen endoskopischen Interventionen gegeben.

3.5.2 Stand der Forschung: Mechanische und robotische endoskopische Assistenzsysteme und Plattformen

Die Forschungsaktivitäten und Entwicklungen im Bereich der Medizinrobotik haben in den letzten Jahrzehnten stark zugenommen (Arkenbout et al. 2015; Peters et al. 2018; Vitiello et al. 2013), sodass an vielen Forschungsinstituten an Multi-Tasking Plattformen geforscht wurde und wird. Im folgenden Kapitel soll eine Übersicht über Systeme aus der Forschung gegeben werden, die unterschiedlich weit in der Entwicklung fortgeschritten sind.

Assistenzsysteme und robotische Plattformen für SILS

Es befinden sich derzeit viele Multi-Port Plattformen in der Entwicklung, die sich stark am Konzept der erfolgreich den Markt dominierenden Multi-Port Systeme da Vinci X und Xi orientieren (Peters et al. 2018). Alle diese Systeme bieten aber nicht die Möglichkeit, die Instrumente über einen einzelnen Zugang einzuführen. Ein Überblick über Systeme für robotische SILS Eingriffe, die in der Forschung und Entwicklung existieren, sollen in Abbildung 3.11 und der dazugehörigen Tabelle 3.1 zusammengefasst werden.

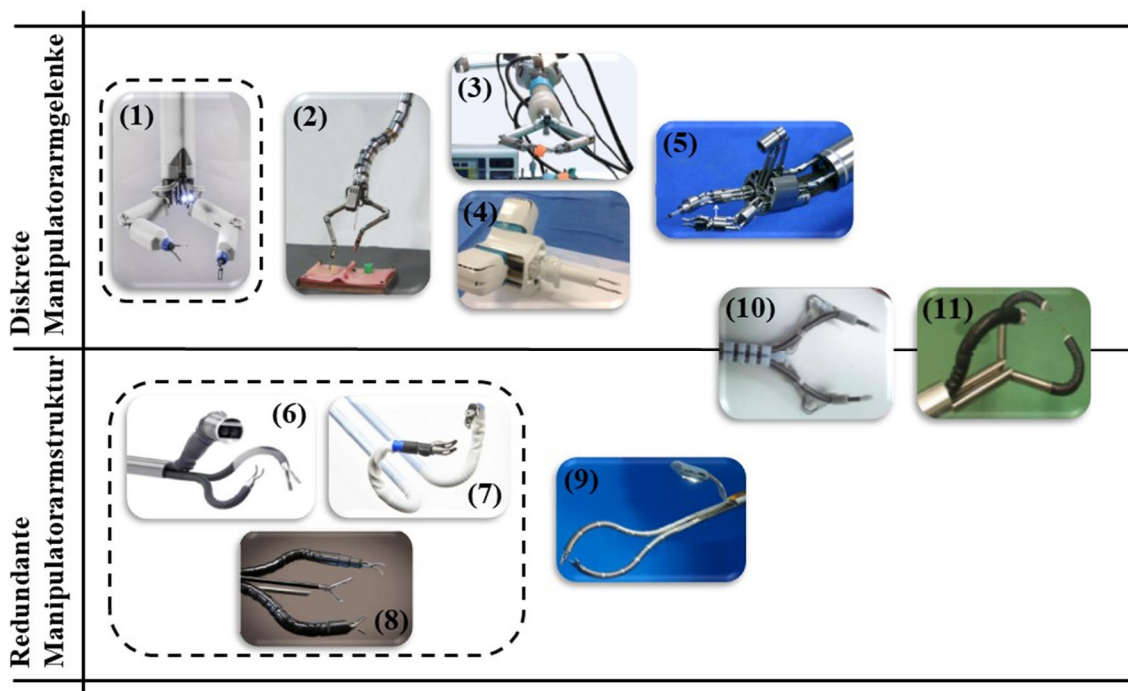


Abbildung 3.11: Klassifizierende Einteilung von robotischen SILS Plattformen aus dem Stand der Forschung: (1) MIRA (Virtual Incision, Omaha, USA), (2) SAIT (Samsung Advanced Inst. of Technology & Korea Inst. of Science and Technology, Korea), (3) SPRINT (European ARAKNES Projekt, BioRobotics Institute, Pisa University, Italien), (4) Micro-IGES (Imperial College, London, GB), (5) SPS System (Research Institute of Science and Engineering, Waseda University, Japan), (6) IREP (ARMA Lab, Vanderbilt University, USA) Lizenziert: SPORT (Titan Medical, Toronto, Kanada); (7) Hominis (Memic Innovative Surgery, Yehuda, Israel), (8) SURGIBOT (TransEnterix, Morrisville, USA) (Verkauft an: Great Belief Int (GBIL), China), (9) SURS (Shanghai Jiao Tong University), (10) PLAS (Daegu Gyeongbuk Institute of Science and Technology (DGIST), Korea), (11) HVSPS (MITI Gruppe, Klinikum rechts der Isar, TUM, Deutschland); (Bilder entnommen aus: (1) (Khandalavala et al. 2020), (2)&(3) (Orehhov et al. 2018), (4) (Seneci et al. 2017), (5) (Kobayashi et al. 2015), (6)&(7) (Khandalavala et al. 2020), (8) (Peters et al. 2018), (9) (Xu et al. 2015), (10) (Cheon et al. 2014), (11) (Can et al. 2008))

Die folgende Tabelle 3.1 versteht sich als Übersicht über Systeme in der Entwicklung. Für weiterreichende Informationen zu den Systemen sei auf vielzählige zusammenfassende Literatur verwiesen, die jeweils Teilbereiche der Tabelle schon ausführlich aufgearbeitet haben: Arkenbout et al. (2015); Desai et al. (2018) Khandalavala et al. (2020); Orekhov et al. (2018); Sheth & Koh (2019); Vitiello et al. (2013); Yeung & Gourlay (2012).

Tabelle 3.1: Übersicht über SILS Assistenzsysteme und robotische Plattformen aus dem Stand der Forschung mit ihren charakteristischen Eigenschaften und einem Überblick zum Entwicklungsstand

System / Institution	Außendurchmesser [mm]	Einmalprodukt	Verwendung von Standardinstrumenten	Modulare/anpassbare Systemstruktur	FDA Status	Klinische Tests	Quellen
IREP (ARMA Lab, Vanderbilt University, USA); lizenziert als: SPORT (Titan Medical, Toronto, Kanada)	15/25	*I	nein	nein	P	n. a.	Arkenbout et al. (2015); Desai et al. (2018); Khandalavala et al. (2020); Xu et al. (2009)
SURGIBOT (TransEnterix, Morrisville, USA); verkauft an: Great Belief Int (GBIL), China	25	*I	nein	nein	P	A	Desai et al. (2018); Sheth & Koh (2019)
MIRA (Virtual Incision, Omaha, USA)	28	n. a.	nein	nein	n. a.	A	Desai et al. (2018); Khandalavala et al. (2020)
Hominis (Memic Innovative Surgery, Yehuda, Israel)	n. a.	n. a.	nein	*I	n. a.	A, H	Alshiek et al. (2019); GOV (2020a)
Hugo_RAS (Medtronic, Dublin, Irland)	n. a.	n. a.	n. a.	n. a.	n. a.	n. a.	Sheth & Koh (2019)
SURS (Shanghai Jiao Tong University)	12	n. a.	nein	nein	n. a.	B	Orekhov et al. (2018); Xu et al. (2015)
SPRINT (European ARAKNES Projekt, BioRobotics Institute, Pisa University, Italien)	30	n. a.	nein	nein	n. a.	A	Orekhov et al. (2018); Desai et al. (2018); Petroni et al. (2013)
SAIT (Samsung Advanced Inst. of Technology & Korea Inst. of Science and Technology, Korea)	30	nein	nein	nein	n. a.	B	Orekhov et al. (2018); Desai et al. (2018); Roh et al. (2015)
HVSPS (MITI Gruppe, Klinikum rechts der Isar, TUM, Deutschland)	n. a.	n. a.	ja	*I	n. a.	A	Can et al. (2008)
SPS System (Research Institute of Science and Engineering, Waseda University, Japan)	25	nein	nein	nein	n. a.	A	Desai et al. (2018); Kobayashi et al. (2015)
Micro-IGES (Imperial College, London, GB)	36	n. a.	nein	nein	n. a.	A	Desai et al. (2018); Seneci et al. (2017)
PLAS (Daegu Gyeongbuk Institute of Science and Technology (DGIST), Korea)	25	n. a.	nein	nein	n. a.	A	Cheon et al. (2014); Orekhov et al. (2018)

B: Bench Test, A: Animal Test, H: Human Trails; *I: Instrumente

Hinsichtlich des Roboterarmdesigns lassen sich die Systeme in Kontinuumsroboterstrukturen oder Multi-Backbone Kinematiken bzw. hyperredundante Roboterkinematiken sowie klassische serielle Strukturen mit diskreten Gelenken als auch hybride Strukturen (z.B. PLAS System (DIGIST, Korea)) unterteilen (Burgner-Kahrs et al. 2015; Orekhov et al. 2018). Zudem können Prototypensysteme, meist aus universitärem Umfeld und weiter kommerzialisierte Systeme, die dann typischerweise auch in Bezug auf die regulatorische Zulassung weiter fortgeschritten sind, unterschieden werden. Den Vorreiter der kommerzialisierten Systeme stellt das da Vinci SP System (Intuitive Surgical, Mountain View, USA) dar, welches eine diskrete Gelenkstruktur am Schultergelenk des Instruments aufweist und das Ellenbogengelenk als redundante Gelenkkette realisiert (Kaouk et al. 2014; Orekhov et al. 2018). Ein Beispiel für ein System, welches den Weg aus der universitären Forschung in Richtung eines kommerziellen Medizinprodukts geht, ist das IREP bzw. SPORT System. Als IREP am Advanced Robotics and Mechanism Applications Lab (Vanderbilt University, USA) von der Gruppe um Prof. Nabil Simaan (ehemals Johns Hopkins University, USA) grundlegend entwickelt, läuft derzeit die Prüfung zur FDA Zulassung als SPORT Surgical System durch die Firma Titan Medical (Toronto, Kanada). Modularisiert aufgebaut oder seitens der Hardware an den spezifischen Eingriff anpassbar ist keines der Systeme, abgesehen vom Austausch der Standard- bzw. Spezialinstrumente oder dem Endoskop.

Prinzipiell können aktuierte laparoskopische Instrumente auch als unterstützend für die SILS angesehen werden, da SILS Eingriffe konventionell mittels gerader oder gebogener starrer laparoskopischer Instrumente durchgeführt werden. Die robotisch aktuierten laparoskopischen Handinstrumente HandX (Netanya, Israel) können hier als Beispielentwicklung angeführt werden. Die FDA Prüfung läuft und der Vertrieb für die Systeme wird durch die Aesculap AG (Tuttlingen, Deutschland) erfolgen.

Assistenzsysteme und robotische Plattformen für die Gastroenterologie und NOTES

Im Folgenden wird ein Überblick über flexible Assistenzsysteme und Multi-Tasking Plattformen der aktuellen Forschung und Entwicklung gegeben. Diese werden in Abbildung 3.12 sowie Tabelle 3.2 klassifiziert und beschrieben.

	Diskrete Manipulatorarmgelenke	Redundante Manipulatorarmstruktur
Mechanische Ansteuerung		
Robotische Ansteuerung		

Abbildung 3.12: Klassifizierende Einteilung von flexiblen Multitasking Plattformen aus dem Stand der Forschung: (1) R-Scope (Olympus, Tokyo, Japan), (2) EndoSAMURAI (Olympus, Tokyo, Japan), (3) Cobra (USGI Medical, San Clemente, USA), (4) Anubiscope (Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland), (5) Incisionless Operating Platform (IOP), (USGI Medical, San Clemente, USA), (6) DDES (Boston Scientific, Natick, USA), (7) MIMED Snake-like robot (MiMed, TU München, Deutschland), (8) 2.6 mm articulating device (Kyushu University, Fukuoka, Japan), (9) ViaCath (EndoVia Medical; gekauft von: Hansen Medical, Nordwood, USA), (10) MASTER (Nanyang Tech University, Singapur; kommerzialisiert als: EndoMaster, Singapur), (11) PSnake (Imperial College, London, GB), (12) K-FLEX (Korea Advanced Institute of Science and Technology (KAIST); kommerzialisiert als: EasyEndo, Korea), (13) STRAS (iCUBE, Strasbourg, France), (14) Endotics (Endotics, Peccioli Italien), (15) NeoGuide (Intuitive Surgical, Mountain View, USA), (16) ETH (Korea Advanced Institute of Science and Technology (KAIST)), (17) Scorpion Shaped Endoscopic Robot (Kyushu University, Fukuoka, Japan); Bilder entnommen aus: (1) (Yeung & Gourlay 2012), (2) (Fuchs & Breithaupt 2012), (3) (Bardaro & Swanström 2006), (4) (Patel et al. 2015), (5) (Storm & Thompson 2017), (6) (Santos & Hungness 2011), (7) (Roppenecker 2017), (8) (Okamoto et al. 2019), (9) (Abbott et al. 2007), (10) (Tay et al. 2018), (11) (Berthet-Rayne et al. 2018a), (12) (Kim et al. 2019), (13) (De Donno et al. 2013), (14) (Boškoski & Costamagna 2019), (15) (Eickhoff et al. 2007), (16) (Hwang & Kwon 2019), (17) (Suzuki et al. 2010)

Die folgende Tabelle 3.2 versteht sich als Übersicht über Systeme in der Entwicklung. Zusätzliche zusammenfassende Literaturquellen, die für die Inhalte der Tabellen herangezogen wurden, sind: Arkenbout et al. (2015); Desai et al. (2018); Khandalavala et al. (2020); Orekhov et al. (2018); Sheth & Koh (2019); Vitiello et al. (2013); Yeung & Gourlay (2012); Peters et al. (2018).

Tabelle 3.2: Flexible Assistenzsysteme und Multi-Tasking Plattformen aus dem Stand der Forschung mit ihren Eigenschaften und einem Überblick zum Entwicklungsstand

System / Institution	Außendurchmesser [mm]	Einmalprodukt	Verwendung von Standardinstrumenten	Modulare/anpassbare Systemstruktur	FDA Status	Klinische Tests	Quellen
MASTER (Nanyang Tech Univ, Singapur); kommerzialisiert als: EndoMaster, Singapur	12,6 (*D)	nein	*D	*I	n. a.	H	Desai et al. (2018); Low et al. (2006); Tay et al. (2018)
ViaCath (EndoVia Medical; gekauft von: Hansen Med., Nordwood, USA)	19	nein	nein	*I	n. a.	A	Abbott et al. (2007); Desai et al. (2018)
I ² Snake (Imperial College, London, GB)	16	n. a.	nein	nein	n. a.	B	Berthet-Rayne, et al. (2018a; 2018b)
K-FLEX (KAIST); kommerzialisiert als: EasyEndo, Korea	17	n. a.	nein	*I	n. a.	A	Hwang et al. (2014); Hwang & Kwon (2019); Kim et al. (2019)
ETH (Korea Advanced Institute of Science and Technology (KAIST))	18	n.a.	ja	nein	n.a.	B	Hwang et al. (2014); Hwang et al. (2020)
Anubiscope (Karl Storz, Tuttlingen, D)	18	nein	nein	*I	A	A,C,H	Patel et al. (2015); Arkenbout et al. (2015)
STRAS (Weiterentwickelt zu EASE System) (iCUBE, Strasbourg, France)	18/16	n. a.	nein	*I	n. a.	A	Desai et al. (2018); Mascagni et al. (2019); Zorn et al. (2018)
Scorpion Shaped Endoscopic Robot (Kyushu University, Fukuoka, Japan)	n. a.	nein	nein	nein	n. a.	A	Suzuki et al. (2010)
Incisionless Operating Platform (IOP) (USGI Medical, San Clemente, USA)	18	ja	ja	*I	A	H	Storm & Thompson (2017); Yeung & Gourlay (2012)
Cobra (USGI Medical, San Clemente, USA)	17	nein	nein	nein	A	A	Bardaro & Swanström (2006); Yeung & Gourlay (2012)
EndoSAMURAI (Olympus, Tokyo, Japan)	15/18	nein	n. a.	nein	n. a.	A	Fuchs & Breithaupt (2012)
DDES (Boston Scientific, Natick, USA)	16*22	nein	nein	*I	n. a.	A, H	Arkenbout et al. (2015); Santos & Hungness (2011)
R-Scope (Olympus, Tokyo, Japan)	14	nein	ja	*I	n. a.	H	Patel et al. (2015); Yeung & Gourlay (2012)
2.6 mm articulating device (Kyushu University, Fukuoka, Japan)	14* 16,8	nein	nein	*I	n.a.	A	Nakadate et al. (2015); Okamoto et al. (2019)
MIMED Snake-like robot (MiMed, TU München, Deutschland)	20,5	ja	ja	modular	-	A	Roppenecker (2017); Roppenecker et al. (2013)
Endotics (Endotics, Peccioli Italien)	17	ja	ja	*I	A	H	Boškoski & Costamagna (2019); Patel et al. (2015)
NeoGuide (Intuitive Surg, Mountain View, USA)	20	nein	ja	*I	A	H	Desai et al. (2018); Eickhoff et al. (2007)

B: Bench Test, C: Cadaver Studies, A: Animal Test, H: Human Trails; *I: Instrumente, *D: Dual Channel Endoskop,

Weitere interessante Ansätze in der Prototypenphase kommen aus den Bereichen der Soft Robotik oder rekonfigurierbaren Roboterkonzepten, die hier beispielhaft kurz aufgeführt werden sollen. Der Cyclops Manipulator besteht aus einer faltbaren Hüllstruktur, die um die Endoskopspitze angebracht wird. Die Struktur kann zu einem Schirm aufgespannt werden, in welchem sich über ein Netzwerk an Seilzügen Metallröhrchen, die als Arbeitskanal für endoskopische Instrumente genutzt werden können, steuern lassen (Vrieling et al. 2018). Der STIFF-FLOP Manipulator ist ein pneumatisch aktuierter Softroboter aus Silikon, der Granular Jamming Mechanismen nutzt, um die Steifigkeit zu variieren (Cianchetti et al. 2014). Wang et al. (2017) beschreiben einen Softroboterarm aus Silikon mit einem Arbeitskanal sowie einer Optik, der bereits in-vivo am Schwein für Ablationsbehandlung am Herzen getestet wurde. In Runciman et al. (2019) wird ein Überblick über Softroboter Ansätze mit potenziell medizinischem Bezug gegeben. Die Miniaturized-Robotic-Plattform ist ein rekonfigurierbares System, bestehend aus Einzelsegmenten mit variablen Funktionen (z.B. Vision, Manipulation, Schneiden), die einzeln in eine Kavität eingebracht und im Inneren montiert werden. Durch einen Magneten außerhalb wird das System positioniert (Tortora et al. 2014). Gafford et al. (2016) beschreiben die Entwicklung eines Low-Cost Snap-On Mechanismus für flexible Standardendoskope zur robotischen Steuerung des endoskopischen Instruments. Kume et al. (2019) beschreiben ein Funktionsmuster für eine endoskopische Plattform mit mehreren aktuierbaren Instrumenten. Einen rein mechanischen Ansatz zur Instrumentensteuerung, der sogar Follow-the-Leader Bewegungsabfolgen ermöglicht, wird von Henselmans et al. (2019) beschrieben.

Die flexiblen Assistenzsysteme und robotischen Plattformen, die beispielsweise gastroenterologische und NOTES Eingriffe adressieren, zeichnen sich typischerweise durch einen flexiblen Schaft aus und können als sogenannte Snake-like Manipulatoren charakterisiert werden. Diese sind häufig als Kontinuumsroboter oder hyperredundante Kinematikstrukturen entworfen (Burgner-Kahrs et al. 2015). Bei den Systemen in Tabelle 3.2 werden auch die Armkinematiken hauptsächlich über redundante Gelenkketten realisiert. Lediglich das MASTER System weist ein einzelnes Ellenbogengelenk sowie zwei hintereinandergeschaltete Gelenke für die Schulter des Roboterarms auf. Das System wurde an der Nanyang Technological University (Singapur) in der Gruppe um Prof. Louis Phee zusammen mit Prof. Ho Khak (National University of Singapore, Singapur) entwickelt und wird derzeit als Produkt der Firma EndoMaster (Singapur) klinisch erprobt (GOV 2020b). Zudem liegt beim R-Scope (Olympus, Tokyo, Japan) ein diskreter Freiheitsgrad für das Abwinkeln des Instruments vor. Systeme wie die iSnake des Imperial College London (UK) der Gruppe um Prof. Guang-Zhong Yang (jetzt am Institute of Medical Robotics, Shanghai Jiao Tong University, China) oder die Endoskopsysteme bieten zwar die Möglichkeit, universelles endoskopisches Standardinstrumentarium in den Arbeitskanälen zu verwenden, im Zuge der Literaturrecherche konnte jedoch für keines der Systeme eine Möglichkeit zur Anpassung der Systemhardware entsprechend des individuellen spezifischen Einsatzes als Systemeigenschaft gefunden werden.

3.6 Stand der Forschung am Lehrstuhl MiMed (TU München)

Der Stand der Forschung am Lehrstuhl MiMed (TU München, Deutschland) bezüglich des selektiv lasergesinterten Snake-like Manipulators basiert im Wesentlichen auf der Dissertationsarbeit von Dr. Daniel Roppenecker. In dieser Arbeit konnte grundlegend die Herstellbarkeit und Anwendbarkeit eines additiv gefertigten modularen, rein mechanischen Manipulators gezeigt und im in-vivo Tierversuch nachgewiesen werden (Roppenecker 2017). Neben dem Konzept eines additiv gefertigten Manipulators (Roppenecker et al. 2013; Traeger et al. 2014) wurden SLS-fertigbare Kinematikstrukturen und mechanische Elemente prinzipiell untersucht (Roppenecker et al. 2013; Traeger et al. 2012) und ein Manipulatordesign für ein selektiv lasergesintertes modulares Robotersystem vorgestellt (Roppenecker et al. 2012). Außerdem erfolgte eine in-vivo Evaluation des rein mechanischen Bedienkonzepts im Tierversuch (Zizer et al. 2016). Roppenecker (2017) beschreibt eine selektiv lasergesinterte modulare Manipulatorstruktur mit mechanischem Bedienkonzept. Das System wurde mit flexiblem Schaft für ein Standard-Gastroskop (Ø10 mm) sowie einem starren Standardschaft für eine HNO-Anwendung umgesetzt. Eine erste elektrische Aktuierung wurde in Traeger et al. (2014) für eine spezifische endoskopische Manipulatorvariante umgesetzt und die Eigenschaften des Systems wurden von rein technischer Seite verifiziert. Diese Vorarbeiten dienen auch als Grundlage für die in dieser Arbeit weiterführend erforschten Prinzipien zum automatisierten Entwurf von SLS-gefertigten Manipulatorstrukturen für die minimalinvasive Chirurgie.

Neben der im Zuge der vorliegenden Dissertation vorgestellten Ansätze zum automatisierten Entwurf von monolithischen Manipulatorstrukturen (Krieger et al. 2016b, 2017b; a, 2018, 2019) wurde ein am Lehrstuhl MiMed entwickeltes Konzept für ein dreiarmliges, laparoskopisches, rein mechanisches Manipulatorsystem, welches die zusätzliche Führung einer laparoskopischen Drop-In Ultraschallsonde ermöglichen soll, vorgestellt (Krieger et al. 2016; Brecht et al. 2016; Brecht et al. 2019).

3.7 Additive Fertigung in der Medizintechnik

Die additive Fertigung, allgemein bekannt als 3D Druck oder auch als generative Fertigung bezeichnet, findet zunehmend Zugang in Anwendungen in der Medizintechnik. Die additive Fertigung zeichnet sich aus durch eine hohe Designfreiheit bei der geometrischen Gestaltung von Bauteilen sowie der Möglichkeit, individualisierte Komponenten in kleinsten Stückzahlen bis hin zu einer Losgröße von eins, kosteneffizient fertigen zu können. Diese charakteristischen Eigenschaften bedingen die besondere Eignung für Teile mit komplexen Geometrien sowie patientenspezifischen Anwendungen (Breuninger et al. 2013). Es soll im Folgenden ein grober Überblick über heutige Anwendungen von additiver Fertigung in der Medizintechnik gegeben werden.

Anwendungsgebiete für die additive Fertigung in der Medizin respektive Medizintechnik stellen z.B. Modelle zur präoperativen Planung, Trainingsmodelle, Implantate und Prothesen, chirurgisches Instrumentarium, Assistenzsysteme sowie Labor und Testequipment dar. Zudem ist das Bioprinting als eigenes Feld zu nennen, auf welches aber im Zuge dieser Arbeit nicht tiefgründiger eingegangen werden soll. Auf dem Markt stehen heute eine Vielzahl an additiven Fertigungsverfahren mit einem breiten Materialspektrum zur Verfügung. Die Verfahren können nach der Art des zum Druck verwendeten Materials klassifiziert werden. Dabei unterscheidet man im Wesentlichen zwischen Prozessen mit geschmolzenen, flüssigen oder pulverförmigen Druckmaterialien. Fertigungsverfahren auf Basis von geschmolzenen Druckmaterialien finden wegen der guten Verfügbarkeit von biokompatiblen Materialien heute beispielsweise schon Verwendung bei der Herstellung von Implantaten für die Osteosynthese (z.B. Kraniaum, Mund-

Kiefer-Gesicht Chirurgie oder Cages in der Wirbelsäulenchirurgie). Verfahren mit flüssigen Ausgangsmaterialien weisen hohe Fertigungsgenauigkeiten auf, was sie beispielsweise für Anwendungen in der Zahntechnik (individuellen Bohrschablonen, Bisschienen und Aligner) sowie zur Herstellung von Hörgerätekomponenten prädestiniert. Pulverbasierte Verfahren zeichnen sich durch eine gute Genauigkeit in Kombination mit hervorragenden mechanischen Eigenschaften der gedruckten Bauteile aus und werden bisher beispielsweise bei individualisierten Orthesen und Bohrschablonen in der Orthopädie und MKG-Chirurgie verwendet (Breuninger et al. 2013; Lachmayer et al. 2020; Yan et al. 2018). Als etablierte Anwendungen von pulverbasierten metallischen Verfahren in der Medizin können zudem beispielhaft Dentalkronen und Brücken und Titanimplantate genannt werden. Additive Fertigungsverfahren für Kunststoffe, die derzeit im Bereich der Medizintechnik zum Einsatz kommen, sind hauptsächlich das selektive Lasersintern (SLS), die Stereolithographie (SLA), Multi-JetModeling (MJM) und Fused Filament Fabrication (FFF), auch bekannt unter dem Markennamen Fused Deposition Modeling (FDM). Für metallische Werkstoffe (z.B. Titan, Edelstahl) wird selektives Laserschmelzen (SLM) angewendet (Culmone et al. 2019; Lachmayer et al. 2020).

In Bezug auf diese Arbeit ist die additive Fertigung von Assistenzsystemen und Instrumenten für die Chirurgie und dabei speziell selektives Lasersintern (SLS) als Fertigungsverfahren von besonderer Bedeutung. In Culmone et al. (2019) wird ein zusammenfassender Überblick über den Stand der Forschung in Bezug auf additiv gefertigtes diagnostisches und chirurgisches Instrumentarium aufgezeigt. Bezüglich der Herstellung von Standardinstrumentarium wird dabei zwischen konventionellem und unkonventionellem Design unterschieden. Unter konventionellem Design werden Systeme oder Instrumente zusammengefasst, die zwar additiv hergestellt werden, deren Geometrien jedoch identisch oder nur leicht abgeändert zu konventionell gefertigten Varianten sind. Als Systeme oder Instrumente mit unkonventionellem Design werden in diesem Zusammenhang komplexere Systeme beschrieben, deren Strukturen spezifisch an Applikationen oder hinsichtlich der Gestaltungsfreiheiten additiver Fertigungsverfahren (z.B. monolithisches Design, Funktionsintegration, Topologieoptimierung, etc.) angepasst sind und unter Umständen auch nur noch mittels additiver Fertigungsverfahren überhaupt herstellbar sind. Beispiele für unkonventionelle Designs mit spezifischer Funktionalität oder für allgemeinere Anwendungszwecke können hierbei chirurgische Instrumente oder Manipulatoren darstellen. Als Beispiele für additiv gefertigte Roboterstrukturen können an dieser Stelle Realisierungen von Concentric-Tube Robotern (Amanov et al. 2015; Morimoto & Okamura 2016; Oliver-Butler et al. 2017), Softroboter Anwendungen (Gul et al. 2018; Kim et al. 2015; Rus & Tolley 2015; Umedachi et al. 2013), ein Instrument mit schwenkbarem Kopf (Seneci et al. 2017) sowie Snake-like Manipulatoren aus Kunststoff (Kim et al. 2020; Mintenbeck et al. 2014; Yoshimitsu et al. 2014) genannt werden. In Desai et al. (2019) wird zudem das Thema von additiv gefertigten Robotern für chirurgische Anwendungsfelder aufgegriffen und Beispiele von ersten Funktionsmustern aus der Forschung werden vorgestellt.

Speziell mittels SLS hergestellte Systeme sind die Concentric-Tube Roboter von Morimoto & Okamura (2016), der als monolithischer nachgiebiger Mechanismus entworfene HNO-Roboter von Entfellner et al. (2014), ein spiralförmiger monolithisch gefertigter Kameraarm Horst (2015) sowie der Hand-Rehabilitationsroboter von Hein et al. (2017), dessen kinematische und mechanische Struktur auf Teilergebnissen dieser Dissertation basiert. Die Arbeiten fokussieren sich auf die Verwendung von SLS zur Fertigung der spezifischen Roboterstrukturen. Die Materialeigenschaften werden dabei nicht grundlegend untersucht.

3.7.1 Selektives Lasersintern (SLS)

Das selektive Lasersintern (SLS), welches für diese Arbeit für die Herstellung von Manipulatorstrukturen genutzt werden soll, stellt eines der am weitesten industriell verbreiteten additiven Fertigungsverfahren dar. Bei dem pulverbasierten Verfahren müssen die Bauteile zwar nachträglich aus dem Pulverbett entnommen und vom Restpulver befreit werden, jedoch werden die Bauteile während des Fertigungsprozesses vom umliegenden, nicht geschmolzenen Pulver gestützt, weshalb auf zusätzliche Stützstrukturen verzichtet werden kann. Dadurch ist eine hohe Gestaltungsfreiheit gegeben. Das Verfahren ermöglicht die Verarbeitung von thermoplastischen Kunststoffen wie Polyamid (PA), Polystyrol (PS) und Polyether Ketone (PEK), Polyetheretherketon (PEEK) oder thermoplastischem Polyurethan (TPU). Eine Reinigung der Bauteile mittels Trockeneisstrahlens ermöglicht die Pulverentfernung ohne das Einbringen von Fremdpartikeln wie beispielsweise beim Sandstrahlen mit Glasperlen. SLS gefertigte Teile weisen typischerweise eine raue Oberfläche auf, bedingt durch die Korngröße des Pulvermaterials (durchschnittlicher Pulverkorndurchmesser ca. 60 µm). Durch Nachbearbeitungsschritte (Post-Processing) können die Oberflächeneigenschaften nachträglich beeinflusst werden. Hier stehen beispielsweise mechanische, chemische und physikalische Nachbearbeitungsverfahren zur Verfügung (Breuninger et al. 2013).

Das im Zuge dieser Arbeit verwendete Material Polyamid 12 steht als biokompatibles nach DIN EN ISO 10993 zertifiziertes Pulvermaterial zur Verfügung (PA2200, EOS, Krailling, Deutschland). Dies begünstigt eine potenzielle Fertigung von biokompatiblen Medizinprodukten. In dieser Arbeit wird eine EOS Formiga P100 (EOS, Krailling, Deutschland) zur Fertigung der Bauteile und Probekörper mit einer Schichthöhe in z-Richtung von 100 µm verwendet. Die Genauigkeit in der x-y-Ebene liegt bei 50 µm und der Laserfokusdurchmesser bei ca. 450 µm.

Materialeigenschaften für SLS gefertigte Bauteile werden durch den Hersteller für Normprobekörper, welche Dicken größer 1 mm aufweisen, zur Verfügung gestellt. In der Literatur sind hauptsächlich mechanische Untersuchungen für Wandstärken größer 1 mm bekannt. In Coy et al. (2013) wurden bei der experimentellen Bestimmung des Biege-E-Moduls für SLS gefertigte Plattenprobekörper auch Wandstärken von 0,5 mm und 1,0 mm untersucht. Die Sterilisierbarkeit von SLS gefertigten Bauteilen wurde beispielsweise von Haerst et al. (2015) hinsichtlich einer mehrfachen Aufbereitung untersucht.

Einschub zu regulatorischen Randbedingungen bezüglich additiv gefertigter Medizinprodukte

Die Herstellung von additiv gefertigten Medizinprodukten wird bislang bei der behördlichen Zulassung durch Medizinproduktegesetz (MPG) bzw. Medical Device Regulation (MDR) in der EU und Food and Drug Administration (FDA) in den USA nicht gesondert behandelt. Die FDA veröffentlichte im Dezember 2017 einen unverbindlichen Leitfaden („*Technical Considerations for Additive Manufactured Devices*“) für die Anwendung von 3D Druck in der Medizintechnik. Speziell für additiv gefertigte Medizinprodukte mit hohem Individualisierungsgrad ist von besonderem Interesse, wie die Sonderanfertigungs-Klausel in Anhang XIII der MDR gehandhabt werden wird, da für Sonderanfertigungen nach Anhang XIII nicht zwingend eine CE-Zertifizierung vorgesehen ist.

3.8 Automatisierter Entwurf von Manipulatoren und Robotern

Ansätze zum automatisierten Entwurf, besonders im Hinblick auf robotische Systeme, sollen im Folgenden kurz vorgestellt werden. Mit automatisiertem Entwurf und Computer-Automated Design werden Erweiterungen des Computer-Aided Designs (CAD) für ein breites Anwendungsspektrum beschrieben (Chen et al. 2018; Hornby et al. 2003). Zudem hat sich der Begriff des Computational Designs etabliert, der in seiner Herkunft engen Bezug zur Architektur hat (Gero & Sudweeks 1992). Unter den Überbegriff des Computational Designs bzw. Design Computing fallen heute zahlreiche Forschungsbereiche, wie beispielsweise Automated Design, Computer-Aided Design, Artificial Intelligence in Design, Expert-and-Knowledge-based Systems, um eine grobe Einordnung zu geben. Die Anwendungsfelder sind dabei sehr vielfältig (z.B. Ökonomie, Musik, Technik, Biologie, Medizin, etc.) (Menges & Soleimani 2011). Bezüglich technischer Disziplinen liegen sie unter anderem in der Architektur, Elektrotechnik, im Produktdesign, aber auch im Bereich Maschinenbau. Wissensbasierte Systeme (Knowledge-based Systems oder Knowledge Engineering) versuchen Fachwissen aus Lehr- und Konstruktionshandbüchern gemeinsam mit Expertenwissen in Konstruktionsalgorithmen zu implementieren, um auf diese Weise Entwurfsprozesse vereinfachen, beschleunigen oder automatisieren zu können. Es werden außerdem die Begriffe parametrischer Entwurf (Parametric Design) und automatisierter Entwurf verwendet. Parametrischer Entwurf ist ein auf Algorithmen basierender Entwurf, der die Festlegung von Parametern und Regeln ermöglicht, die die Beziehung zwischen Entwurfsabsicht und Entwurfsantwort definieren (Woodbury et al. 2010). Weiterführend bezeichnet die generative Gestaltung (Generative Design) iterative regelbasierte Entwurfsmethoden.

Beispiele aus der Forschung für den automatisierten Entwurf von Mechanismen und Robotersystemen, die eine Herstellung mittels additiver Fertigungsverfahren vorsehen, sollen im Folgenden aufgezeigt werden. Diesbezüglich beschreiben Lipson & Pollack (2000) einen automatisierten Roboterentwurf auf Basis von skalierbaren Basisbausteinen. Die automatisch entworfenen Systeme werden additiv gefertigt. Fischer (2010) beschreibt die Entwicklung anwendungsspezifischer, serieller Kinematiken auf Basis von vorgegebenen Randbedingungen und eines Baukastens additiv gefertigter Gelenkmodule. Hiller & Lipson (2012) beschreiben ein automatisiertes Verfahren für den Entwurf von Softrobotern aus Hart-Weich-Materialkombinationen. Lueth & Irlinger (2013) beschreiben ein Verfahren, mit welchem ebene Mechanismen bzw. Viergelenke automatisiert entworfen und als Oberflächenmodelle generiert werden können. Burgner-Kahrs et al. (2013) beschreiben den automatisierten Entwurf von Concentric-Tube Robotern unter Vorgabe von volumetrischen Zielgrößen und deren additive Fertigung als patientenindividuelle Kontinuumsroboter (Amanov et al. 2015). Der Entwurf patientenindividueller Concentric-Tube Roboter auf Basis von Pfadplanungsalgorithmen wird von Morimoto & Okamura (2016) beschrieben. Niiyama et al. (2015) beschreiben einfache Softroboterstrukturen auf Basis von 2D Konturen, die mit pneumatischen Aktuierungselementen automatisiert entworfen werden. Megaro et al. (2017) beschreiben den automatisierten Entwurf von nachgiebigen Mechanismen, Desai et al. (2018) einen automatisierten und montagegerechten Entwurf von elektromechanischen Geräten wie z.B. einfachen Robotersystemen.

4. Defizite am Stand der Technik

Das Manipulieren von Instrumentarium über kleinste Zugangswege stellt die grundsätzliche Herausforderung bei minimalinvasiven chirurgischen Eingriffen dar und bedingt die medizinischen und technischen Problemstellungen. Im Folgenden sollen Nachteile erläutert werden, die bei konventionellen MIC Eingriffen mit dem nach heutigem Stand der Technik verfügbaren Instrumentarium auftreten. Anhand der identifizierten Defizite an bestehenden technischen Lösungen können in den folgenden Kapiteln die Lösungsansätze für das in dieser Arbeit beschriebene System abgeleitet werden.

4.1 Defizite bei therapeutischen endoskopischen Operationen mit flexiblem Instrumentarium

Es fehlt an Instrumentenkombinationen, die über einen kleinstmöglichen gemeinsamen Zugang eingeführt und am Operationssitus unabhängig voneinander bi-manuell und stabil bewegt werden können.

Eingeschränkte Relativbewegung zwischen Instrumenten und Optik

- Bei Standard-Gastroskopen und Koloskopen als auch Zystoskopen sind die Arbeitskanäle parallel zum flexiblen Schaft des Endoskops geführt. Eine Bewegung der Instrumente relativ zum Endoskop ist lediglich entlang des Arbeitskanals (vorschieben und zurückziehen) möglich (siehe Abbildung 4.1). Zudem kann das Instrument durch eine Drehung des Instrumentenschafts am Eingang des Arbeitskanals am Endoskophandgriff um seine eigene Achse rotiert werden. An der Endoskopspitze tritt das Instrument aus dem Arbeitskanal aus. Daraus resultiert, dass die **Instrumentenspitze** bzw. der Endeffektor des endoskopischen Instruments **lediglich translatorisch relativ zur Optik**, die an der Endoskopspitze sitzt, **bewegt** werden kann. Die Orientierung der Instrumentenspitze zur Optik kann durch die Drehung um die eigene Achse ausgerichtet werden. Ein **seitliches Anstellen der Instrumente** relativ zur Optik, was in diesem Zusammenhang auch als Triangulation bezeichnet wird, ist mit dem konventionellen Instrumentarium **nicht möglich** (Lupu et al. 2018; Patel et al. 2015; Rattner & Kalloo 2006).

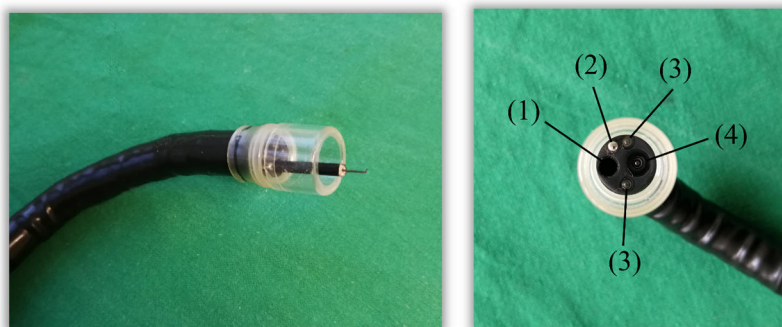


Abbildung 4.1: Gastroskop mit aufgesetzter Abstandshülse aus Silikon und parallel zur optischen Achse geführtem HF-Instrument; (1) Arbeitskanal, (2) Spül- und Saugkanal, (3) Lichtleiter, (4) Optik

Bei der Ausführung von Schneidbewegungen mit einem Inzisionsmesser, wie beispielsweise bei einer endoskopischen Submukosadissektion (ESD), wird die Bewegung des im Instrumentenkanal geführten Schneidmessers durch die Bewegung des Endoskops initiiert (Kähler et al. 2016, S. 19). Es werden also **Optik und Instrument gleichzeitig bewegt**, wodurch sich der Blickwinkel auf die Läsion während der Schneidbewegung

verändert. Aufgrund der eingeschränkten Möglichkeiten zur Instrumentenmanipulation im Körperinneren werden endoskopische Resektionsverfahren wie die ESD oder TURBT mit flexiblem Instrumentarium je nach Lokalisation als **anspruchsvolle Eingriffe** eingestuft (Ladame & Chang 2019, S. 258; Naselli & Puppo 2017, S. 20-22; Probst et al. 2018, S. 309; Struck et al. 2018, S. 667). Bei der ESD resultiert dies in einem **erhöhten Zeitaufwand** (Probst et al. 2018, S. 309; Yang & Seo 2019, S. 299) und einer **flachen Lernkurve** (Probst et al. 2018, S. 309). Als entscheidender Unterschied und Nachteil zu verwandten MIC Applikationen wird der **fehlende zweite steuerbare Arm** bei therapeutischen endoskopischen Eingriffen mit Standardinstrumentarium genannt (Yang & Seo 2019, S. 299). Bei TURBT Eingriffen führen unvollständige Resektionen bedingt durch Limitationen des Standardinstrumentariums, den Fertigkeiten des Chirurgen sowie der Lokalisation des Tumors zu Rezidivoperationen (Herrmann et al. 2017).

- Auch bei der Verwendung von Dual-Channel Endoskopen, die im allgemeinen Klinikalltag auch nicht immer zur Verfügung stehen, lassen sich die **Instrumente lediglich parallel zueinander translatorisch bewegen** (Spaun et al. 2009). Dies gilt auch bei der Verwendung eines zusätzlichen Arbeitskanals wie beispielsweise beim AWC System (Ovesco, Tübingen, Deutschland).

Eingeschränkte Kraftübertragung auf das zu operierende Gewebe

- Die gezielte Kraftübertragung von außerhalb zu den Endeffektoren im Körperinneren stellt eine entscheidende Herausforderung bei flexiblem endoskopischem Instrumentarium dar. Einerseits ermöglichen die flexiblen Endoskope den Zugang über natürliche Körperöffnungen und komplexe Zugangswege, andererseits wird die **Kraftübertragung auf das zu operierende Gewebe erschwert** (Arkenbout et al. 2015, S. 1282; Loeve et al. 2010).

Unergonomische Bedienung von flexiblen Endoskopen

- Für die Durchführung einer ESD werden **üblicherweise zwei Assistenzen** für die Instrumentenbedienung sowie die sichere Führung der Analgosedierung benötigt (Kähler et al. 2016, S. 16; Kakushima & Fujishiro 2008, S. 2963) Typischerweise übernimmt der operierende Arzt die Steuerung des Endoskops, während die Assistenz das Instrument bedient. Eine autonome Bedienung des Instrumentariums durch den operierenden Arzt ist standardmäßig vorgesehen.
- Die **Bedienung von flexiblen Gastroskopen** mittels der zwei Steuerrädchen am Handgriff sowie das Greifen und Bewegen des Schafts wird zudem als **uneronomisch und nicht intuitiv** beurteilt, was zu Muskelverletzungen führen kann (Shergill & Harris Adamson 2019, S. 969).

Eingeschränkte Zugangswege

- Mit dem Flex System (Medrobotics, Raynham, USA) ist neuerdings ein flexibles robotisches System auf dem Markt. Dieses ist aber aufgrund des großen Durchmessers und der beschränkten Länge hinsichtlich des Zugangswegs stark eingeschränkt und lediglich für transanale Eingriffe im Rektum und Eingriffe im Rachen zugelassen.

4.2 Defizite bei laparoskopischen SILS Operationen mit starrem Instrumentarium

Eingeschränkte und nicht intuitive Instrumentenbewegung

- Durch das Einführen aller Instrumente über einen Zugang ergeben sich bei SILS Eingriffen ergonomische Herausforderungen, da die **allgemeine Bewegungsfreiheit eingeschränkt** ist. Die Instrumente wie auch das OP-Team stehen viel näher zueinander positioniert als bei konventionellen laparoskopischen Eingriffen. Die enge Positionierung der Instrumente und der Optik zueinander („*crowding*“) führt leicht zur Behinderung der Instrumentengriffe untereinander („*clashing*“). Dasselbe gilt für die Operateure untereinander. Durch den einzelnen Zugang können Instrumente und Optik nicht wie bei der konventionellen Laparoskopie um das Operationsgebiet herum platziert werden (Triangulationsprinzip). Die parallele Instrumentenführung bei SILS hat eine erhöhte Interaktion zwischen Instrumenten und Optik zur Folge („*sword-fighting*“). Neben dem „Fulcrum Effekt“, bei dem die Handbewegung invertiert zur Bewegung der Instrumentenspitze ist, kommt es bei SILS unter Umständen zur „Instrumentenspiegelung“, sodass die linke Hand das rechts im Bild visualisierte Instrument steuert. Aus den **anspruchsvollen ergonomischen Randbedingungen** resultiert eine **flache Lernkurve für SILS Techniken** (Keck & Germer 2017, S. 17; Keller 2018, S. 29-30; Ladame & Chang 2019, S. 251). Als häufiger Zugangsweg wird der Nabel gewählt (Keck & Germer 2017, S. 14).

4.3 Defizite bei endoskopischen Operationen mit starrem Instrumentarium

Eingeschränkte Erreichbarkeit

- Bei Resektionen in der Blase aus dem Bereich der Urologie oder bei Stirnhöhlenoperationen in der HNO-Chirurgie wird die Tumorlokalisierung häufig als Limitation für minimalinvasive Eingriffe genannt (Conger et al. 2014, S. 159; Struck et al. 2018, S. 667).

4.4 Defizite aus medizintechnischer Sicht

Anpassbarkeit und Individualisierung von Assistenzsystemen

- Die Anpassbarkeit der Systeme an variierende Randbedingungen (z.B. individuelle Patientenanatomien oder Eingriffstypen), wie sie beispielsweise von Kazanzides et al. (2008) als charakteristische Anforderung beschrieben wurde, wird von bestehenden Systemen kaum adressiert. Besonders Anpassungen der Hardware sind, abgesehen von einigen Systemen, die die Verwendung variabler Standardinstrumente vorsehen, nicht in bisherigen Konzepten aus dem Stand der Technik und Forschung umgesetzt. Es steht derzeit nach bestem Wissen und Gewissen kein individualisierbares Manipulatorsystem für die minimalinvasive Chirurgie zur Verfügung, das es erlaubt, die Systemeigenschaften und Dimensionen der physischen Manipulatorstruktur an beispielsweise patientenindividuelle Anatomien (Zugangswege, Operationssitus, Tumorgröße, Lokalisation) oder operationsspezifische Randbedingungen anzupassen.

Fertigungstechnische Herausforderungen

- Hinsichtlich der Fertigung von individualisierten Instrumenten ist additive Fertigung als Herstellungsverfahren von besonderer Bedeutung. Diesbezüglich wurde die Herstellung von dünnwandigen funktionellen Strukturen, wie sie beispielsweise als Festkörpergelenke in Mechanismen oder Manipulatorstrukturen genutzt werden können, noch nicht umfänglich auf eine Eignung für medizinische Anwendungen untersucht. Speziell für das selektive Lasersintern sind Materialkennwerte für Wandstärken kleiner 1 mm kaum vorhanden.

5. Eigener Ansatz

Im folgenden Kapitel werden die Aufgabenstellung für die vorliegende Arbeit sowie die erwarteten Vorteile für die im Rahmen dieser Arbeit auf Basis des entwickelten Entwurfsprozesses realisierten Systeme beschrieben.

5.1 Aufgabenstellung

Das Ziel dieser Arbeit ist die Implementierung eines automatisierten Entwurfsprozesses für individualisierbare Einweg-Manipulatorstrukturen für den Einsatz in der minimalinvasiven Chirurgie. Es soll möglich sein, anwendungsspezifische monolithische Manipulatoren mit der Entwurfssoftware, unter Berücksichtigung der additiven Fertigung der Systemstrukturen, schnell zu entwerfen und unmittelbar mittels selektivem Lasersintern herzustellen. Im Speziellen sollen Lösungen für die folgenden Teilaufgaben erarbeitet werden, um die Nachteile am Stand der Technik zu verbessern und/oder zu lösen:

- Der automatisierte Entwurfsprozess soll es ermöglichen, **anwendungsspezifische Manipulatorstrukturen** zu erzeugen, die **patientenindividuell** (z.B. Anpassung des Arbeitsraums der Manipulatorarme an die Anatomie oder den Befund des Patienten, Dimensionierung des Systems und Spezifikation der Manipulatorkinematik anhand anatomischer Randbedingungen etc.), an die Anforderungen und Wünsche des **operierenden Arztes** (z.B. Adaption des Systems an die bevorzugt verwendeten Standardinstrumente, beliebige Spezifikation der Anzahl und des Arbeitsraums der Manipulatorarme, Verwendung elektrischer oder rein mechanischer Bedienkonzepte etc.) sowie **an den spezifischen Eingriffstyp** (z.B. flexible, starre, gezielt auslenkbare oder versteifbare Schaftstrukturen, Skalierung der Systeme, Anpassung der Bedienelemente etc.) **angepasst** werden können.
- Hierfür sollen **funktionelle Manipulatorstrukturen** und **intuitive Bedienkonzepte** entwickelt und realisiert werden. Die Manipulatoren sollen die Aktuierung von endoskopischem Standardinstrumentarium und möglichst eine **bimanuelle Instrumentenmanipulation** bei minimalinvasiven Eingriffen ermöglichen.
- Die Systeme werden als **Einweg-Systeme** konzipiert. Die Strukturen sollen daher eine gute **Anpassbarkeit** und **Skalierbarkeit** an variierende Anwendungsrandbedingungen und eine **einfache Montage** gewährleisten, um so die Vorteile der additiven Fertigung optimal nutzen zu können. Die Generierung der individualisierten Strukturen erfolgt als Oberflächenmodell im STL-Format, welches die Standardschnittstelle zu den gängigen additiven Fertigungsverfahren darstellt. Die Fertigung der Manipulatoren erfolgt mittels selektivem Lasersintern mit biokompatiblen Polyamid 12. Diesbezüglich sollen die Herstellungsgrenzen identifiziert sowie die mechanischen Eigenschaften der Strukturen untersucht werden.
- Es sollen **Systemvarianten** mit verschiedenen charakteristischen Eigenschaften entworfen, hergestellt und gemeinsam mit den klinischen Partnern **evaluiert** werden.

Diese Arbeit baut auf der Vorarbeit zu einem additiv gefertigten endoskopischen Manipulator von Daniel Roppenecker auf (Roppenecker 2017; Roppenecker et al. 2012).

5.2 Abgrenzung

Im Kapitel 2.4.1 wird bereits die Abgrenzung der im Zuge dieser Arbeit erforschten Inhalte hinsichtlich dem Entwurf von additiv gefertigten Assistenzsystemen für die minimalinvasive Chirurgie beschrieben. Zusätzlich sollen im Folgenden die technischen Komponenten beschrieben werden, die in Kombination mit den Manipulatorsystemen eingesetzt werden, jedoch nicht im Rahmen dieser Arbeit entwickelt worden sind:

- **Endoskope:** Minimalinvasive Eingriffe erfolgen typischerweise unter endoskopischer Sicht, wobei flexible (z.B. Gastroenterologie) oder starre Endoskope (z.B. Laparoskopie oder HNO-Chirurgie) zum Einsatz kommen (siehe Kapitel 3). Auch der Einsatz der Manipulatorsysteme erfolgt unter endoskopischer Sicht, wobei typischerweise ein flexibles bzw. ein starres Endoskop in der Schaftstruktur des Systems eingeführt ist und so die Gesamtstruktur ausrichten kann. Die Endoskope dienen dabei neben der Positionierung des Systems entweder rein als Optik oder können, wie z.B. beim Einsatz von flexiblen Gastroskopen, in ihrer ursprünglichen Funktion in Kombination mit dem Manipulatorsystem bedient werden.
- **Instrumente:** Die entwickelten Manipulatoren sind als Assistenzsysteme für die minimalinvasive Chirurgie vorgesehen, die in Kombination mit endoskopischen Standardinstrumenten eingesetzt werden. Typischerweise werden flexible endoskopische Instrumente in den Arbeitskanälen der Manipulatorarme geführt und über diese im Arbeitsraum gesteuert. Verwendet werden flexible Instrumente, die standardmäßig bei gastroenterologischen, mikrochirurgischen oder HNO Eingriffen zum Einsatz kommen (z.B. Fasszangen, HF-Messer, Injektionsnadeln etc.) und in verschiedenen Produktvarianten auf dem Markt zur Verfügung stehen.
- **Fixierungen und Haltearme:** Um die Manipulatorsysteme außerhalb des Patienten zu fixieren und zu positionieren können Standardhaltesysteme aus dem klinischen Alltag verwendet werden, um beispielsweise das Endstück einer Manipulatorstruktur zu fixieren. Beim Einsatz von Gastroskopen können vom Operateur zusätzlich Fixiersysteme wie ein Haltegürtel genutzt werden, um das Gastroskop vor der Hüfte zu positionieren und somit die Möglichkeit zu haben, ein Manipulatorsystem beidhändig zu bedienen.

5.3 Erwartete Vorteile der Systeme

Durch den in dieser Arbeit zu entwickelnden automatisierten Entwurfsprozess für monolithische Manipulatorsysteme für die minimalinvasive Chirurgie werden die folgenden Vorteile im Vergleich zum Stand der Technik erwartet:

Durch den Entwurf von **individualisierten Manipulatoren** als Assistenzsysteme für die MIC wird es möglich, den operierenden Arzt anwendungsspezifisch während des operativen Eingriffes zu unterstützen und so die Operationszeit zu verkürzen. Durch die Möglichkeit der individuellen Anpassung der Systeme an variierende Randbedingungen bei MIC Eingriffen, kann das **Anwendungsspektrum** für Manipulatorsysteme **bei minimalinvasiven Eingriffen erweitert** werden. Durch den Einsatz neuartiger Assistenzsysteme mit variablen Systemeigenschaften können möglicherweise Operationsabläufe verbessert und/oder neue effizientere Eingriffe ermöglicht werden.

Zudem ermöglicht der Entwurf individualisierter Manipulatorsysteme die **schnelle Realisierung von neuartigen Systemvarianten**, z.B. auf Basis von spezifisch an die Anwendung bzw. den Bedarf angepassten Konzepten für die Integration in den OP Workflow (z.B. autonomes bimanuelles Arbeiten oder Unterstützungssystem für die Endoskopieassistenz; robotische oder rein mechanische Systeme). Neuartige Systemvarianten können kurzfristig entworfen, hergestellt und hinsichtlich der geplanten Anwendung erprobt und optimiert werden.

Durch die monolithische kinematische Grundstruktur der Manipulatoren in Kombination mit der additiven Fertigung der Systeme, welche die kosteneffiziente Fertigung von Einzelstücken mit komplexen Geometrien ermöglicht, können **patientenindividualisierte Einweg-Manipulatoren** realisiert werden. Nach dem Einsatz ist keine Aufbereitung der Systeme nötig.

6. Konzept und Systementwurf

6.1 Lösungsstruktur: Automatisierter Entwurf monolithischer Manipulatoren

Das Grundkonzept für die automatisiert entworfenen Manipulatoren basiert auf Festkörpergelenkstrukturen mit innenliegenden Arbeitskanälen, die die Manipulation von flexiblem Standardinstrumentarium bzw. Endoskopen oder Optiken ermöglichen. Die entworfenen Strukturen stellen somit prinzipiell steuerbare Instrumentenkanäle dar. Die Manipulatorstrukturen werden als monolithische Festkörpergelenkstrukturen entworfen und ausgelegt, wodurch die gesamte Manipulatorstruktur als ein Bauteil mittels additiver Fertigung hergestellt werden kann.

Die Gesamtstruktur der Manipulatoren stellt eine Festkörpergelenkkette dar, die aus einer Aneinanderreihung von abwechselnd einem Festkörpergelenk sowie einem starren Zwischenelement besteht. Durch die starren Zwischenelemente wird die Außenkontur und Form der Gesamtstruktur bestimmt. Die Festkörpergelenke sind gezielte Materialverjüngungen in der Gesamtstruktur, aus denen eine Flexibilität der Struktur in den jeweils dünnsten Querschnitten resultiert. Durch die Anordnung und Orientierung von Festkörpergelenkketten in der Struktur lässt sich eine kinematische Kette entwerfen, die über Bowdenzüge abschnittsweise oder im Gesamten ausgelenkt werden kann. Die Anordnung der Festkörpergelenke in der Struktur ermöglicht es, durch die Art der gewählten Festkörpergelenkgeometrie und die Orientierung dieser die Rotationsachsen für die Gesamtstruktur pro Gelenk festzulegen. Hierfür muss zudem entsprechend der gewünschten Achse eine Führung für den Bowdenzug in der Gesamtstruktur platziert werden, welcher die Auslenkung der Struktur um die gewünschten Rotationsachsen ermöglicht. Durch die relative Verdrehung der Festkörpergelenkpositionen zueinander lassen sich komplexe Bewegungen der Gesamtstruktur im Raum erreichen, während parallel angeordnete Festkörpergelenke Bewegungen in einer Ebene ermöglichen, die beispielsweise zu einem rotatorischen Freiheitsgrad der Gesamtstruktur zusammengefasst werden können, indem sie über einen Bowdenzug ausgelenkt werden. Für den Entwurf der Manipulatorstrukturen gilt es, die Manipulatorarme und gegebenenfalls die Schaftstruktur als funktionelle Festkörpergelenkstrukturen auszulegen. Hierbei werden auf Grundlage gewünschter Systemeigenschaften, wie einer gewünschten Bewegung oder einem gewünschten Arbeitsraum, Festkörpergelenkstrukturen mit integrierten Bowdenzugkanälen und Instrumentenkanälen generiert. Im Entwurfsprozess werden fertigungsbedingte Grenzwerte bei der Auslegung der Festkörpergelenkstrukturen berücksichtigt. Selektives Lasersintern bietet in diesem Zusammenhang als Pulverbett-basiertes additives Fertigungsverfahren die Möglichkeit, die komplexen dünnwandigen Geometrien der Festkörpergelenkketten ohne Stützstrukturen zu fertigen.

Für die Ansteuerung der individualisierbaren Manipulatorstrukturen werden adaptierbare Bedienkonzepte umgesetzt, die eine intuitive Ansteuerung ermöglichen. Neben einer Ansteuerung der Strukturen über rein mechanische Bedieneinheiten sind auch robotisch elektrische Ansteuerungen möglich.

Der automatisierte Entwurf von monolithischen Manipulatorsystemen für den Einsatz in der minimalinvasiven Chirurgie soll im Folgenden anhand der einzelnen Komponenten der additiv gefertigten Systeme erläutert werden. Abbildung 6.1 zeigt schematisch den strukturellen Aufbau der individualisierbaren Gesamtsysteme anhand einer beispielhaften Manipulatorkonfiguration. Die Manipulatorsysteme bestehen aus:

- der individualisierbaren Manipulatorspitze,
- der an die Anwendung anpassbaren Schaftstruktur,
- der an das System anpassbaren Bedieneinheit
- und einer Ummantelung sowie optional einem Dichtelement beim Einsatz von Insufflation während des Eingriffs.

Zudem sind ein Standard-Gastroskop und endoskopische Standardinstrumente im System geführt, welche in Kombination mit dem entwickelten Manipulatorsystem eingesetzt werden.

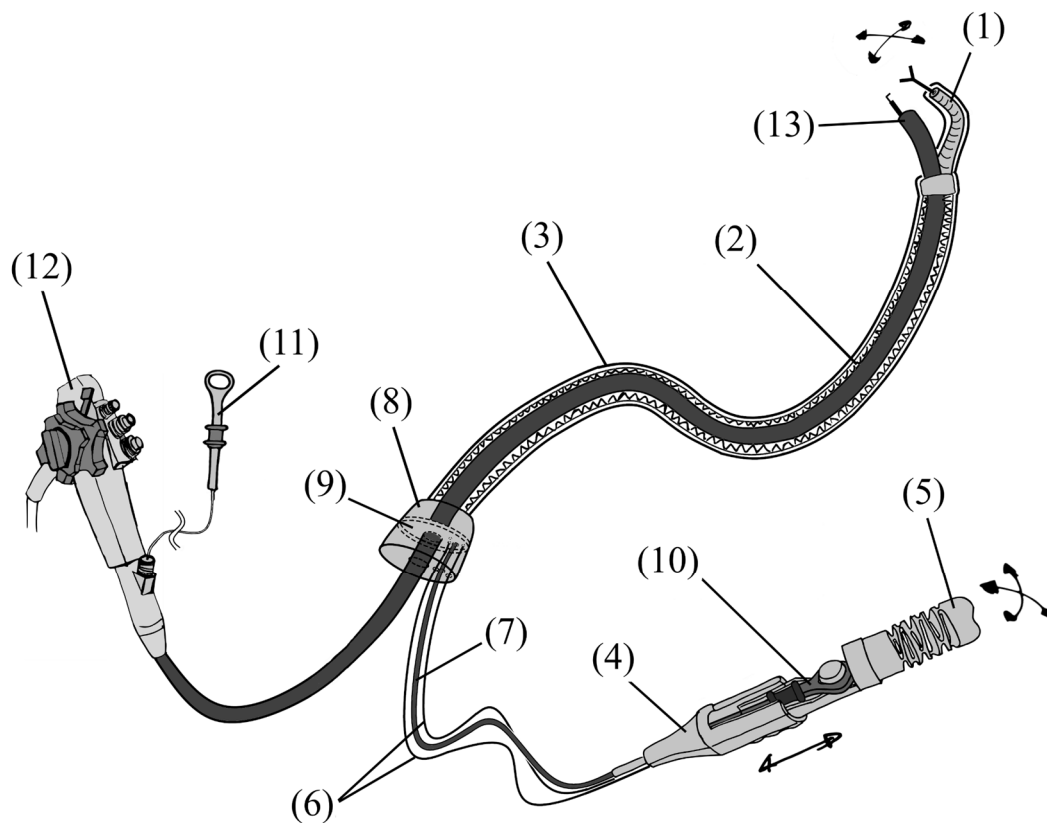


Abbildung 6.1: Schematische Darstellung einer beispielhaften einarmigen individualisierbaren Manipulatorstruktur mit rein mechanischem Bedienkonzept bestehend aus: (1) der individualisierbaren Manipulatorspitze, (2) der funktionellen Schaftstruktur, (3) einer Ummantelung, (4) einer Bedieneinheit mit individualisierbarem Bedienelement (5). Die Kraftübertragung von der Bedieneinheit zur Manipulatorspitze erfolgt über integrierte Bowdenzüge (6). Die in Kombination mit dem Manipulatorsystem verwendeten endoskopischen Standardinstrumente (10&11) werden im Instrumentenkanal der Manipulatorstruktur (7) bzw. des Standard-Gastroskops (12) geführt. Das Standard-Gastroskop (12) wird, durch das integrierte Dichtelement (9) im Endstück (8), in den zentralen Endoskopkanal in der Schaftstruktur (2) eingeführt und bewegt das Gesamtsystem

Für den automatisierten Entwurf der Manipulatorarmstrukturen können zwei Ansätze unterschieden werden. Zum einen der Entwurf von monolithischen Manipulatorarmstrukturen, die aus mehreren ansteuerbaren Sektionen bestehen, welche jeweils die Bewegungsfreiheitsgrade des Manipulatorarms repräsentieren und auf Basis eines gewünschten vorgegebenen Arbeitsraums definiert werden können. Durch die gezielte Ansteuerung der einzelnen Freiheitsgrade ist es möglich, die Arme und somit die im Arbeitskanal geführten Instrumente im Arbeitsraum zu steuern. Zum anderen wird als zweiter Ansatz der Entwurf von monolithischen Strukturen verfolgt, die unter Vorgabe einer oder mehrerer Endposen definiert werden. Die Strukturen können in ihren Endanschlüssen die gewünschten räumlichen Endposen einnehmen und unter Verwendung von lediglich einem Zugseil je Pose angesteuert werden. Auf diese Weise können Manipulatorstrukturen erzeugt werden, die durch einen kleinen Zugang in ein Lumen im Körperinneren eingeführt werden können, um anschließend gezielt einen Punkt zu erreichen bzw. gezielt in einer gewünschten Pose versteift zu werden.

6.1.1 Individualisierbare monolithische Manipulatorarmstrukturen

Für die klassische Anwendung als Manipulatoren bzw. Roboter sollen Armstrukturen erzeugt werden, die sich in einem vordefinierten Arbeitsraum manipulieren lassen. Die telemanipulierten Systeme sollen ein bimanuelles Arbeiten unter Endoskopsicht ermöglichen. Armkonfigurationen für die Systeme werden je nach Anwendungsfall individuell spezifiziert, wobei beispielsweise die Anzahl an Armen sowie deren Form und Arbeitsraum variiert werden können. Zusätzlich wird das verwendete Instrumentarium und Endoskop definiert, wodurch das System an die entsprechenden Durchmesser und minimal zulässige Biegeradien angepasst werden kann. Für eine anhand des vorgegebenen gewünschten Arbeitsraums berechnete serielle kinematische Kette kann anschließend die Geometrie der Manipulatorstruktur generiert werden. Zunächst erfolgt die Positionierung der Festkörpergelenke in der Gesamtstruktur. Daraufhin lassen sich die potenziellen Bereiche für die Positionierung von Bowdenzugpositionen in der Festkörpergelenkstruktur bestimmen und hinsichtlich einer optimalen Kraftübertragung von Bowdenzug auf Festkörpergelenkstruktur klassifizieren. Für die auf diese Weise erzeugte Festkörpergelenkstruktur kann anschließend unter Berücksichtigung des Lastfalls eine Auslegung der Festkörpergelenkgeometrien erfolgen. Die Manipulatorstruktur wird abschließend als Oberflächenmodell für die additive Fertigung generiert.

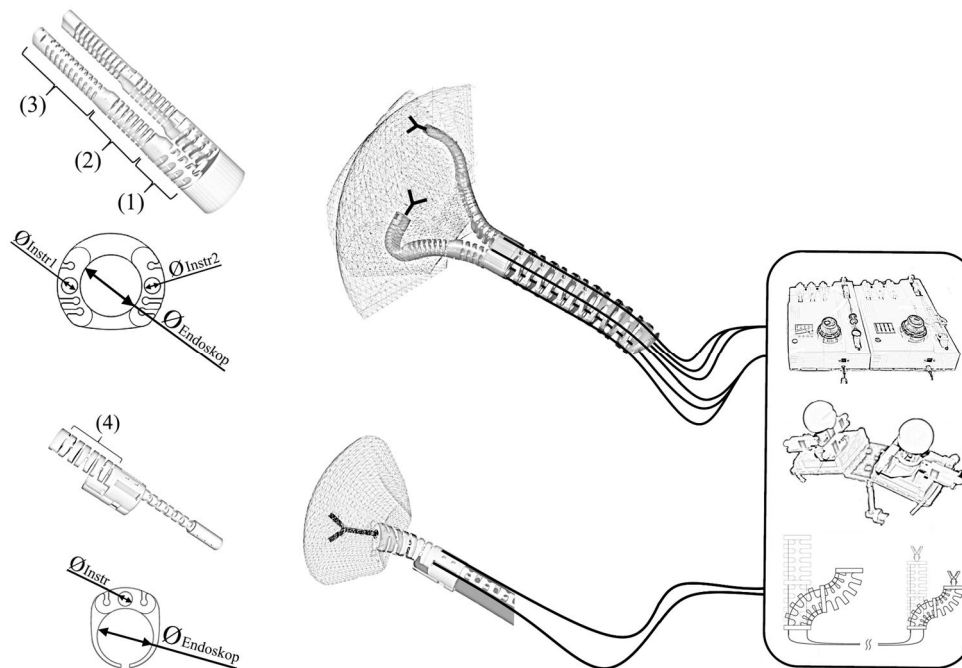


Abbildung 6.2: Schematische Darstellung von Manipulatorarmstrukturen und deren jeweiligen resultierenden Arbeitsräumen. (Oben) ein zweiarmiger Manipulator bestehend aus drei Gelenksectionen (1)-(3). (Unten) ein einarmiger Manipulator bestehend aus nur einer Section (4), der auf eine Endoskopspitze aufgesetzt werden kann

Abbildung 6.2 zeigt schematisch zwei beispielhafte monolithische Manipulatorspitzen mit zwei bzw. einem Manipulatorarm. Zur Veranschaulichung der Anpassbarkeit der Struktur sind exemplarisch skalierbare Parameter dargestellt. Beim zweiarmigen Manipulator bilden drei Sektionen jeweils einen Bewegungsfreiheitsgrad ab und definieren so die Kinematik der seriellen Gelenkkette. Eine Sektion repräsentiert hierbei einen separat über einen jeweils integrierten Bowdenzug ansteuerbaren Bewegungsfreiheitsgrad. Der beispielhafte einarmige Manipulatorarm besteht nur aus einer Sektion, die über zwei Bodenzüge überlagernd angesteuert werden kann. Zentral in der Struktur liegt jeweils ein Arbeitskanal in dem flexible endoskopische Standardinstrumente geführt werden können. Die Ansteuerung erfolgt über eine adaptierbare Bedieneinheit mit welcher die jeweilige Manipulatorstruktur gekoppelt wird.

6.1.2 Manipulatorstrukturen mit vordefinierten Endposen – Shape-Memory Strukturen

Der zweite Ansatz für den Entwurf individualisierter Manipulatorstrukturen sieht die Generierung von geometrischen Strukturen vor, die es ermöglichen, gezielt vorgegebene Posen einzunehmen. Hierbei ist die Idee eine serielle Festkörpergelenkkette so auszulegen, dass sie in ihren Endanschlügen vordefinierte Posen einnehmen kann, die mittels einer minimalen Anzahl an Aktuierungsfreiheitsgraden angesteuert werden können. Abbildung 6.3 zeigt schematisch eine solche Struktur anhand eines beispielhaften Anwendungsfalls für das Erreichen einer spezifischen Pose an einer schwer zugänglichen Lokalisation.

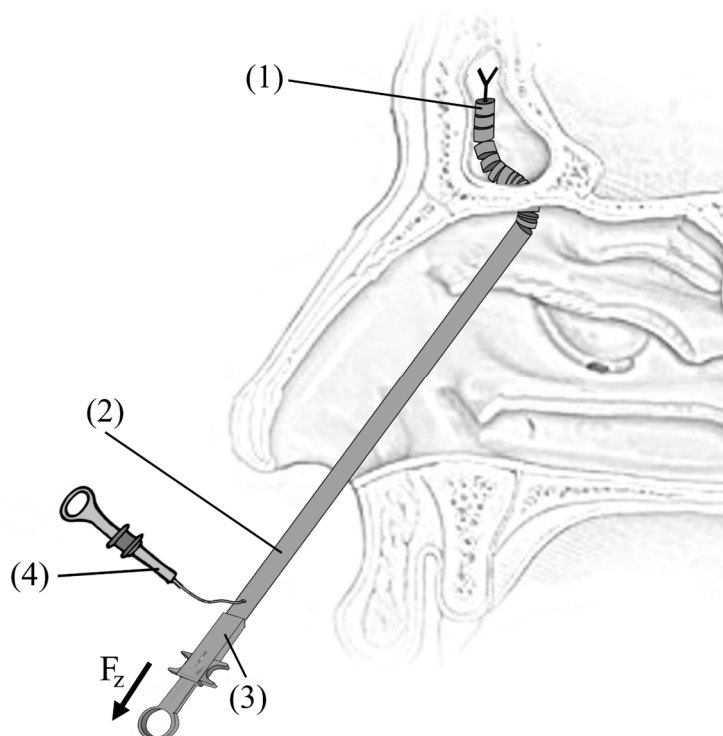


Abbildung 6.3: Schematische Darstellung einer Shape-Memory Struktur, die es ermöglicht eine spezifische Pose an einer schwer zugänglichen Lokalisation mit nur einem Aktuierungsfreiheitsgrad zu erreichen. Das Prinzip ist anhand eines beispielhaften Anwendungsfalls gezeigt. Prinzipiell besteht ein solches System aus der individualisiert als Shape-Memory Struktur entworfenen Manipulatorspitze (1), einem Schaft (2), einem Bedienelement zur Aktuierung des Zugseils (3) und optional einem in der Struktur geführten flexiblen Standardinstrument (4), welches in Kombination mit dem Manipulatorsystem benutzt wird. Zusätzlich kann gegebenenfalls eine flexible Optik in der Struktur geführt werden

Abbildung 6.4 zeigt schematisch den strukturellen Aufbau einer solchen Struktur, welche über einen integrierten Seilzug ausgelenkt wird und so z.B. eine bestimmte Position in einem Lumen erreichen kann. Grundsätzlich wird die Funktion der Struktur durch die Form der starren Zwischenelemente definiert, die auch die äußere Gestalt der Gesamtstruktur festlegen. Die Festkörpergelenkstruktur wird nun so ausgelegt, dass bei jeweils maximal ausgelenkten Einzelementen formschlüssige Verbindungen zwischen den rigiden Zwischenelementen ausgebildet werden. Hierfür werden die Festkörpergelenks- und Seilzugspositionen sowie die einzelnen Auslenkwinkel pro Festkörpergelenk berechnet. Anschließend können die Endanschlüge geometrisch optimiert werden. Charakteristisch für die Struktur ist ihr flexibles Verhalten in der Neutralposition und ein steifes Strukturverhalten in den Endanschlagspositionen. Es lassen sich auf

diese Weise komplexe räumliche Posen für die Gesamtstruktur oder die Spitze der Struktur bzw. den Endeffektor (TCP) vorgeben, die bestenfalls über nur ein Zugseil ausgelöst bzw. angesteuert werden können. Als Überbegriff für diese Art von Manipulatorstruktur soll im Folgenden auch der Begriff Shape-Memory Struktur verwendet werden.

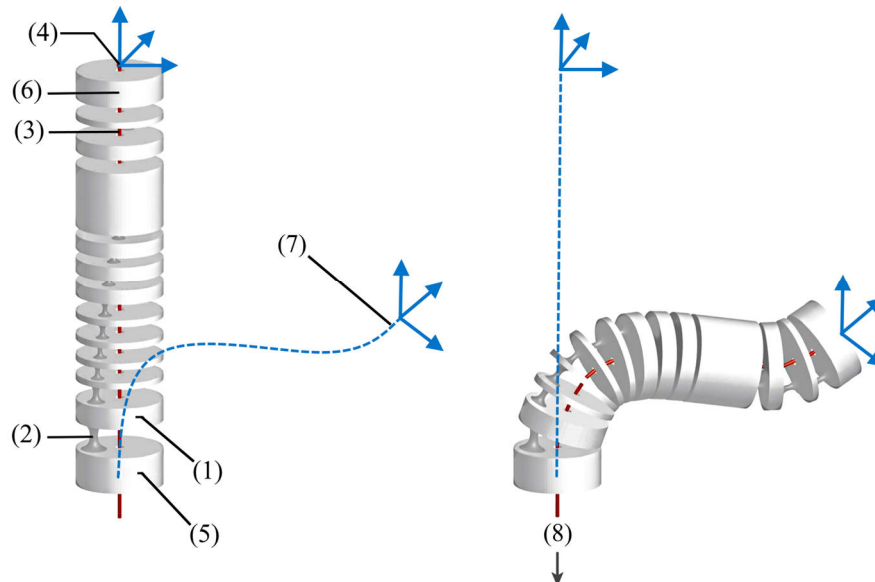


Abbildung 6.4: Struktureller Aufbau einer Shape-Memory Struktur: (links) Flexibler unausgelenkter Zustand und (rechts) in ausgelenkter Endpose. Die Struktur besteht abwechselnd aus starren Zwischenelementen (1) und Festkörpergelenken (2) und wird durch einen integrierten Seilzug (5) aktuiert. Das Startelement (5) stellt die Basis der Struktur dar. Die Position des Endeffektors (4) befindet sich am Endelement (6). Die gewünschte Strukturpose, die erreicht werden soll, ist schematisch dargestellt (7). Durch das Aufbringen einer Zugkraft (8) wird die Festkörpergelenkkette ausgelenkt.

6.1.3 Schaftstrukturen

Die Schaftstruktur bietet bei den individualisierten Systemen zusätzlich die Möglichkeit, anwendungsspezifische Systemeigenschaften zu definieren. Hierbei werden sowohl passive als auch aktuierbare Schaftstrukturen realisiert. Die aktuierbaren Strukturen können entweder in gewünschten Posen versteifbar sein oder sich ähnlich der monolithischen Manipulatorarmstrukturen gezielt ansteuern bzw. manipulieren lassen. Hinsichtlich der Anwendungen in der minimalinvasiven Chirurgie ist das Schaftdesign von besonderer Bedeutung, um einen minimalinvasiven Zugang zu ermöglichen. Systeme mit starrem Schaft müssen eine Geometrie aufweisen, die einen direkten Zugang zum Situs erlaubt. Darüber hinaus können Schaftstrukturen mit flexiblen Eigenschaften verwendet werden, um individuelle Zugangswege passieren zu können. Eine Ummantelung der Schaftstrukturen ist bei bewegten Strukturen vorzusehen sowie im Fall einer geforderten Dichtigkeit für das Gesamtsystem. Eine Umhüllung des Systems in Kombination mit einem integrierten Dichtelement ermöglicht den Entwurf von Systemen, die unter Verwendung von Insufflation bei MIC Eingriffen eingesetzt werden können. Bei aktuierten Schaftstrukturen, wie zum Beispiel einer steuerbaren Schaftspitze oder einem gezielt in eine Pose auslenkbaren und versteifbaren Schaft, gilt es, diese entsprechend der Manipulatorarme mittels geeigneter und intuitiver Bedienkonzepte anzusteuern.

6.1.4 Ansteuerungskonzepte

Um der Individualisierbarkeit der automatisiert entworfenen Manipulatorsysteme auch hinsichtlich der Ansteuerung der Strukturen gerecht zu werden, gilt es, geeignete Bedienkonzepte für die unterschiedlichen Manipulatorarten umzusetzen. Hierbei kann zwischen rein mechanisch direkt aktuierten und elektrisch aktuierten robotischen Systemen unterschieden werden. Bei rein mechanisch aktuierten Systemen erfolgt die Steuerung der Manipulatoren, indem die an einem mechanischen Bedienelement durch den Anwender ausgeführten Bewegungen und aufgebrachtene Kräfte über einen Mechanismus direkt auf die Bowdenzüge und somit an die Manipulatorspitze übertragen werden. Es resultiert ein direktes Ansteuerungsverhalten der Systeme. Zudem zeichnen sie sich durch eine haptische Rückmeldung aus, welche der Anwender aufgrund der direkten Krafteinleitung während der Bedienung erfährt. Für eine intuitive Bedienung können die einzelnen Bewegungsfreiheitsgrade der Manipulatorstruktur über einzelne Aktuierungsfreiheitsgrade am Bedienelement abgebildet werden, was eine Ansteuerung bzw. Telemanipulation der Manipulatoren im Gelenkwinkelraum ermöglicht. Eine weitere Möglichkeit zur intuitiven Ansteuerung bieten Master-Slave-Bedienelemente, welche die Gesamtpose des Manipulators abbilden. Durch die Manipulation der Pose des Bedienelements wird der Manipulator so angesteuert, dass er die entsprechende vorgegebene Pose einnimmt. Da keine Elektronik- und Softwarekomponenten nötig sind, lassen sich sehr kompakte Gesamtsysteme realisieren. Als einfache Form der Ansteuerung einzelner Bowdenzüge können zudem Rastmechanismen genutzt werden. Bei der elektrischen Aktuierung robotischer Systeme über eine Steuerelektronik erfolgt die Bedienung durch den Anwender über elektrische Bedienelemente (Human Interface Devices (HID)), deren Sensorwerte von der Steuerelektronik zu Steuersignalen für die Elektromotoren verarbeitet werden. Über ein Getriebe werden dann die Motorbewegungen in eine translatorische Bewegung der Bowdenzugseele relativ zur Bowdenzughülle übersetzt, wodurch die Ansteuerung der Manipulatorstrukturen erfolgt. Die elektrisch robotische Ansteuerung zeichnet sich dadurch aus, dass das Halten von Positionen einfach umzusetzen ist und bietet die Möglichkeit, Trajektorien zu programmieren oder aufzuzeichnen und diese abspielen zu lassen. Außerdem kann die Übersetzung der Eingangsbewegung am Bedienelement zur resultierenden Manipulatorbewegung über die Steuerung einfach skaliert werden. Hybride Ansteuerungskonzepte mit elektrisch oder rein mechanisch angesteuerten Teilbereichen bieten die Möglichkeit, die Vorteile der jeweiligen Aktuierungsmethode zu kombinieren. Wichtig für die Bedieneinheiten ist, dass sie an die individualisierten Manipulatorstrukturen sowie das verwendete Standardinstrumentarium anpassbar sind. Bezüglich der Standardinstrumente ist die Aktuierung über variierende Instrumentenhandgriffe von besonderem Interesse. Neben der Abbildung einzelner Bewegungsfreiheitsgrade der Manipulatorstruktur durch Freiheitsgrade am Bedienelement (siehe z.B. Abbildung 6.5 (a)), können auch komplexer überlagerte Eingangsbewegungen direkt an den Manipulator übertragen werden (siehe z.B. Abbildung 6.5 (c)). Außerdem können für den in Kapitel 7.7 vorgestellten Ansatz einfachste Rastelemente zur Ansteuerung genutzt werden (siehe beispielhaft Abbildung 6.5 (d)).

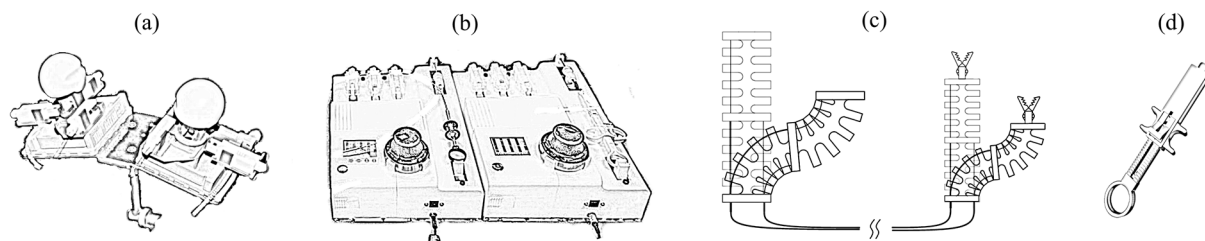


Abbildung 6.5: Schematische Darstellung von beispielhaften Ansteuerungskonzepten für die Manipulatorarmstrukturen: (a) rein mechanische Bedieneinheit, (b) elektrische Bedieneinheit, (c) Master-Slave Bedienkonzepte, (e) einfache Rastmechanismen

6.2 Lösungsprozess

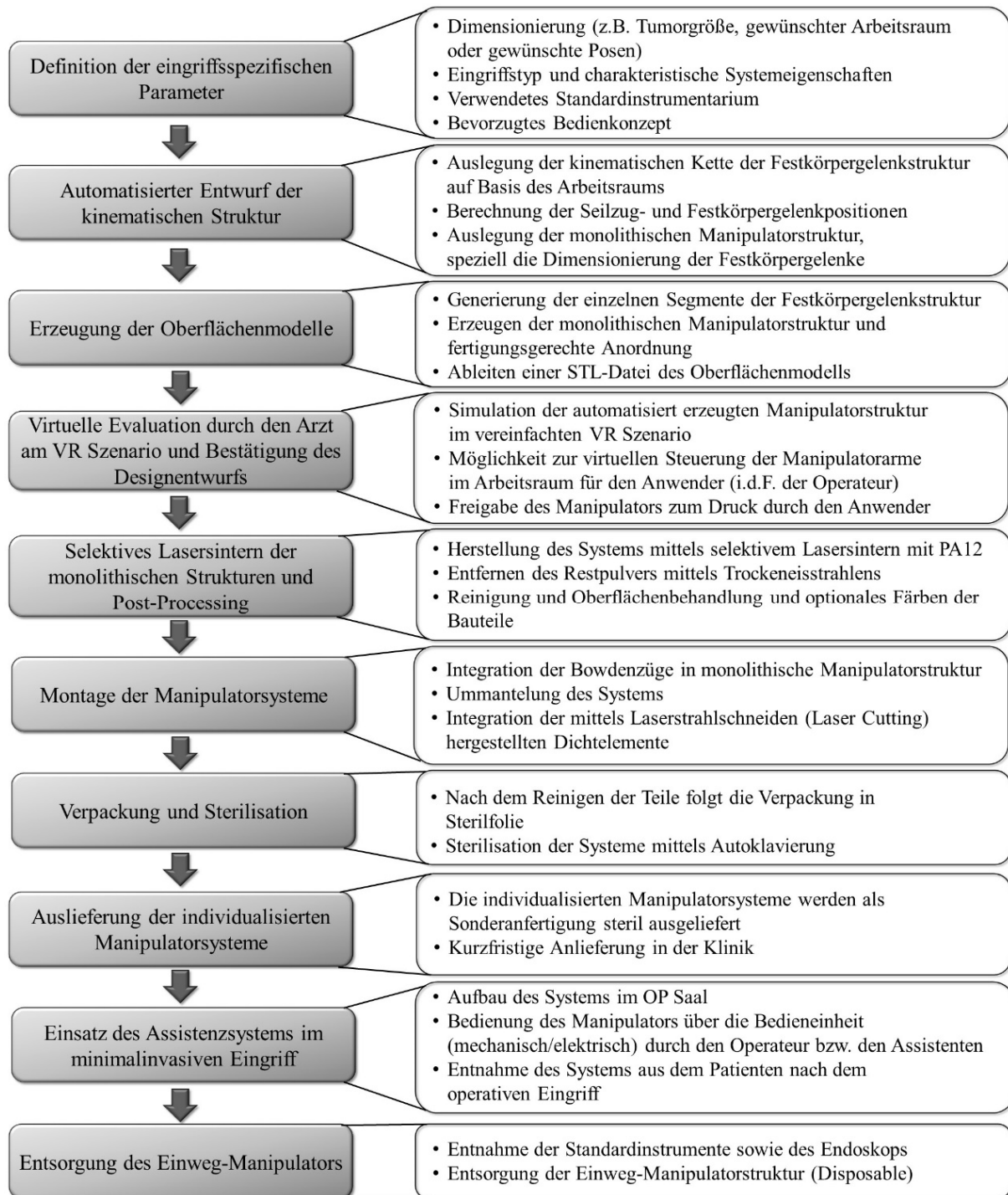


Abbildung 6.6: Prozessablauf für den Entwurfs-, Herstellungs- und Lebenszyklus eines individualisierbaren Manipulatorsystems für die minimalinvasive Chirurgie

Abbildung 6.6 zeigt den Prozessablauf für den Entwurf und die Herstellung der individualisierten Manipulatorstrukturen. Dieser beginnt mit der Definition der Systemeigenschaften durch den Arzt und dem anschließenden Entwurf der Manipulatorstruktur mittels der automatisierten Entwurfssoftware. Von der ausgelegte Manipulatorstruktur wird ein Oberflächenmodell im STL-Format generiert, welches die Standardschnittstelle zu den gängigen additiven Fertigungstechnologien darstellt. Die Oberflächendarstellung der Geometrie erlaubt zudem eine direkte Visualisierung, z.B. in Virtual Reality (VR) Szenarien. Dem Arzt, welcher die individualisierte Manipulatorstruktur für einen spezifischen Eingriff bestellt, wird daraufhin die Möglichkeit gegeben, die entworfene Manipulatorstruktur und ihre kinematischen Eigenschaften zu begutachten. In einem VR Szenario kann der individuelle Manipulator vom Arzt am Computer virtuell gesteuert werden, um einen Eindruck über die Systemeigenschaften zu erlangen. Nach der virtuellen Evaluierung kann der Arzt den Konstruktionsentwurf bestätigen und die Bestellung freigeben. Es folgt die Herstellung der Strukturen mittels selektivem Lasersintern und die Nachbearbeitung der Bauteile mittels Trockeneisstrahlen und optionalem Oberflächenglätten und Färben der Bauteile. Bei der Montage werden die Bowdenzüge in die monolithische Manipulatorstruktur integriert und das System ummantelt. Nach der darauffolgenden Verpackung und Sterilisation können die Systeme als Einweg-Produkte ausgeliefert werden. Für den operativen Einsatz wird die sterile Manipulatorstruktur mit den Bedieneinheiten gekoppelt. Nach der Operation wird das System aus dem Patienten entnommen und es folgt die fachgerechte Entsorgung der Einweg-Manipulatorstruktur.

6.3 Unterscheidungsmerkmale der Lösung

Im Vergleich zum Stand der Technik und Forschung zeichnet sich der entwickelte Entwurfsprozess dadurch aus, dass Manipulatorsysteme als anwendungsspezifische Einweg-Systeme generiert und gefertigt werden. Dieses Konzept individualisierbarer Einweg-Manipulatorstrukturen bietet hinsichtlich der Anpassbarkeit an sich ändernde Umgebungsbedingungen und Randbedingung beim individuellen medizinischen Eingriff, die eine grundlegende Anforderung an Medizinrobotersysteme darstellt (Kazanides et al. 2008, S. 125), die Möglichkeit die physikalische Systemstruktur der Manipulatoren zu individualisieren und an den spezifischen Anwendungsfall zu adaptieren. Es können so patienten- und anwendungsindividuelle Manipulator- und Robotersysteme gefertigt werden, indem die Hardware-Komponenten der Manipulatoren individuell angepasst werden. Die im Stand der Forschung gezeigten Ansätze zu individualisierten additiv gefertigten Manipulatoren beschränken sich auf sogenannte Concentric-Tube Roboter, die als Manipulatoren durch ein sehr spezifisches Anwendungsgebiet charakterisiert sind. Ansonsten werden additive Fertigungsverfahren vereinzelt zur Herstellung von Manipulatorkomponenten genutzt. Hierbei wird das Herstellungsverfahren aber primär zum Herstellen von Funktionsmustern genutzt, während Prozesse für einen individualisierten Entwurf und das Rapid Manufacturing nicht adressiert werden.

Durch die Verwendung der monolithischen Manipulatorsysteme in Kombination mit beliebigem Standardinstrumentarium sind diese sehr universell einsetzbar. Es können Gesamtsysteme entworfen werden, die in ihren Dimensionen und charakteristischen Systemeigenschaften an den individuellen Patienten, die Bedürfnisse und Wünsche des Operateurs sowie den spezifischen Anwendungsfall angepasst werden können.

7. Realisierung

Im folgenden Kapitel wird der automatisierte Entwurf von monolithischen Festkörpergelenkstrukturen für eine Fertigung mittels selektivem Lasersintern genauer erläutert. Ausgehend von den grundlegenden Festkörpergelenkgeometrien wurden diese hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften und Fertigbarkeit untersucht. Die gewonnenen Erkenntnisse konnten dann zur Auslegung in den automatisierten Entwurfsprozess integriert werden. In Kombination mit passend zu den entsprechenden Anwendungen entwickelten Eingabekonzepten werden abschließend unterschiedliche realisierte Manipulatorsysteme vorgestellt.

7.1 Auslegung von Festkörpergelenkstrukturen

Zunächst sollen die für den automatisierten Entwurfsprozess implementierten Festkörpergelenkgeometrien und deren Auslegung beschrieben werden. Wie von Jelínek et al. (2015) umfassend zusammengefasst, stellen Festkörpergelenkstrukturen einen von vielen Gelenktypen für den Entwurf von Manipulatorkinematiken dar. Festkörpergelenke (FKG) zeichnen sich besonders durch eine kompakte Bauform, reproduzierbare Bewegungen ohne Spiel, eine gute Sterilisierbarkeit sowie die Eigenheit, dass sie nicht montiert werden müssen, aus (Jelínek et al. 2015; Zentner 2014). Hinsichtlich der Realisierung des Konzepts von individualisierbaren, additiv fertigen Manipulatorstrukturen wurde eine monolithische FKG Struktur als Basis für die Systeme gewählt, da diese sich als Gesamtstruktur einfach skalieren lässt und durch die Wahl der geometrischen Abmessungen gut an variierende Lastfälle angepasst werden kann. Diese Eigenschaften sind besonders in Bezug auf die Implementierung eines automatisierten Entwurfsprozess vorteilhaft. Für den Entwurf der Manipulatorstrukturen müssen geeignete Festkörpergelenktypen identifiziert und mit Aktuierungsprinzipien kombiniert werden. Da für die Herstellung von additiv gefertigten Festkörpergelenken in der Literatur bisher noch kaum Größen zur Auslegung der FKGs bekannt sind und speziell für solche selektiv lasergesinterten, dünnwandigen Strukturen keine Kennwerte zur Verfügung stehen, wurde im Zuge dieser Arbeit die Fertigbarkeit der beschriebenen FKG Strukturen hinsichtlich selektivem Lasersintern grundlegend untersucht. Der Stand der Technik beschreibt heute eine Vielzahl an Festkörpergelenkgeometrien ausgehend von grundlegenden Basisgeometrien, aber auch komplexere Geometrien mit spezifisch optimierten Eigenschaften. Grundsätzlich lassen sich Festkörpergelenke anhand verschiedener Eigenschaften klassifizieren, wie z.B. Gelenkfreiheitsgrade, Kerb- bzw. Gelenkgeometrie, Form der relativen Bewegung oder der Beanspruchungsart (Linß 2015, S. 12). Im Zuge dieser Arbeit werden hauptsächlich die in Abbildung 7.1 dargestellten Gelenktypen eingesetzt, die sich nach Art der Festkörpergelenkgeometrie als symmetrische kreisförmige FKGs, auch bekannt als Kreiskerbgelenk oder Englisch *right circular notch*, in ebener oder rotationssymmetrischer Ausführung (siehe Abbildung 7.1) einordnen lassen.

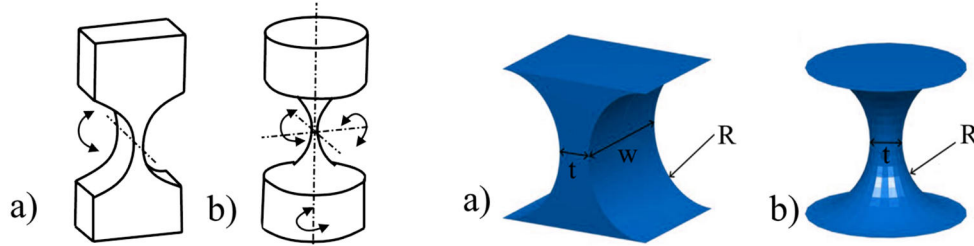


Abbildung 7.1: Schematische Darstellung der in dieser Arbeit hauptsächlich verwendeten Festkörpergelenkgeometrien: (a) Kreiskerbgelenk und (b) rotationssymmetrisches kreisförmiges Festkörpergelenk. (Links) schematische Darstellung mit Einteilung nach Freiheitsgraden: $f=1$, $f=3$ (Bild angelehnt an: Linß 2015). (Rechts) Oberflächenmodell mit den typischen geometrischen Parametern Festkörpergelenkdicke (t), Festkörpergelenkbreite (w) und Radius (R)

Durch diese grundlegenden Festkörpergelenkgeometrien lassen sich gezielt gewünschte Rotationsachsen auf engstem Raum definieren, was den Entwurf von Manipulatorstrukturen mit innenliegenden Kanälen begünstigt. Außerdem lassen sich diese mittels selektivem Lasersintern, trotz der Einschränkungen durch den Laserfokusbereich, sinnvoll herstellen. Komplexere FKG Geometrien, wie sie im Stand der Technik aufgeführt sind (vgl. Linß (2015)), lassen sich aufgrund ihrer räumlich komplexeren Geometrie nur bedingt skalieren und im SLS Verfahren einheitlich orientiert fertigen. Die gewählten geometrisch simplen Festkörpergelenkgeometrien lassen sich mittels selektivem Lasersintern mit Festkörpergelenkdicken zwischen 0,5 mm und 1,2 mm in sinnvollen Abmessungen (vgl. Kapitel 7.3.1) herstellen und über drei geometrische Parameter (Dicke, Radius, Breite) eindeutig skalieren (siehe Abbildung 7.1). Außerdem ist der Auslenkwinkel pro Festkörpergelenk bei der Auslegung von Bedeutung.

Zudem ist die Berechnung der Strukturen mit Hilfe eines Ersatzmodells auf Basis der einfacheren Geometrien begünstigt. Vorteilhaft bei den kreisförmigen Geometrien ist zudem, dass unter vereinfachenden Annahmen die Drehachse in der Mitte des dünnsten Querschnitts des Festkörpergelenks angenommen werden kann (Howell et al. 2013). Aufgrund der einfachen und ebenen geometrischen Struktur lassen sich zudem die Festkörpergelenke während der SLS Fertigung gut in der x-y-Ebene orientieren, wodurch Einflüsse aufgrund der anisotropen Werkstoffeigenschaften in z-Richtung reduziert werden können.

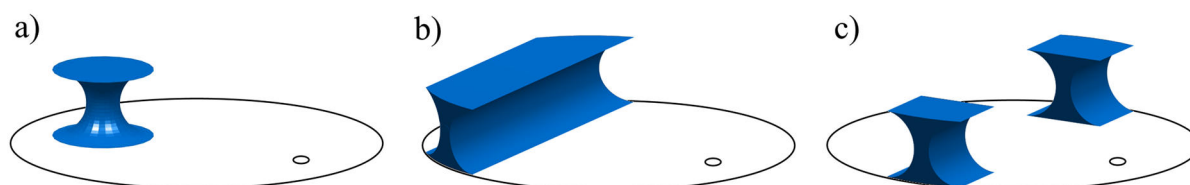


Abbildung 7.2: Anordnungen von Festkörpergelenken: (a) zentral positioniertes rotationssymmetrisches FKG, (b) ebenes auf die Außenkontur projiziertes symmetrisches FKG, (c) parallel angeordnete ebene FKG Strukturen

Abbildung 7.2 zeigt die Anordnungen, in denen die beschriebenen Festkörpergelenktypen bei Entwurf von Manipulatorstrukturen eingesetzt werden. Die rotationssymmetrischen Varianten (siehe Abbildung 7.2 (a)) erlauben eine Rotation um beide ebenen Raumachsen sowie theoretisch eingeschränkt auch um die z-Achse. Diesbezüglich lassen sie sich gut zentral in der Festkörpergelenkstruktur, also mittig im durch die vorgegebene CPL definierten Querschnitt, platzieren und dann mittels relativ dazu positioniertem Seilzug aktuieren. Festkörpergelenkketten basierend auf rotatorischen FKGs zeichnen sich dabei im unausgelenkten Zustand durch eine hohe Flexibilität in alle Raumrichtungen aus. Die ebene zirkuläre FKG Geometrie erlaubt eine Rotation um eine Rotationsachse. Diese liegt angenähert in der Mittelachse des dünnsten Querschnitts parallel zur Extrusionsrichtung des Gelenks (siehe Abbildung 7.1). Neben der einfachen Verwendung der ebenen zirkulären FKGs bietet sich zudem eine parallele Anordnung zweier FKGs an. Hierbei müssen beide FKGs dieselbe Gelenkachse aufweisen. Diese Konstellation zeichnet sich durch eine erhöhte Torsionssteifigkeit aus und kann somit vorteilhaft in Festkörpergelenkketten verwendet werden. Aufgrund der Abhängigkeit der Fertigungsgenauigkeit beim SLS vom Laserfokusbereich wurden nur rotationssymmetrische und ebene FKG-Typen berücksichtigt, da diese sich geeigneter hinsichtlich einer Fertigung mittels selektivem Lasersintern erwiesen haben. Für den Entwurf individualisierter Manipulatorstrukturen werden nun einzelne Festkörpergelenksegmente zu Festkörpergelenkketten zusammengefasst. Diese bestehen abwechselnd aus einem Festkörpergelenkelement, das als flexibles Gelenk für die Gesamtstruktur dient, sowie einem rigiden Zwischenelement, welches die äußere Form und das Gerüst der Gesamtstruktur bildet.

Die Gesamtstruktur wird im Folgenden als Festkörpergelenkstruktur oder gegebenenfalls als Festkörpergelenkkette bezeichnet. Diese besteht wiederum aus einzelnen Sektionen, die eine Aneinanderreihung gleicher Festkörperelementsegmente darstellt und so typischerweise einen Bewegungsfreiheitsgrad repräsentiert (siehe Abbildung 7.4). Ein Festkörpergelenksegment stellt das Grundelement der Festkörpergelenkkette dar und besteht grundsätzlich aus einem starren Zwischenelement und jeweils einem halben Festkörpergelenk auf der Ober- und Unterseite. Ausgenommen sind das jeweilige Anfangs- und Endsegment einer Sektion, da diese jeweils nur eine Festkörperelementhälfte beinhalten. Die halben Festkörperelementhälften schließen bei rotationssymmetrischen FKGs mit einer Halbkugel bzw. beim ebenen FKG Typ mit einem Halbzylinder ab (siehe Abbildung 7.3).

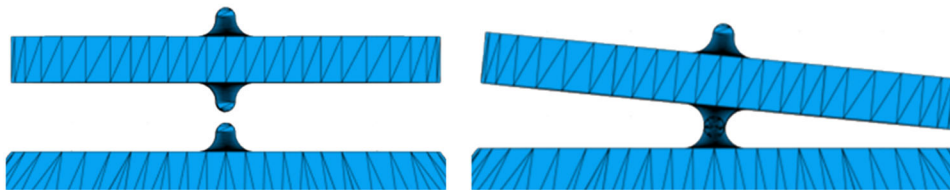


Abbildung 7.3: Verkettung von einzelnen Segmenten einer Festkörpergelenkkette. Ein Segment besteht jeweils aus einem starren Zwischenelement und zwei Festkörperelementhälften. Die Festkörperelementhälften schließen bei rotationssymmetrischen FKGs mit einer Halbkugel bzw. beim ebenen FKG Typ mit einem Halbzylinder ab. Diese geometrische Gestaltung erlaubt eine überlappende Verkettung der Segmente, die es ermöglicht, Strukturen auf Basis von ausgelenkten Festkörpergelenken zu erstellen

Diese Endstrukturen ermöglichen das Verketteten der einzelnen Segmente zur Festkörperelementkette. Eine Sektion mit nur einem Gelenk besteht lediglich aus dem Anfangs- und Endsegment. Auf Basis des Konzepts der überlappenden Halbzylinder bzw. Halbkugeln ist es möglich, die einzelnen Segmente relativ zur Rotationsachse im FKG zueinander zu rotieren, ohne dass Verzerrungen oder ein Spalt an der Festkörpergelenkgeometrie entsteht. Auf diese Weise ist es möglich, Festkörpergelenkketten sogar unter Vorauslenkung der einzelnen Gelenke zu drucken (siehe Kapitel 7.6.5). Außerdem ist die Visualisierung bei Simulationen begünstigt.

In Abbildung 7.4 sind Beispiele für Festkörpergelenksegmente dargestellt. Abbildung 7.4 (a) zeigt eine Sektion basierend auf rotationssymmetrischen FKGs, die sich abhängig von der Aktuierungsstruktur um zwei Raumachsen rotieren lassen. In diesem Fall kann die Strukturspitze bzw. der Tool Center Point (TCP) auf einer Kugeloberfläche bewegt werden. Hierbei wird zunächst vereinfachend die Annahme getroffen, dass sich die einzelnen Gelenke der Segmente einer Sektion synchron auslenken. Es wird somit vereinfachend die Auslenkung auf einer Kreisbahn angenommen. Abbildung 7.4 (b) zeigt eine klassische Sektion bestehend aus sich wiederholenden, parallel angeordneten, ebenen Festkörperelementsegmenten. Diese lassen sich in einer Ebene auslenken und können so auch als Sektion einen Freiheitsgrad der Manipulatorstruktur repräsentieren. Eine weitere beispielhafte FKG Anordnung für Sektionen ist in Abbildung 7.4 (c) gezeigt. Hierbei sind parallele, ebene FKG Segmente alternierend um 90° verdreht zueinander angeordnet. Dies ermöglicht ebenfalls, dass die Sektion um zwei Raumachsen ausgelenkt werden kann. Die Auslenkung in die zwei Raumrichtungen kann dabei überlagert werden.

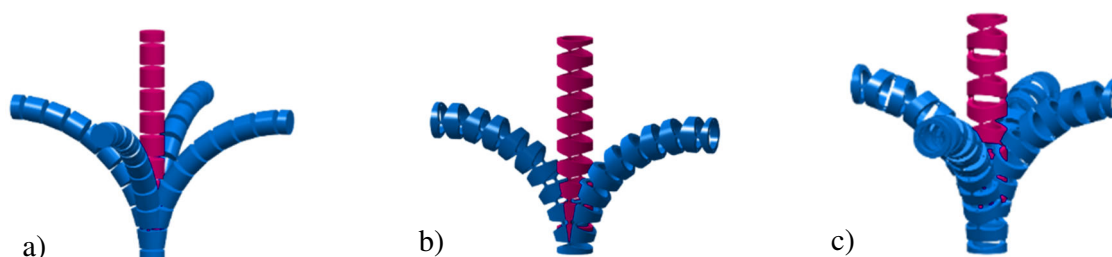


Abbildung 7.4: Beispielhafte Festkörpergelenkstrukturen basierend auf rotationssymmetrischen Festkörpergelenkgeometrien (a), parallel angeordneten ebenen Festköperelementen (b) und parallel ebenen FKG Segmenten, die in der Sektion alternierend um 90° angeordnet sind (c)

Bei der Auslegung der Festkörpergelenkstrukturen kann durch die Kombination aus Festkörpergelenkstrukturen die kinematische Struktur des monolithischen Manipulators definiert werden. Beim Entwurf der Manipulatorstrukturen und speziell der Dimensionierung der Festkörpergelenke müssen Randbedingungen durch den Fertigungsprozess zwingend berücksichtigt werden. Die Fertigbarkeit hängt beim selektiven Lasersintern dabei stark vom Laserfokusbereich und der Schichthöhe ab. Im Zuge dieser Arbeit wird mit einer EOS Formiga P100 (EOS, Krailling, Deutschland) gearbeitet, die einen Laserfokus von ca. 0,45 mm aufweist und mit einer Schichthöhe von 100 μm betrieben wird. In Hinsicht auf das Fertigungsverfahren ist auch von besonderer Bedeutung, dass bei der Anordnung der Festkörpergelenke darauf geachtet wird, diese möglichst in der x-y-Ebene zu positionieren, um so den Einfluss von fertigungsbedingten anisotropen Bauteileigenschaften in z-Richtung zu minimieren. Die Dimensionierung von SLS gefertigten Festkörpergelenkstrukturen wird im Folgenden genauer erläutert.

Die automatisierte Konstruktion erfolgt in der von Professor Lüth entwickelten MATLAB SG-Library (Lueth 2015). Diese ermöglicht das Generieren von Oberflächenmodellen von Volumenkörpern als *Solid Geometry (SG)* auf Basis von Punktwolken. Neben den 2,5D bzw. 3D *SG* Geometrien können auch 2D Konturen als sogenannte *Closed Point List (CPL)* oder *Point List (PL)* verarbeitet werden. Aus einer 2D Kontur kann anhand einer klassischen Extrusion beispielsweise eine 2,5D *SG* Geometrie erzeugt werden. Hierbei entstehen triangulierte Flächen, die in der *Facet List (FL)* zusammengefasst sind und in Kombination mit den Punkten der Oberfläche, die in der *Vertex List (VL)* zusammengefasst sind, eine *SG* Geometrie definieren. Die beschriebenen Begriffe sollen hier eingeführt werden, da auf diese bei der Beschreibung des automatisierten Konstruktionsprozesses Bezug genommen wird.

7.2 Beschreibung der Festkörpergelenkkinematik

Zur Modellbildung von Festkörpergelenkstrukturen finden sich in der Literatur verschiedene analytische und numerische Ansätze. Hierbei werden sowohl analytische Ansätze auf Basis der Euler-Bernoulli Theorie oder Timoshenko-Balkentheorie als auch numerische Ansätze mit Hilfe von Finite Elemente Analysen (FEA) vorgestellt, um Spannungszustände in einem Festkörpergelenk zu bestimmen. Während analytische Lösungen auf Basis linearer Steifigkeits- bzw. Nachgiebigkeitsmatrizen größere Verformungen mit geometrischen Nichtlinearitäten nicht adäquat abbilden können, benötigen FEA Lösungen eine hohe Anzahl an Freiheitsgraden, was den Rechenaufwand erhöht. Das Pseudo-Rigid-Body-Model (PRBM), welches in Abbildung 7.5 schematisch gezeigt ist, stellt einen nichtlinearen, vereinfachenden Ansatz zur Modellierung von Festkörpergelenken und nachgiebigen Mechanismen dar. Das simple Modell verbindet die Starrkörpermechanik und die Theorie der nachgiebigen Mechanismen, indem flexible

Strukturelemente durch äquivalente Drehfedern und steife Elemente als Starrkörper modelliert werden. Bei der PRBM kann zudem zwischen Elementen mit verteilter Nachgiebigkeit oder konzentrierter Nachgiebigkeit unterschieden werden, was die Position und Steifigkeit der Drehfeder beeinflusst. Das vereinfachte Modell kann näherungsweise zur Spannungsberechnung genutzt werden (Howell 2001; Friedrich 2016, S. 3-5).

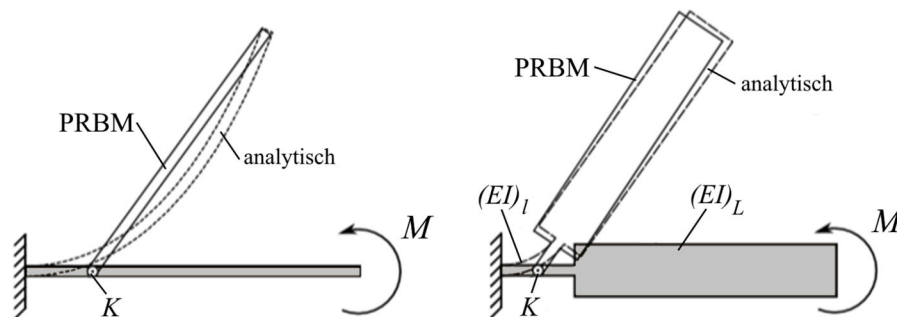


Abbildung 7.5: Pseudo-Starrkörpermodell (Pseudo-Rigid-Body-Model (PRBM)) nach Howell (2005): (a) PRBM für Mechanismen mit verteilter Nachgiebigkeit, (b) PRBM für Mechanismen mit konzentrierter Nachgiebigkeit (Bild angelehnt an: Howell 2001)

Im Zuge dieser Arbeit soll der Fokus auf der Entwicklung und Untersuchung eines Minimalmodells für die näherungsweise Berechnung und Simulation von selektiv lasergesinterten FKG Strukturen liegen, mit dem es möglich ist, Struktureigenschaften schnell abzuschätzen und iterativ auslegen zu können. Es soll dabei möglich sein, die Lastfälle an den Strukturen mit möglichst geringem Rechenaufwand, d.h. ohne die Verwendung rechenintensiver Finite Element Methoden, ausreichend genau zu berechnen, um die Auslegung bzw. Simulation zweckmäßig und effektiv in den automatisierten Entwurfsprozess integrieren zu können. Unter dieser Voraussetzung wurde bei der Modellbildung eine Implementierung, angelehnt an den PRBM Ansatz nach Howell (2001), gewählt. Bei der Repräsentation des Festkörpergelenks als Drehfeder mit Federsteifigkeit K und fixem Rotationszentrum wird die Position des Rotationszentrums vereinfachend im Zentrum des dünnsten Querschnitts der symmetrischen kreisförmigen FKGs angenommen. Für die Federsteifigkeit der modellierten Torsionsfeder wird beim ebenen Kreiskerbgelenk die theoretische Nachgiebigkeit des Gelenks nach Merken et al. (2004) entsprechend der vereinfachten Formel nach Paros & Weisbord (1965) angenommen mit dem Elastizitätsmodul E , dem Auslenkwinkel des Festkörpergelenks α_{fh} sowie Radius R , Breite w und Dicke t des Festkörpergelenks (Yong et al. 2008, S. 69):

$$K = \frac{M_{fh}}{\alpha_{fh}} = \frac{2 \cdot E \cdot w \cdot t^2}{9 \cdot \pi \cdot \sqrt{R}} \quad (7.1)$$

7.3 Berechnung und Auslegung der Festkörpergelenkstrukturen

Hinsichtlich der Implementierung des automatisierten Entwurfsprozesses stehen speziell die Identifikation der Grenzwerte der Festkörpergelenkabmessungen für die Herstellung funktionsfähiger Festkörpergelenkstrukturen mittels gängiger SLS Verfahren sowie eine orientierende Untersuchung der mechanischen Eigenschaften der Festkörpergelenkgeometrien im Fokus. Im Zuge dieser Arbeit ist diese Untersuchung wichtig, da in der Literatur und seitens der 3D-Drucker-Hersteller bisher kaum Informationen zu dünnwandigen SLS Strukturen und speziell deren Einsatz als Festkörpergelenke zur Verfügung stehen. Es wurden daher zunächst sinnvolle Dimensionen für mittels SLS herstellbare Festkörpergelenke identifiziert. Anschließend wurden Biegeversuche, Dauerlastfestigkeitsversuche und Zugversuche für die dünnwandigen Strukturen

durchgeführt, um die mechanischen Eigenschaften zu charakterisieren. Hier wurde im Besonderen auch der Einfluss einer Nachbehandlung der SLS gedruckten Strukturen untersucht. Die Ergebnisse sollen anschließend als Grundlage für die automatisierte Berechnung von Manipulatorstrukturen herangezogen werden. Im Rahmen dieser Arbeit wurde dabei versucht, die spezifisch für den Entwurf von selektiv lasergesinterten Festkörpergelenkstrukturen relevanten mechanischen Eigenschaften mit den zur Verfügung stehenden Möglichkeiten zunächst grundlegend zu bestimmen. Die Ergebnisse ermöglichen eine erste Charakterisierung der Strukturen. Umfassendere, standardisierte und materialtechnische Untersuchungen der Strukturen mit noch größeren Probenumfängen sollten zukünftig angestrebt werden.

7.3.1 Untersuchung von plastischer und elastischer Verformung bei Festkörpergelenken

Bei der Auslenkung von Festkörpergelenken treten elastische und plastische Verformungen auf. Das Auftreten plastischer Verformung führt bezüglich der Dauerlast mittel- oder kurzfristig zum Versagen des Bauteils. Aus diesem Grund wurde zunächst in einem ersten qualitativen Versuch untersucht, welchen Einfluss die geometrischen Parameter Gelenkbreite w und die Gelenkdicke t auf lasergesinterte ebene, symmetrisch kreisförmige Festkörpergelenke haben. Hierfür sollte in einem ersten Versuch der Auslenkwinkel, ab welchem eine plastische Verformung eintritt, für die selektiv lasergesinterten Probekörper bestimmt werden. Dabei ist der Auslenkwinkel im untersuchten ebenen Lastfall von der maximalen, in den Gelenken auftretenden Biegespannung abhängig. Diese ergibt sich im dünnsten Querschnitt des Gelenks in der Randfaser als:

$$\sigma_{max} = \frac{M_y}{I_y} \cdot z_{max} = \frac{M_y}{W_y} \quad (7.2)$$

Dabei ist M_y das äußere Biegemoment, I_y das Flächenträgheitsmoment, z_{max} der maximale Abstand zur neutralen Faser und W_y das Widerstandsmoment.

Das Moment M_{fh} an einem symmetrischen, kreisförmigen Festkörpergelenk bzw. Kreiskerbgelenk ergibt sich nach Merken et al. (2004) mit dem Elastizitätsmodul E , dem Auslenkwinkel des Festkörpergelenks α_{fh} sowie Radius R , Breite w und Dicke t des Festkörpergelenks wie folgt (vgl. Formel 7.1):

$$M_{fh} = \frac{2 \cdot \alpha_{fh} \cdot E \cdot w \cdot t^{\frac{5}{2}}}{9 \cdot \pi \cdot \sqrt{R}} \quad (7.3)$$

Die maximale Spannung im Gelenk ergibt sich somit aus Formel 7.2 und Formel 7.3 zu:

$$\sigma_{max} = \frac{4 \cdot \alpha_{fh} \cdot E \cdot \sqrt{t}}{3 \cdot \pi \cdot \sqrt{R}} \quad (7.4)$$

Somit wird deutlich, dass die Breite w keinen Einfluss auf die auftretende Spannung und damit keinen Einfluss auf den Auslenkwinkel haben sollte. Die Dicke t geht jedoch mit der Quadratwurzel in die Spannung respektive den Auslenkwinkel ein.

Hier muss angemerkt werden, dass sich die als Bezugsgröße zugrunde gelegte Spannung im Bauteil auf ideale Geometrien und gleichmäßig isotrope Materialeigenschaften bezieht, von denen im Falle von SLS gefertigten Bauteilen aufgrund von Fertigungsungenauigkeiten und dem Einfluss der porösen Randschicht nicht ausgegangen werden kann. Dies bedeutet, die basierend auf den geometrischen Abmessungen und dem Biege-E-Modul berechneten Spannungen stellen keine Absolutwerte der tatsächlich auftretenden Randfaserspannungen dar, sollen aber im Zuge der Auswertung der Versuchsergebnisse als relatives Bezugsmaß bezüglich der Festkörpergeometrien bzw. der Dimensionierung der Festkörpergelenke dienen.

Für den Versuch wurden lasergesinterte Probekörper mit variierenden Festkörpergelenkparametern (Breite und Dicke) aus PA2200 (EOS, Krailling, Deutschland) gefertigt. Der Radius wurde mit 1 mm konstant gehalten. Zudem wurden an jedem Probekörper Anschläge vorgesehen, die eine Auslenkung um einen definierten Auslenkwinkel ermöglichten. Die Dicke wurde dabei zwischen 0,5 mm und 1,5 mm in Zehntelmillimeter aufgelöst. Die Probekörper wurden für drei Breiten (2 mm, 3 mm und 5 mm) und Auslenkwinkeln zwischen 8° und 17° untersucht.

Die Probekörper ($n = 33$) wurden eingespannt und anschließend jeweils bis an den integrierten Endanschlag, der den untersuchten Auslenkwinkel je Probekörper definiert, mechanisch ausgelenkt. Anschließend wurde das Gelenk entlastet und optisch über einen Vorher-Nachher-Abgleich bestimmt, ob am Gelenk eine plastische Verformung zurückgeblieben ist. Die Ergebnisse in Abhängigkeit der geometrischen Parameter sind in Abbildung 7.6 dargestellt.

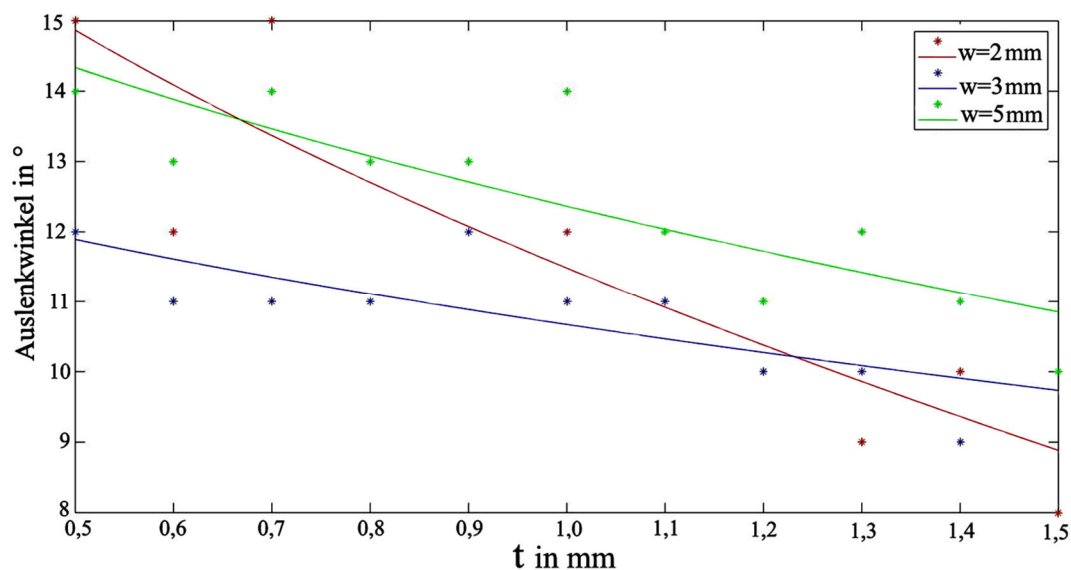


Abbildung 7.6: Messergebnisse zur experimentellen Bestimmung des Auftretens von plastischer Verformung bei dünnwandigen selektiv lasergesinterten PA12 Festkörperelementen

Um einen Bezug zur Grenzspannung für das Auftreten plastischer Verformung herstellen zu können, muss ein E-Modul für die dünnwandigen lasergesinterten Strukturen bestimmt werden.

7.3.2 Bestimmung des Biege-E-Moduls für SLS gefertigte Festkörpergelenke

Da von Herstellerseite keine mechanischen Kennwerte speziell für dünnwandige Strukturen bereitgestellt werden und in der Literatur auch keine Werte für Materialkennwerte in Dimensionen von Festkörpergelenken vorhanden sind, musste im Zuge dieser Arbeit ein Referenzwert für das Biege-E-Modul von SLS Bauteilen in Dimensionen von Festkörpergelenkstrukturen ermittelt werden. Auf dessen Basis sollen auftretende Spannungen theoretisch berechnet und so abgeschätzt werden können, um Simulationen der Festkörpergelenkketten realisieren zu können. Die durch den Hersteller (EOS, Krailling, Deutschland) bereitgestellten Materialkennwerte für SLS gefertigte Bauteile sind nur für Wandstärken größer 1,5 mm gültig beziehungsweise werden in Bezug auf die entsprechende Prüfnorm mit massiveren Probekörpern ermittelt (Bsp. EN ISO 178 für die Ermittlung des Biege-E-Moduls von Kunststoffen). Hierbei ist zu berücksichtigen, dass das vom Hersteller angegebene Biege-E-Modul nach EN ISO 178 ermittelt wird, welche ursprünglich für spritzgegossene bzw. gepresste Kunststoffprobekörper vorgesehen war. Der nach Prüfnorm zu verwendende Standard-Probekörper hat eine Dicke von 4 mm und die minimal zulässige nominale Probendicke für Sonderausführungen beträgt 1 mm. Ein Abfall des E-Moduls abhängig von der Wandstärke wird bei klassischen Zugversuchen bereits bei Dicken über einem Millimeter deutlich

(Breuninger 2013, S. 65). Lediglich Coy et al. (2013) untersuchen mit Wandstärken von 0,5 mm und 0,7 mm auch für Dicken kleiner 1 mm, in diesem Fall für das Biege-E-Modul SLS gedruckter Platten. Für die beim Druck in der Ebene der Bauplattform orientierten filigranen FKG Manipulatorstrukturen mit einer Querschnittsfläche von ca. 0,25 – 2,5 mm² muss die x-z-Orientierung aus Coy et al. (2013) angenommen werden. Das Biege-E-Modul zeigt für die in dieser Orientierung gedruckten Testkörperplatten einen deutlichen Abfall bis 600 N/mm² für Wandstärken kleiner 1 mm. Da bereits bei den großflächigen Plattenprobekörpern ein signifikanter Abfall des Biege-E-Moduls zu erkennen ist, wurde in dieser Arbeit eine gezielt anwendungsnahe Untersuchung von SLS gefertigten Festkörperelementen angestrebt. Es wurden daher gezielt Festkörpergelenke als Probekörper verwendet, um einen Wert für das Biege-E-Modul zu ermitteln, welcher speziell die Anwendung abbildet. Die Probekörper wurden entsprechend der geeigneten Orientierungen während des Druckprozesses (in der x-y-Ebene der Bauplattform orientiert) mittels SLS hergestellt. Die Festkörpergelenkparameter wurden entsprechend filigraner, realistisch in Manipulatorsystemen einsetzbaren Dimensionen für SLS gefertigte Festkörpergelenke variiert (Breite: 0,5 mm – 1 mm, Dicke: 0,75 mm - 0,95 mm). Die Probekörper wurden jeweils mit einem integrierten mechanischen Anschlag für den maximalen Auslenkwinkel gedruckt, der es ermöglicht, um den definierten Winkel auszulenken. Die Auslenkwinkel wurden mit 10° und 20° gewählt. Für die Messung werden die Probekörper eingespannt und mittels einer in einer zentralen Bohrung des Probekörpers fixierten und durch eine senkrecht zum Festkörpergelenk gespannte Schnur mit einem Moment beaufschlagt. Die Schnur ist mit einer Kraftmessdose verbunden, welche über eine Stellschraube angetrieben wird, um eine Zugkraft auszuüben (siehe Abbildung 7.7).

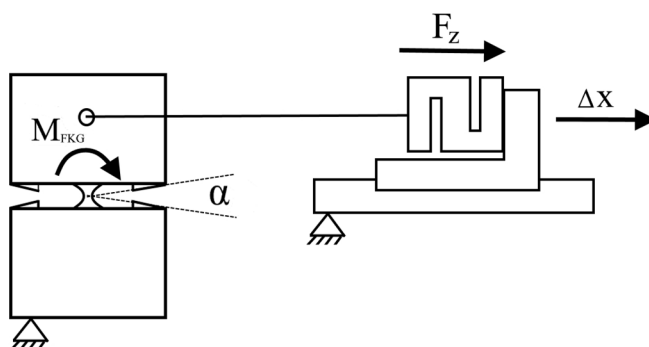


Abbildung 7.7: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur experimentellen Untersuchung des Biege-E-Moduls für dünnwandige selektiv lasergesinterte PA12 Festkörperelemente

Die Festkörpergelenke der Probekörper werden jeweils bis zum Anschlag ausgelenkt. Bei der Messung wird darauf geachtet, dass der mechanische Endanschlag erreicht ist, dabei aber noch kein unproportionaler Anstieg des gemessenen Kraftwertes auftritt. Über die Seilkraft kann, unter Berücksichtigung des Abstands des Fixierungspunkt am Probekörper relativ zur Festkörpergelenkposition sowie des Auslenkwinkels, das resultierende Biegemoment am Festkörpergelenk über Formel 7.4 bestimmt werden. 36 Probekörper wurden je neun Mal gemessen. Die Messwerte sind in Abbildung 7.8 über dem theoretischen Flächenträgheitsmoment der Probekörpergeometrie aufgetragen. Der Mittelwert dieses anwendungsnahe ermittelten Biege-E-Moduls für Geometrien mit Wandstärken kleiner ein Millimeter liegt bei 680 N/mm² und somit deutlich geringer als die Herstellerangaben, die auf Basis größer dimensionierter Standardprobekörper ermittelt wurden.

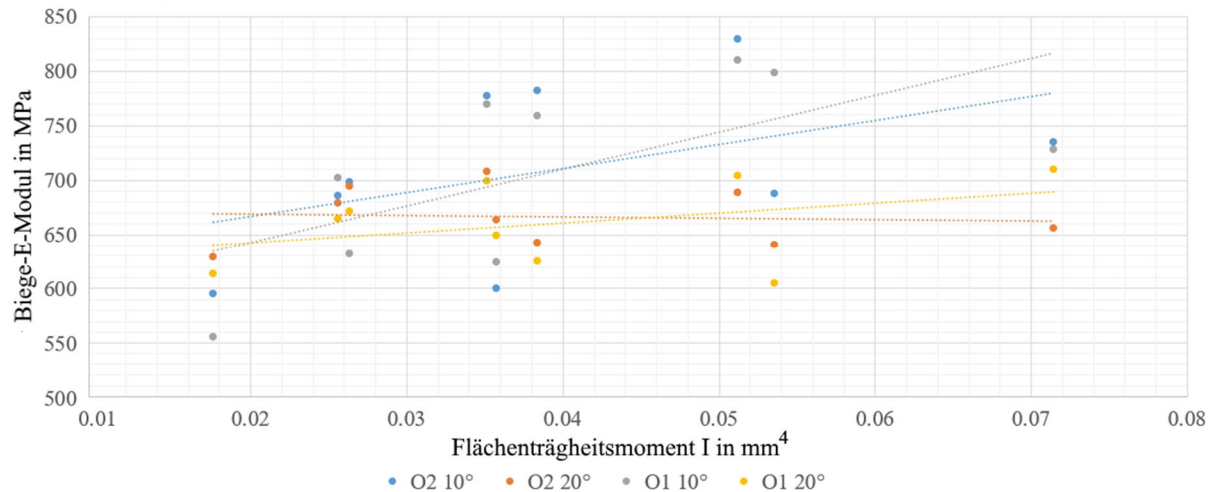


Abbildung 7.8: Messergebnisse zur experimentellen Untersuchung des Biege-E-Moduls für dünnwandige selektiv lasergesinterte PA12 Festkörperelemente

7.3.3 Untersuchung von SLS gedruckten Festkörpergelenken unter dynamischer Dauerlast

Im Hinblick auf eine Verwendung in Einweg-Manipulatorstrukturen, ist die Robustheit der SLS gefertigten Festkörpergelenke unter Dauerlast von besonderer Bedeutung. Da für SLS gefertigte Festkörpergelenke in der Literatur keine Kennwerte zur Verfügung stehen, wurde die dynamische Festigkeit genauer im Hinblick auf einen Einsatz der Strukturen als Einweg-Manipulatoren untersucht. In diesem Zusammenhang wurde die Robustheit gegenüber Wechsellast experimentell anhand eines anwendungsnahen Dauerlastversuchs für SLS gedruckte Festkörpergelenkstrukturen ermittelt. In Krieger et al. (2017b) wurde bereits für einzelne Festkörperelementprobekörper die Zeitfestigkeit unter variierender Last untersucht und beschrieben. Es muss hierbei berücksichtigt werden, dass für die dünnwandigen lasergesinterten Bauteile ein starker Einfluss durch Fehlstellen aufgrund der Oberflächenrauigkeit und Materialinhomogenität auftritt. Außerdem bedingt der Versuchsaufbau und Lastfall am einzelnen FKG auftretende Torsionsspannungen, die das Versagen der Bauteile zudem maßgeblich beeinflussen.

Um die Festkörpergelenke noch näher unter Anwendungsbedingungen zu testen, wurde eine parallele Anordnung gewählt, wie sie beispielsweise beim SPOT Manipulator (siehe Kapitel 7.6) verwendet wird. Durch die parallele Anordnung kann auch der Einfluss der Torsionsspannung verringert werden. Abbildung 7.9 zeigt schematisch den Versuchsaufbau. Die Festkörpergelenke wurden dabei mit einer konstanten Last beaufschlagt und somit ausgelenkt (siehe Abbildung 7.9 (6)). Der Hub wird durch den Hubweg des Schlittens definiert, der wiederum durch den Exzenter bewegt wird. Im Vergleich zur Untersuchung der einzelnen Festkörpergelenke in Krieger et al. (2017b) wird der Auslenkwinkel nicht über mechanische Anschläge, sondern, wie beschrieben, über den Hubweg eingestellt. Es werden sechs parallel angeordnete Probekörper gleichzeitig durch den Schlitten wechselnd dynamisch ausgelenkt.

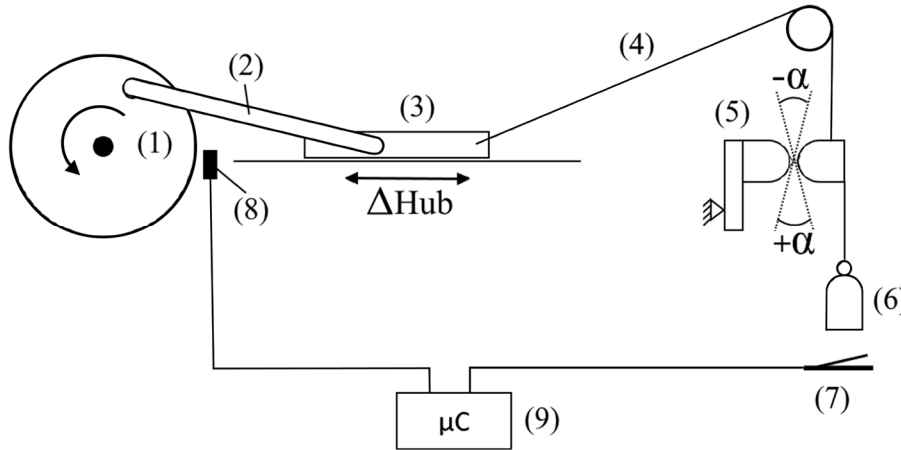


Abbildung 7.9: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus für den Dauerlastversuch: Über die Exzentrerscheide (1) und die Pleuelstange (2) wird die Rotation des antreibenden Gleichstrommotors in eine Linearbewegung des Schlittens (3) umgewandelt. Über Drahtseile (4) werden die SLS gedruckten Probekörper (5) ausgelenkt. Als Gegenkraft wirkt ein Gewicht (6) am Probekörper (5). Beim Versagen der Probekörper durch den Bruch des untersuchten Festkörperelements wird jeweils ein Taster (7) ausgelöst. Auf diese Weise kann die über die Lichtschranke (8) mitgezählte Zyklenzahl bis zum Bruch bestimmt und mittels Mikrocontroller (9) auf eine SD-Karte geschrieben werden

Die Ergebnisse der Versuche ($n = 270$) sind in Abbildung 7.10 dargestellt, indem die theoretisch auf Basis der Geometrie und unter Annahme des ermittelten Biege-E-Modul Wertes (Kapitel 7.3.2) berechneten Spannungen über der erreichten Lastzyklenzahl logarithmisch aufgetragen sind.

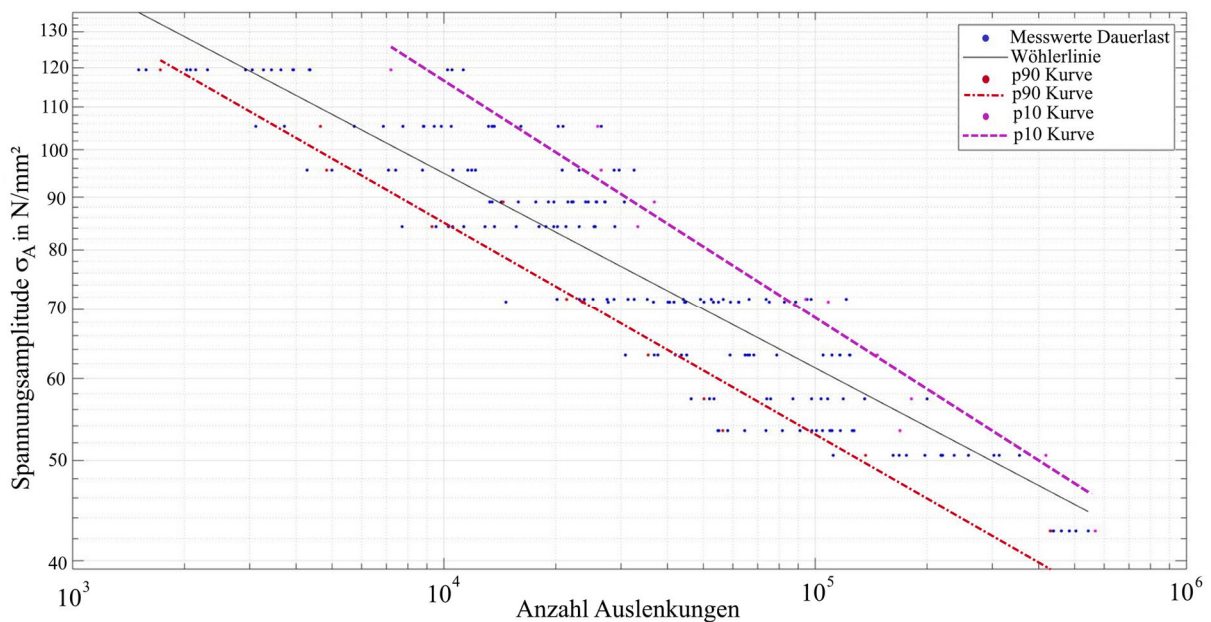


Abbildung 7.10: Messergebnisse des dynamischen Dauerlasttests für unbehandelte SLS gedruckte Festkörpergelenk-Probekörper ($n=270$). Dargestellt als Wöhler-Kurve mit der maximalen Randfaserspannung logarithmisch aufgetragen über die logarithmisch aufgetragenen Lastzyklenzahlen bis zum Bruch. Zusätzlich sind die Überschreitungswahrscheinlichkeiten von 90% (cyan) und die Unterschreitungswahrscheinlichkeit von 10% (rot) markiert

Wie bereits erwähnt, werden die mechanischen Eigenschaften von dünnwandigen SLS gefertigten Bauteilen stark durch die Oberflächenrauigkeit sowie die inhomogene Randschicht beeinflusst. Die Spannungswerte können daher nicht als Absolutwerte der tatsächlich auftretenden Spannungen verstanden werden, jedoch können sie als relative Bezugsgröße dienen. Aufgrund der Restriktionen hinsichtlich der Materialeigenschaften von dünnwandigen, additiv gefertigten Festkörpergelenkstrukturen war das Ziel der Untersuchung daher nicht die Bestimmung exakter Materialmodelle, wie beispielsweise Ansätze in Friedrich (2016) mit dem Fokus auf metallische Festkörpergelenke vorgestellt werden, sondern das Aufstellen eines Minimalmodells, das es ermöglicht, die Zeitfestigkeit von selektiv lasergesinterten Festkörpergelenken abschätzen zu können. Anhand des anwendungsnahen Szenarios wird die Robustheit von SLS gefertigten Festkörpergelenkstrukturen gegenüber andauernder wechselnder Last untersucht. Auf Basis dieser Erkenntnisse kann dann die Robustheit von Festkörpergelenkstrukturen gegenüber langzeitiger Belastung und deren potenzielle Anwendbarkeit hinsichtlich eines Einsatzes als Einweg-Manipulatorsystem beurteilt werden.

Mit Hilfe von Nachbehandlungstechniken ist es möglich, die Oberflächeneigenschaften von fertigungsbedingt rauen Polyamid SLS Bauteilen zu verbessern. Speziell bei den untersuchten dünnwandigen Festkörpergelenkstrukturen, die typischerweise dynamischen Lastfällen ausgesetzt sind, haben Kerbwirkungen aufgrund von Fehlstellen in der rauen Oberflächenstruktur sowie inhomogene Materialeigenschaften in den Randschichten einen besonderen Einfluss auf die Robustheit dieser Funktionselemente. In diesem Zusammenhang wurde der Einfluss des Oberflächenglätzens auf die Robustheit von SLS gefertigten Festkörpergelenken unter Dauerlast untersucht. Hierzu wurden die bereits beschriebenen Probekörper mit parallel angeordneten Festkörpergelenken nach der Fertigung mittels Lösungsmittel geglättet und anschließend ebenfalls die Lastzyklenzahl bis zum Bruch bestimmt. Die Oberflächenbehandlung erfolgte mit Hilfe einer PostPro3D Glättungsanlage (Additive Manufacturing Technologies, Sheffield, UK), wobei die dünnwandigen Bauteile vor der Behandlung gekühlt wurden. Der Glättungsprozess erfolgte mit 190 ml Lösungsmittel für 180 Sekunden bei 250 mBar und einer Trockenzeit von 2,5 h. In Abbildung 7.11 sind die Messwerte für ($n = 49$) untersuchte Probekörper, die mittels Oberflächenglättung behandelt wurden, zusammen mit den Messwerten der unbehandelten Proben (vgl. Abbildung 7.10) aufgetragen.

Im Zuge dieser Arbeit konnten aufgrund der Testkapazitäten für langzeitige Dauerlastversuche, neben der umfangreichen Untersuchung der unbehandelten SLS Bauteile, nur eine begrenzte Anzahl an geglätteten Proben experimentell untersucht werden. Diese orientierenden Messergebnisse für den begrenzten Probenumfang lassen jedoch bereits einen positiven Einfluss durch eine Oberflächenglättung vermuten. Dieser positive Einfluss kann in Bezug auf die SLS gefertigten monolithischen Manipulatoren als zusätzliche Sicherheit bei der Auslegung gegenüber Dauerlast berücksichtigt werden, sollte aber zukünftig noch genauer untersucht werden. Weitere positive Eigenschaften hinsichtlich des Einsatzes als Manipulatoren für die MIC stellen die durch die Oberflächenglättung hydrophoben, versiegelten Bauteiloberflächen dar. Durch den Glättungsprozess werden zudem etwaige Polyamid Pulverrückstände in der geglätteten Oberfläche gebunden.

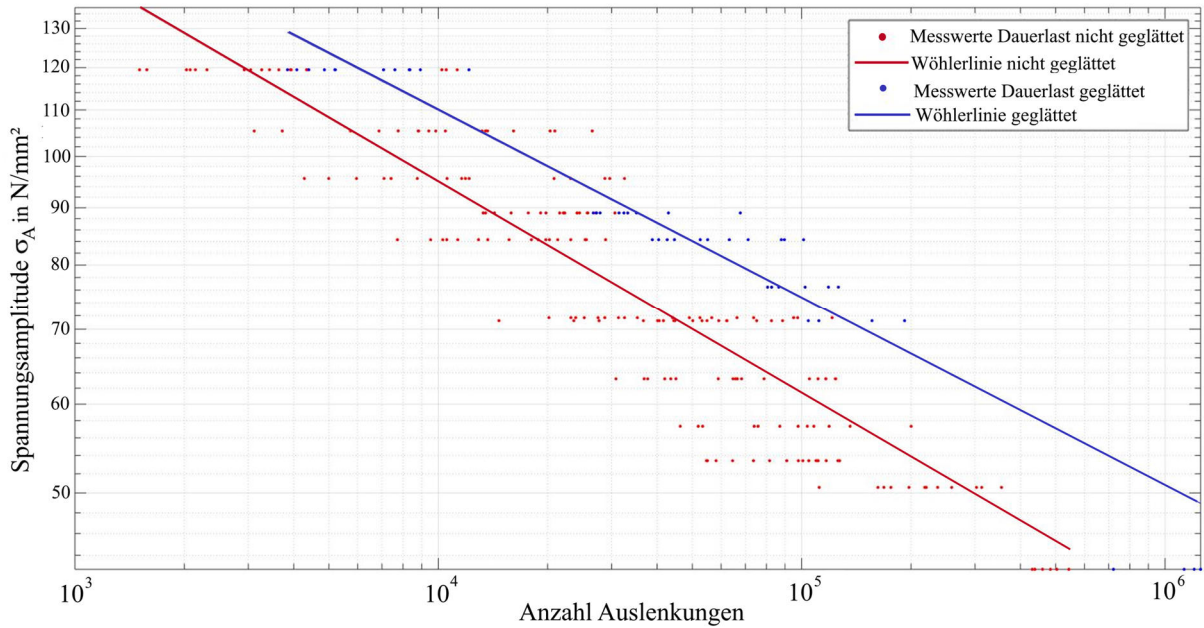


Abbildung 7.11: Messergebnisse des dynamischen Dauerlasttests: (rot) Messwerte der unbehandelten SLS gedruckten Festkörpergelenk-Probekörper (n=270), (blau) Messwerte der mittels Oberflächenglättungen nachbehandelten SLS gedruckten Festkörpergelenk-Probekörper (n=49). Dargestellt als Wöhler-Kurve mit der maximalen Randfaserspannung logarithmisch aufgetragen über die logarithmisch aufgetragenen Lastzyklenzahlen bis zum Bruch

7.3.4 Untersuchung der Zugfestigkeit und Bruchdehnung von dünnwandigen SLS

Bauteilen

Um die mechanischen Eigenschaften der filigranen SLS gedruckten Festkörpergelenkgeometrien zusätzlich beurteilen zu können, wurden Zugversuche durchgeführt. Hierbei sollte speziell der Einfluss einer Oberflächenglättung als Nachbehandlung für die SLS Strukturen sowie der zusätzliche Einfluss einer Dampfsterilisation untersucht werden.

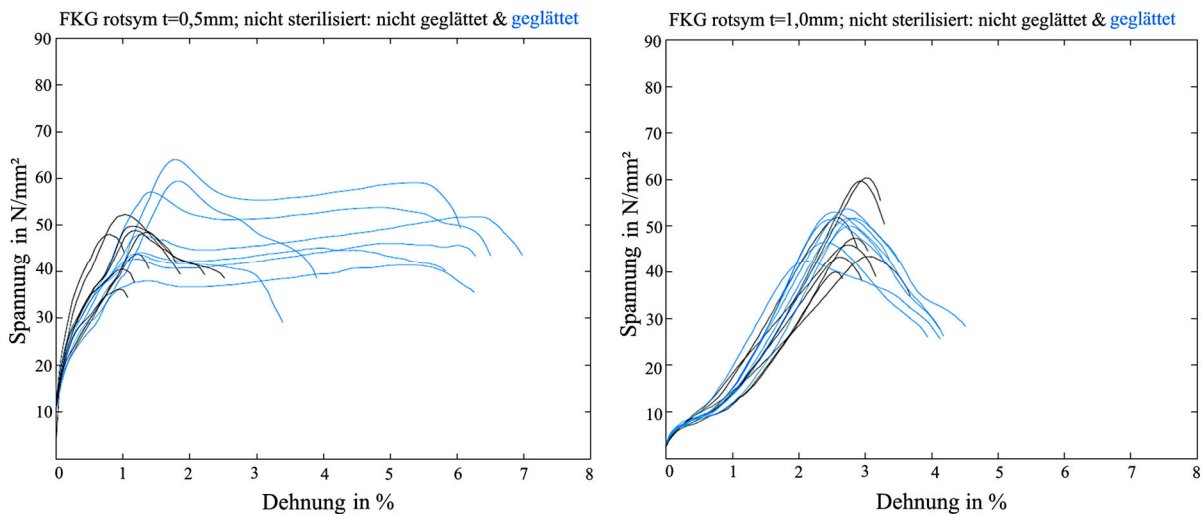


Abbildung 7.12: Messergebnisse der Zugversuche von selektiv lasergesinterten Festkörpergelenken ohne Nachbehandlung der Bauteiloberfläche (schwarz) und mittels Glättung nachbehandelter Oberfläche (rot)

Betrachtet man die Zugversuchsmessungen für nicht sterilisierte, kreisförmige rotationssymmetrische Probekörper mit einer Festkörpergelenkdicke t von 0,5 mm bzw. 1,0 mm in Abbildung 7.12, wird eine deutlich erhöhte Bruchdehnung bei den geglätteten Proben deutlich. Dieser Effekt ist bei den dünneren Probekörpern noch deutlich stärker ausgeprägt (siehe Abbildung 7.12 (links)). Ein Einfluss auf Zugfestigkeit ist nicht eindeutig nachweisbar.

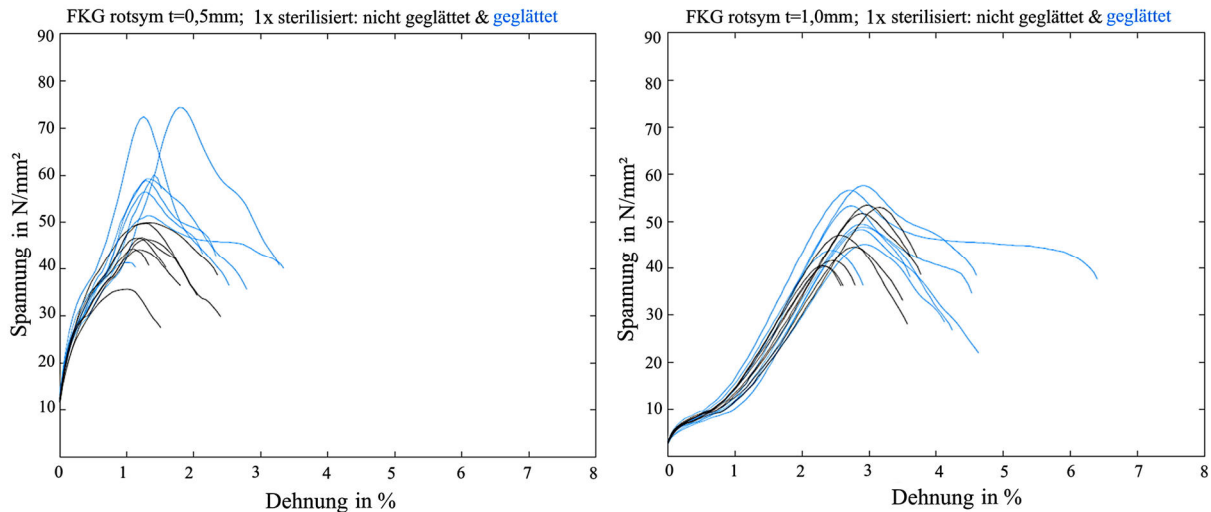


Abbildung 7.13: Messergebnisse der Zugversuche von selektiv lasergesinterten Festkörpergelenken nach einmaliger Heißdampf-Sterilisation im Autoklaven (5 min bei 134°C) ohne Nachbehandlung der Bauteiloberfläche (schwarz) und mittels Glättung nachbehandelter Oberfläche (rot)

In Abbildung 7.13 sind zudem die Zugversuchsmessungen für die entsprechenden Probekörpergeometrien nach einmaliger Heißdampfsterilisation (5 min bei 134°C) aufgezeigt. Während bei den nicht geglätteten Proben die Sterilisation einen leicht negativen Einfluss auf die Zugfestigkeit zu haben scheint, ist dieser Effekt bei den geglätteten Proben nicht zu beobachten. Die stark ausgeprägte Erhöhung der Bruchdehnung bei den dünnsten Probekörpern wird durch die Heißdampfsterilisation wieder reduziert, wobei die durchschnittliche Bruchdehnung immer noch über der der nicht geglätteten Proben liegt.

Selbstverständlich muss in Bezug auf die hier vorgestellten orientierenden Messungen der sehr geringe Probenumfang ($n=8$ je Probekörpertyp) berücksichtigt werden, wodurch eine Beurteilung der Messungen höchstens qualitativ möglich ist. Auf Basis der Zugversuche, als Messverfahren zur Bestimmung von grundlegenden mechanischen Eigenschaften, sollte in diesem Zusammenhang lediglich eine grobe Überprüfung eines Einflusses von Oberflächenglättung auf die mechanischen Bauteileigenschaften dünnwandiger SLS Bauteile betrachtet werden sowie etwaige Effekte durch eine Heißdampfsterilisation vor dem Hintergrund des Einsatzes der Strukturen als Einweg-Manipulatoren.

7.3.5 Dimensionierung von Festkörpergelenken für SLS gefertigte Manipulatorstrukturen

Wie in den vorherigen Kapiteln beschrieben, bietet die theoretische Berechnung der auftretenden Randfaserspannungen auf Basis der Festkörpergelenksgeometrie eine Möglichkeit, die Zeitfestigkeit abzuschätzen. An dieser Stelle sollen jedoch allgemeine Richtwerte für die Dimensionierung von SLS gefertigten Festkörpergelenken genannt werden, die beim beschriebenen automatisierten Entwurf auch als Grenzwerte verwendet werden. Es soll anhand der geometrischen Grenzwerte für die Dimensionierung möglich sein, sich bei der Auslegung von SLS gefertigten Festkörpergelenkstrukturen zu orientieren, auch ohne eine Berechnung der Randfaserspannungen

durchführen zu müssen, für welche ein Modell der Gesamtstruktur nötig ist. Unter Berücksichtigung der Fertigung mittels SLS und einer EOS Formiga P100 mit Laserfokusbildmesser von ca. 450 μm (EOS, Krailling, Deutschland) können folgende orientierende Festkörpergelenksdimensionen genannt werden:

- Die Festkörpergelenkdicke t geht in der dritten Potenz in das Flächenträgheitsmoment ein, was einen überproportionalen Einfluss auf die Steifigkeit des Festkörpergelenks zur Folge hat (vgl. Formel 7.1). Um gezielt die Torsionssteifigkeit der FKG Struktur zu erhöhen, kann t vergrößert werden, wodurch aber auch höhere Aktuierungskräfte nötig werden. Für die Festkörpergelenkdicke t gilt allgemein:
 $t = 0,7 \text{ mm} - 1,0 \text{ mm}$: FKG Strukturen mit allgemein guter Flexibilität und Robustheit
 $t < 0,7 \text{ mm}$: Filigrane wenig robuste FKG Struktur, wenn die Oberfläche nicht nachbehandelt wird
 $t > 1,0 \text{ mm}$: Relativ steife FKG Struktur, die nur in Kombination mit kleinen Auslenkwinkeln verwendet werden sollte. Ein ausreichend großer Hebelarm für die aktuierenden Bowdenzüge sollte vorgesehen werden
- Die Festkörpergelenkbreite b beeinflusst die Biegesteifigkeit des Festkörpergelenks in Biegerichtung nicht überproportional. Da sie die maximal auftretende theoretische Randfaserspannung nicht beeinflusst, kann b prinzipiell beliebig gewählt werden, solange eine Integration in die Gesamtstruktur möglich ist. Durch breitere Festkörpergelenke kann beispielsweise die Torsionssteifigkeit der FKG Struktur erhöht werden. Eine Mindestbreite sollte bezüglich der Herstellungsgrenzen eingehalten werden.
 $b < 1,0 \text{ mm}$: Filigrane FKG Strukturen, bei denen eine parallele Anordnung zu bevorzugen ist
 $b > 1,0 \text{ mm}$: Solide FKG Strukturen; bei Festkörpergelenkbreiten über 3 mm kann eine Unterteilung sinnvoll sein
- Der Auslenkwinkel α hat entscheidenden Einfluss auf die auftretende Randfaserspannung (vgl. Formel 7.1) und somit auf die Zeitfestigkeit der FKG Strukturen. Durch eine Minimierung des Winkels kann die Robustheit gegenüber wechselnder Dauerlast erhöht werden. Allgemein günstige Werte für den Auslenkwinkel pro Festkörpergelenk liegen bei:
 $\alpha = 5^\circ - 10^\circ$: FKG Strukturen mit typischerweise guter Zeitfestigkeit
 $\alpha = 10^\circ - 15^\circ$: FKG Strukturen mit typischerweise akzeptabler Zeitfestigkeit
 $\alpha > 15^\circ$: Funktionsfähige FKG Strukturen möglich, aber eingeschränkte Zeitfestigkeit (in Hinsicht auf den Anwendungsfall untersuchen)

Diese Werte können zur groben Dimensionierung von SLS gedruckten FKG Strukturen herangezogen werden, müssen aber in jeder Hinsicht unter Berücksichtigung des Anwendungsfalls im Einsatz überprüft werden.

7.4 Simulation der monolithischen Festkörpergelenkstrukturen

Auf Basis der PRBM Ansätze werden vereinfachte Berechnungsmodelle implementiert, um die Bewegung der Festkörpergelenkstrukturen simulieren zu können. Für den ebenen als auch für den dreidimensionalen Lastfall werden Kräftegleichgewichtsgleichungen durch das Freischneiden der einzelnen Segmente der Festkörpergelenkstruktur aufgestellt. Abbildung 7.14 zeigt ein freigeschnittenes Segment mit anliegenden Seilkräften und resultierenden Kräften im Gelenk, wobei die auf die Struktur wirkenden Gewichtskräfte vernachlässigt werden. Für die Gesamtstruktur muss berücksichtigt werden, dass sich die einzelnen Segmente nur bis zum geometrischen Anschlag, also um den maximal vorgegebenen Auslenkwinkel rotieren können. Anschließend tritt eine resultierende Kontaktkraft auf, die einer Erhöhung der Momente entgegenwirkt.

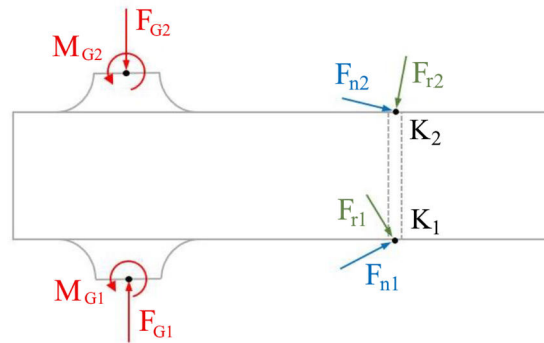


Abbildung 7.14: Vereinfachende 2D-Schnitt Darstellung der freigeschnittenen Kräfte und Momente an einem Segment einer Festkörpergelenkstruktur. Kontaktkräfte zwischen dem Zugseil und der Festkörpergelenkstruktur werden vereinfachend nur an den Umlenkpunkten (K_1 und K_2) angenommen

Nach dem Freischneiden eines Segments kann das Kräftegleichgewicht aus den Normal- und Reibungskräften zwischen Seil und Zwischenelement und den resultierenden Gelenkkräften \vec{F}_{G1} und \vec{F}_{G2} aufgestellt werden:

$$\sum \vec{F} = \vec{F}_{G1} + \vec{F}_{G2} + \vec{F}_{n1} + \vec{F}_{r1} + \vec{F}_{n2} + \vec{F}_{r2} = 0 \quad (7.5)$$

Außerdem kann das Momentengleichgewicht um den Gelenkmittelpunkt G_1 aufgestellt werden:

$$\begin{aligned} \sum \vec{M} = \vec{M}_{G1} + \vec{M}_{G2} + \vec{r}_{G1,G2} \times \vec{F}_{G2} + \vec{r}_{G1,K1} \times \vec{F}_{n1} + \vec{r}_{G1,K1} \times \vec{F}_{r1} + \vec{r}_{G1,K2} \times \vec{F}_{n2} \\ + \vec{r}_{G1,K2} \times \vec{F}_{r2} = 0 \end{aligned} \quad (7.6)$$

\vec{M}_{G1} und \vec{M}_{G2} sind die in den Gelenken wirkenden Momente. Die weiteren Momente resultieren aus den Kräften in den Kontaktpunkten K und den Kräften im Gelenk G_2 . Die auftretenden Kräfte werden jeweils mit dem entsprechenden Hebelarm r zum Gelenkmittelpunkt G_1 aufgetragen.

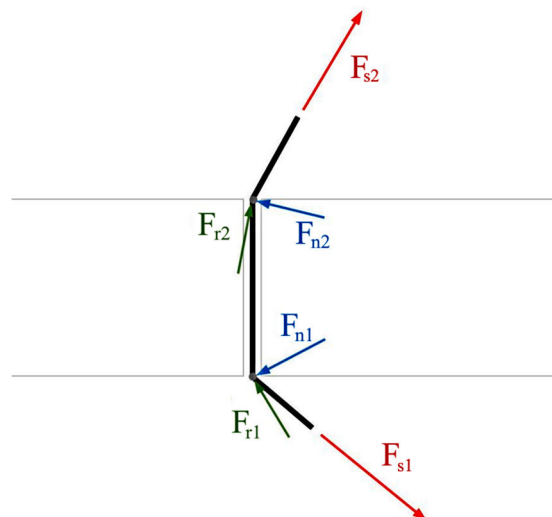


Abbildung 7.15: Vereinfachende 2D-Schnitt Darstellung der freigeschnittenen Kräfte am in der Festkörpergelenkstruktur geführten Zugseil. Kontakt zwischen dem Zugseil und der Festkörpergelenkstruktur wird vereinfachend nur an den Umlenkpunkten angenommen

Die Seilkräfte an einem freigeschnittenen Segment können über die Euler-Eytelwein Formel mit dem Gleitreibungskoeffizient μ und dem Umlenkwinkel α beschrieben werden:

$$\vec{F}_{s2} = \vec{F}_{s1} \cdot e^{\mu \cdot (\alpha_1 + \alpha_2)} \quad (7.7)$$

Unter der vereinfachenden Annahme, dass das Seil das Zwischenelement nur an den zwei Seilumlenkungspunkten berührt und dass auch nur an diesen Punkten Kräfte zwischen Seil und Festkörpergelenkstruktur wirken (siehe Abbildung 7.15), kann ein Kräftegleichgewicht aufgestellt werden:

$$\sum \vec{F} = \vec{F}_{s1} + \vec{F}_{n1} + \vec{F}_{r1} + \vec{F}_{n2} + \vec{F}_{r2} + \vec{F}_{s2} = 0 \quad (7.8)$$

Die Berechnung der Momente in den Festkörpergelenken erfolgt durch die schrittweise Erhöhung der angreifenden Zugseilkraft. Iterativ werden dabei die inneren Kräfte an der Struktur bestimmt. Auf diese Weise können, ausgehend von der Spitze der Struktur, auch die Momente in den einzelnen Gelenken entlang der Festkörpergelenkkette berechnet werden. Die Auslenkung der einzelnen Festkörpergelenksegmente ist gemäß Formel 7.3 vom Auslenkwinkel α_{fh} proportional abhängig und kann somit ebenfalls über die iterative Berechnung bestimmt werden. Für eine Berechnung dreidimensionaler Strukturen wird das starre Zwischenelement vereinfachend als Biegebalken modelliert. Beim Freischneiden der Festkörpergelenke werden zudem Torsionskräfte mitberücksichtigt.

Abbildung 7.16 zeigt die reale Auslenkung verschiedener ebener Festkörpergelenkketten für den ebenen Lastfall sowie Simulationsergebnisse auf Basis des bei iterativ erhöhter Zugseilkraft berechneten Kräftegleichgewichts (Krieger et al. 2017b).

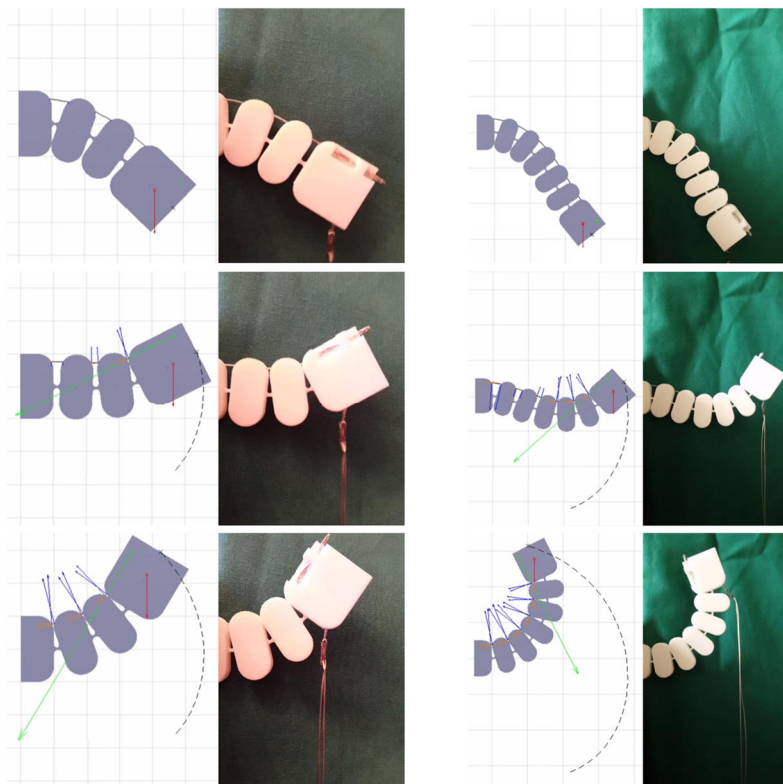


Abbildung 7.16: Vergleich der mittels MATLAB Modell simulierten Auslenkungen mit real SLS gefertigten Festkörpergelenkstrukturen unter Vorgabe der Zugkraft am Seilzug (entnommen aus: Krieger et al. 2017b)

Abbildung 7.17 und Abbildung 7.18 zeigen die Simulation und die Auslenkung realer SLS gedruckter Festkörpergelenkstrukturen, die aufgrund der versetzten Gelenkanordnung eine räumliche Auslenkung bei der Aktuierung über ein integriertes Zugseil erfahren. Anhand dieser kann zunächst die qualitative Überprüfung der Simulationsmodelle erfolgen. Unter Vorgabe der berechneten Zugseilkraft wird die tatsächliche Auslenkung der SLS gedruckten Strukturen den Simulationsergebnissen gegenübergestellt. Hierbei wird sowohl die reine SLS Struktur allein als auch mit einer zusätzlich an der Spitze der Struktur angebrachten konstanten Last durch das Zugseil ausgelenkt.

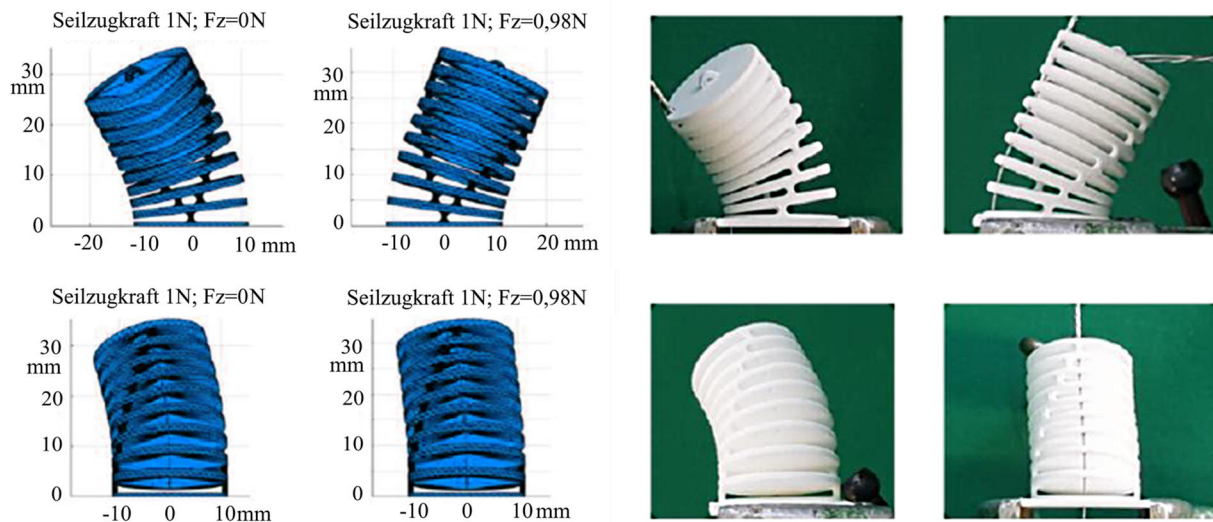


Abbildung 7.17: Vergleich der mittels MATLAB Modell simulierten Auslenkungen mit real SLS gefertigten Festkörpergelenkstrukturen unter Vorgabe der Zugkraft am Seilzug und einer optional am Strukturende angreifenden konstanten Last. (jeweils links) Ohne zusätzliche Last am Strukturende und (jeweils rechts) mit einer konstanten Zusatzlast von 100 g. Untersucht wird ein Probekörper mit versetzten Festkörpergelenken, der sich über ein Zugseil räumlich auslenkt. Die jeweilige Auslenkung unter einer vorgegebenen Seilzugkraft von 1 N wird in zwei Perspektiven gezeigt

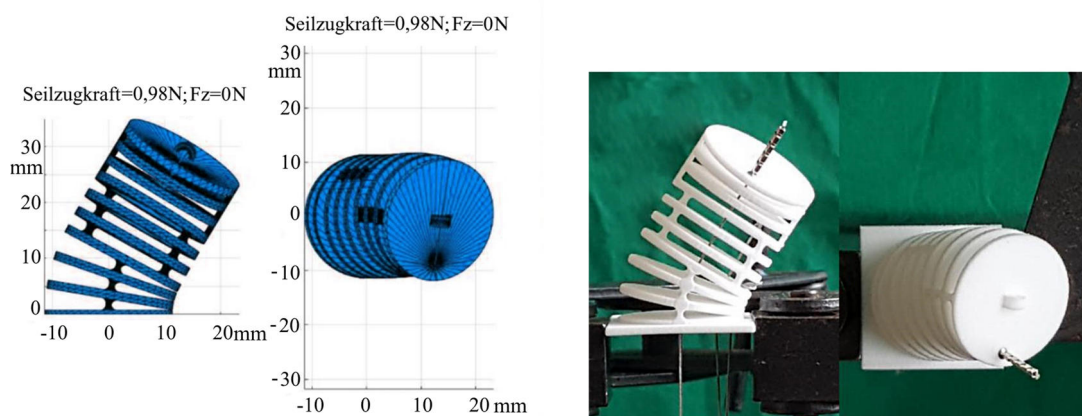


Abbildung 7.18: Vergleich der mittels MATLAB Modell simulierten Auslenkungen mit einer real SLS gefertigten Festkörpergelenkstruktur mit drei einzeln über einen Seilzug angesteuerten Festkörpergelenksectionen. Unter Vorgabe der Zugkräfte an den Seilzügen mit konstant 0,98 N (jeweils 100 g Gewicht) wird die Auslenkung in zwei Perspektiven gezeigt

7.5 Aktuierung der monolithischen Festkörpergelenkstrukturen

Das im Zuge dieser Arbeit hauptsächlich untersuchte Aktuierungsprinzip für die monolithischen Festkörpergelenkstrukturen sind Bowdenzugsysteme. Diese bestehen prinzipiell aus einer Bowdenzughülle mit integrierten Endanschlügen, über welche die Hüllen an der Manipulatorstruktur fixiert werden können. Im Inneren wird als Seele des Bowdenzugs entweder ein Zugseil oder ein Draht als Schubstange geführt, die es ermöglicht, die Aktuierungskräfte an die Manipulatorarme an der Systemspitze zu übertragen. Die Verwendung reiner Zugseile hat den Vorteil, dass diese einfach an der Manipulatorstruktur befestigt werden können und sie den Bowdenzug durch ihre hohe Flexibilität kaum zusätzlich versteifen. Dies ist besonders bei Systemen mit flexiblem Schaft von Vorteil, da kleinere Biegeradien realisiert werden können. Außerdem lassen sich Zugseile bei der Modellierung der Festkörpergelenkstrukturen besser abbilden. Die Bowdenzughülle muss auf Grund der auftretenden Druckkräfte in Zugrichtung möglichst druckfest ausgelegt sein. Bei der Verwendung einer Schubstange als Seele des Bowdenzugs bietet sich der Vorteil, dass die unteraktuierten nachgiebigen Festkörpergelenkstrukturen in der über die Schubstangenposition definierten ausgelenkten Position besser positioniert werden können. Dies beruht auf der Eigenschaft, dass über die Schubstange Zug- und Druckkräfte übertragen und aufgenommen werden können. Zudem kann durch die Übertragung von Druck- und Zugkräften die Anzahl an Bowdenzügen für die Aktuierung einer Festkörpergelenksektion halbiert werden. Die Bowdenzughüllen müssen in diesem Fall möglichst druck- und zugfest ausgelegt sein. Speziell bei größeren Manipulatorstrukturen, welche erhöhte Kräfte aufbringen sollen, bietet es sich an, Drähte als Zugseile zu verwenden, da sich diese aufgrund ihrer Eigensteifigkeit günstig auf die Druckfestigkeit der Bowdenzughülle auswirken. So können unter Verwendung von Spiralfedersträngen als Bowdenzughüllen und Edelstahldrähten als Bowdenzugseelen, Doppelzugsysteme mit höheren übertragbaren Aktuierungskräften realisiert werden. Eine Doppelzug-Aktuierung wurde auch bei den Prototypen von Roppenecker et al. (2012) und Brecht et al. (2019) eingesetzt. Hybride Systeme mit Zugseilen sowie Schubstangen bieten sich an, wenn z.B. einzelne Freiheitsgrade gezielt festgestellt werden sollen.

Im Zuge dieser Arbeit wurden als Bowdenzüge unterschiedliche für den Einsatz in medizinischen Manipulatoren einsetzbare Komponenten verwendet und untersucht. Die Bowdenzughüllen wurden dabei stets durch das Aufcrimpen einer Aderendhülle als Endanschlag auf einem dünnwandigen Schlauch mit einem Endanschlag versehen. Als Bowdenzughülle haben sich für die endoskopischen Manipulatoren unter Verwendung von Bowdenzugsystemen mit Schubstangen, also einer Übertragung von Zug- und Druckkräften, die PTFE beschichteten Drahtgeflechte aus 1.4301 Edelstahl Draht der Firma Microlumen (Oldsmar, USA) sowie teilweise die HHS Tubes aus 1.4301 Edelstahl Draht der Firma Fort Wayne Metals (Castlebar, Irland) als geeignet erwiesen. Bei Doppelzugsystemen mit reiner Zugbelastung zeigen besonders bei höheren aufgebracht Zugkräften einfache gewickelte Zugfederstränge die vorteilhaftesten Eigenschaften. Verwendet wurden dabei Zugfederstränge aus 1.4310 Edelstahl mit einem 0,3 mm starken einfach gewickeltem Federdraht (LUPA Präzisionsfedern, Hardt, Deutschland), die eine ausreichende Flexibilität für die Verwendung als Bowdenzüge aufweisen und zudem in Kombination mit einem Edelstahl Draht als Zugseil eine gute Knickfestigkeit besitzen. Basierend auf der DIN EN 60352-2 wurden die hergestellten Bowdenzugsysteme untersucht. Zum einen wurden als Aderendhüllen, die als die Endanschlüge der Bowdenzüge dienen, 1.4301 Edelstahlröhrchen sowie versilberte bzw. verzinnete Aderendhüllen verglichen. Die Crimpverbindungen wurden mit Hilfe einer selbsteinstellenden Sechskant Crimpzange (Knipex, Wuppertal, Deutschland) erzeugt. Unter Verwendung von 1.4301 Edelstahlröhrchen mit einer Wandstärke von 0.1 mm als Aderendhülle lassen sich dabei Crimpverbindungen herstellen, die Normanforderungen bezüglich der übertragbaren Zugkraft erfüllen.

7.6 Der SPOT Manipulator

Im Folgenden soll der automatisierte Entwurf von individualisierbaren Manipulatorstrukturen für die minimalinvasive Chirurgie anhand des am Lehrstuhl MiMed im Rahmen der DFG Forschergruppe FOR 1321 entwickelten SPOT Manipulator Systems dargestellt werden.

Das Single Port Overtube Manipulator System (SPOT) ist als Plattform für individualisierbare Manipulatorsysteme konzipiert, die es ermöglichen sollen, die Hardware der Manipulatoren optimal an den individuellen Patienten, den operierenden Arzt sowie an den Eingriffstyp anzupassen. Das System ist kompatibel zu Standardendoskopen, welche als Optik verwendet werden. Außerdem können in den Arbeitskanälen der Manipulatorarme Standardinstrumentarien der minimalinvasiven Chirurgie als Endeffektoren verwendet werden. Prinzipiell besteht die Grundstruktur des SPOT Manipulators aus einem Schaft mit Dichtungselementen, an dessen proximalen Ende die Manipulatorarme positioniert sind. Außerdem befinden sich am distalen Ende der Schaftstruktur an den Enden der Bowdenzüge Kopplungsadapter, die es ermöglichen, die Manipulatoren mit Bedieneinheiten zu verbinden. Die Systeme werden zusätzlich ummantelt. Eine erste Struktur eines additiv gefertigten Manipulators für die minimalinvasive Chirurgie wurde bereits von Roppenecker (2017) gezeigt. Auf Basis eines automatisierten Entwurfsprozesses für die Manipulatorstrukturen soll es nun möglich werden, individualisierbare Manipulatoren für die MIC als Einweg-Produkte bereitzustellen. Die Systeme können dabei beispielsweise an die patientenindividuelle Anatomie bzw. den Befund (z.B. Anpassung des Arbeitsraums der Manipulatorarme an die Tumorgroße, Dimensionierung des Systems und Spezifikation der Manipulatorkinematik anhand anatomischer Randbedingungen etc.), die Anforderungen und Wünsche des operierenden Arztes (z.B. Adaption des Systems an die bevorzugt verwendeten Standardinstrumente, beliebige Spezifikation der Anzahl und des Arbeitsraums der Manipulatorarme, Verwendung bevorzugter elektrischer oder rein mechanischer Bedienkonzepte etc.) sowie an den spezifischen Eingriffstyp (z.B. flexible, starre, gezielt auslenkbare oder versteifbare Schaftstrukturen, Skalierung der Systeme und Anpassung der aufbringbaren Kräfte, Anpassung der Bedienelemente etc.) adaptiert werden. Die monolithische Festkörpergelenk-Grundstruktur, auf welcher die Manipulatoren basieren, ermöglicht dabei eine gute Skalierung, Adaption und Spezialisierung der Strukturen, wodurch sie optimal in den automatisierten Entwurfsprozess integriert werden kann. Zudem bietet die additive Fertigung den entscheidenden Vorteil, dass Bauteile mit komplexer individueller Geometrie in kleinsten Stückzahlen kostengünstig gefertigt werden können. Diese kann in Kombination mit dem automatisierten Entwurfsprozess der Strukturen optimal genutzt werden, um individualisierte Einweg-Manipulatoren herzustellen. Durch die Realisierung von Einweg-Systemen kann zudem die aufwändige Aufbereitung von chirurgischen Manipulatoren und Robotersystemen umgangen werden. Das Ziel ist die Realisierung eines automatisierten Entwurfs- und Herstellungsprozesses, der es ermöglichen soll, Chirurgen mit Systemen auszustatten, die optimal an ihre Bedürfnisse angepasst sind (Krieger et al. 2017a; Koller et al. 2018).

In den folgenden Abschnitten werden der Entwurfsprozess und dabei speziell die Berechnung und Generierung der Festkörpergelenkstrukturen der Manipulatorarme sowie die einzelnen Komponenten genauer beschrieben.

7.6.1 Grundstruktur des SPOT Manipulators

Die Struktur der SPOT Manipulatoren basiert, wie beschrieben, grundsätzlich auf monolithischen Festkörpergelenkstrukturen, die individuell an den Anwendungsfall angepasst werden können. Die Grundstruktur des endoskopischen Manipulators ist dabei an die Anatomie des menschlichen Arms angepasst, indem das Schultergelenk durch zwei Festkörpergelenksektionen abgebildet wird sowie das Ellenbogengelenk durch eine weitere Festkörpergelenksektion. Somit besitzt die Struktur standardmäßig zwei Manipulatorarme mit je drei Bewegungsfreiheitsgraden. Zusätzlich mit den

zwei Freiheitsgraden (Öffnen/Schließen des Instruments und translatorisches Vor- und Zurückbewegen im Arbeitskanal) des im Arbeitskanal des Manipulatorarms geführten Standardinstruments verfügt der beschriebene endoskopische Standard-Manipulatorarm über fünf Freiheitsgrade. Abbildung 7.19 zeigt die Manipulatorspitze mit einer passiven flexiblen Wirbelstruktur als Schaft, die als Overtube für das Standardendoskop dient und zwei Arbeitskanäle für die endoskopischen Instrumente besitzt.

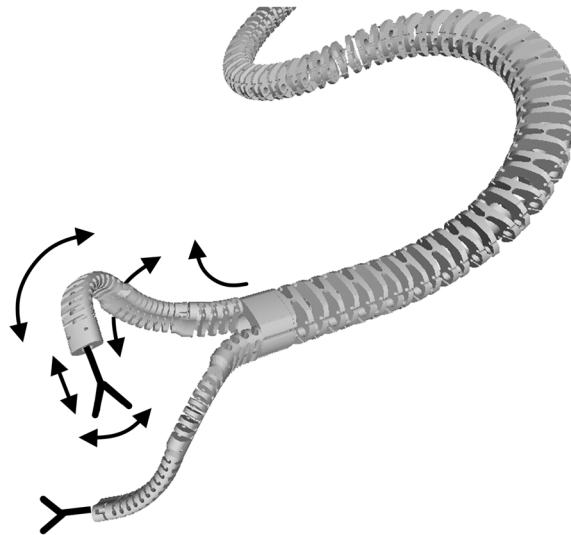


Abbildung 7.19: Endoskopische zweiarmige SPOT Manipulatorstruktur mit flexibler Schaftstruktur. Schematisch dargestellt sind die jeweils fünf Bewegungsfreiheitsgrade zur Instrumentenmanipulation über die Manipulatorarme. Für eine bessere Übersichtlichkeit sind die Bewegungsfreiheitsgrade lediglich am rechten Manipulatorarm angedeutet.

Die Bewegung der Manipulatorarme ist beispielhaft in Abbildung 7.19 visualisiert. Diese ergibt sich aus der Ausstellbewegung über die erste Festkörpergelenksection und Heben/Senken sowie Eindrehen respektive Nicken und Gieren des Arms über die vorderen beiden Festkörpergelenksectionen. Die Manipulatorspitze besteht aus den zwei Manipulatorarmen und einem Adapterstück, welches zur Fixierung der Bowdenzughüllen dient. Die Aktuierung erfolgt über Bowdenzüge, die am Ende mit sogenannten Kopplungsadaptern verbunden sind. Diese können auf die jeweiligen Bedienelemente aufgesteckt werden und ermöglichen so die Kraftübertragung auf die Bowdenzüge (vgl. Roppenecker 2017).

7.6.2 Berechnung der Festkörpergelenkkinematik anhand des gewünschten Arbeitsraums

Bevor die Strukturen als Oberflächenmodelle generiert werden, erfolgt zunächst die kinematische Auslegung der Festkörpergelenkkette. Hierbei wird basierend auf einem durch den Nutzer bzw. Anwender vorgegebenen gewünschten Arbeitsraum für die Manipulatorarme eine geeignete Kinematik bestimmt, die anschließend als Festkörpergelenkkette ausgelegt werden kann. Auf Basis einer Denavit-Hartenberg (DH) Darstellung der kinematischen Kette bestehend aus Festkörpergelenksegmenten, die sich aufgrund der einfachen ebenen Gelenkform durch jeweils lediglich zwei DH-Parameter beschreiben lassen (siehe Formel 7.10), kann die Vorwärtskinematik der Gelenkkette einfach analytisch bestimmt werden. Als vereinfachende Annahme wird eine synchrone Auslenkung der Segmente einer Sektion relativ zueinander angenommen, wodurch eine Auslenkung der Festkörpergelenkkette auf einer angenäherten Kreisbahn resultiert. Die reale Auslenkung der Festkörpergelenkstruktur ist stark vom Lastfall und der Aktuierung durch den in der Struktur geführten Bowdenzug abhängig. Für die Berechnung der Festkörpergelenkkinematik

wird jedoch die vereinfachte Annahme zu Grunde gelegt, da in den Extrepositionen, die typischerweise die Grenzen des Arbeitsraums bestimmen, die geometrischen Anschläge der einzelnen Segmente erreicht werden und somit bei gleichen Auslenkwinkeln für die einzelnen Segmente eine Pose entsprechend der angenäherten Kreissegmente resultiert. Zudem wird ein zusätzlicher Offset als Sicherheitsfaktor für das Erreichen des gewünschten Arbeitsraums beim iterativ berechneten Arbeitsraum vorgesehen (siehe Abbildung 7.22), wodurch der Einsatz eines vereinfachten Berechnungsmodells plausibel ist. Die allgemeine DH-Konvention für jedes i -te Segment einer Sektion j lautet wie folgt:

$${}^{i-1}T_i = \begin{pmatrix} \cos(\alpha_i) & -\cos(\varphi_i) \sin(\alpha_i) & \sin(\alpha_i) \sin(\varphi_i) & a_i \cos(\alpha_i) \\ \sin(\alpha_i) & \cos(\alpha_i) \cos(\varphi_i) & -\cos(\alpha_i) \sin(\varphi_i) & a_i \sin(\alpha_i) \\ 0 & \sin(\varphi_i) & \cos(\varphi_i) & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (7.9)$$

mit $\varphi_i = 0$ und $d_i = 0$

$${}^{i-1}T_i = \begin{pmatrix} \cos(\alpha_i) & -\sin(\alpha_i) & 0 & a_i \cos(\alpha_i) \\ \sin(\alpha_i) & \cos(\alpha_i) & 0 & a_i \sin(\alpha_i) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (7.10)$$

Die entscheidenden Parameter, die dabei eine Festkörpergelenksection beschreiben, sind die Orientierung φ_j der jeweiligen Sektion, der Auslenkwinkel α_j (als Summe der Auslenkwinkel der einzelnen Segmente einer Sektion) und die Länge L_j (als Summe der Höhen der Anfangs- und Endsegmente und der einzelnen Segmente einer Sektion) der jeweiligen Festkörpergelenksection. Die Höhe eines Segments ergibt sich dabei aus zweimal dem Radius der Festkörpergelenke und der Dicke des Zwischenelements, die abhängig von der Länge des Manipulators und dem Lastfall angepasst wird. Die Länge L_j gilt bei einer Auslenkung dann auch für das angenäherte Kreissegment in der neutralen Faser des Segments, welche entlang der Rotationszentren der Festkörpergelenke verläuft (siehe Abbildung 7.20).

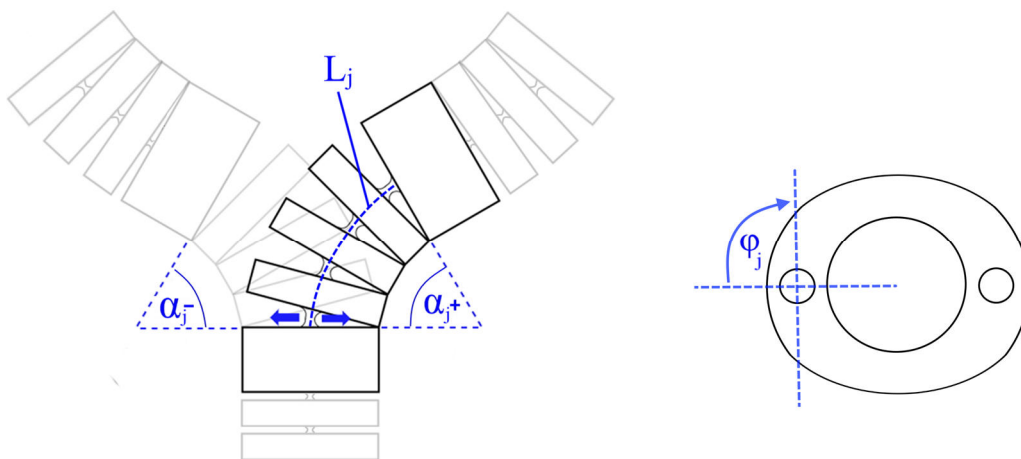


Abbildung 7.20: Schematische Darstellung der Parameter zur Definition einer Festkörpergelenksection einer Manipulatorarmstruktur

Zur Bestimmung der Abmessungen der Festkörpergelenkstruktur wird ausgehend von einer initialen Minimalkonfiguration (z.B. für SPOT Manipulatorarm mit drei Segmenten: Anzahl der Segmente: $n_1 = 1, n_2 = 2, n_3 = 3$ und Auslenkwinkel: $\alpha_1 = -3^\circ; +3^\circ, \alpha_2 = -5^\circ; +5^\circ, \alpha_3 = 0^\circ; +5^\circ$) der resultierende Arbeitsraum iterativ berechnet und mit dem vorgegebenen gewünschten Arbeitsraum verglichen. Dabei wird geprüft, ob das Volumen des gewünschten Arbeitsraums mit einem Sicherheitsabstand innerhalb des berechneten Arbeitsraums liegt. Dies erfolgt über die numerische Berechnung des Arbeitsraums als Punktwolke. Aus der feinaufgelösten Punktwolke wird anschließend ein Oberflächenmodell abgeleitet, für welches dann geprüft werden kann, ob der gewünschte Arbeitsraum im Inneren des durch die Oberfläche definierten Volumens liegt. Dabei werden die Variablen Auslenkwinkel $\alpha_{i,j}$ und gegebenenfalls die Anzahl an Segmenten pro Sektion n_i iterativ erhöht, solange die Bedingung für das Arbeitsraumvolumen nicht erfüllt ist. Die Werte für die Auslenkwinkel sind dabei entsprechend der fertigungsbedingten und materialspezifischen Grenzwerte für die Herstellung von selektiv lasergesinterten Festkörpergelenken beschränkt (siehe Kapitel 7.3.3). Dabei werden zunächst ausgehend von der initialen Konfiguration die Auslenkwinkel erhöht. Ist der maximal zulässige Auslenkwinkel für die Segmente einer Festkörpergelenksektion erreicht, wird die Anzahl an Segmenten um ein zusätzliches Segment erhöht. Gleichzeitig werden die Auslenkwinkel für diese Sektion auf den minimal zulässigen Auslenkwinkel zurückgesetzt. So ist es möglich Strukturen zu erzeugen, die pro Segment möglichst kleine Auslenkwinkel aufweisen, da der Auslenkwinkel einen großen Einfluss auf die Dauerlastfestigkeit der Festkörpergelenke hat. Abbildung 7.21 zeigt die iterative Berechnung des Arbeitsraums eines Manipulatorarms über die Vorwärtskinematik als Punktwolke. Der Manipulatorarm soll dabei den vorgegebenen sphärischen Arbeitsraum erreichen können.

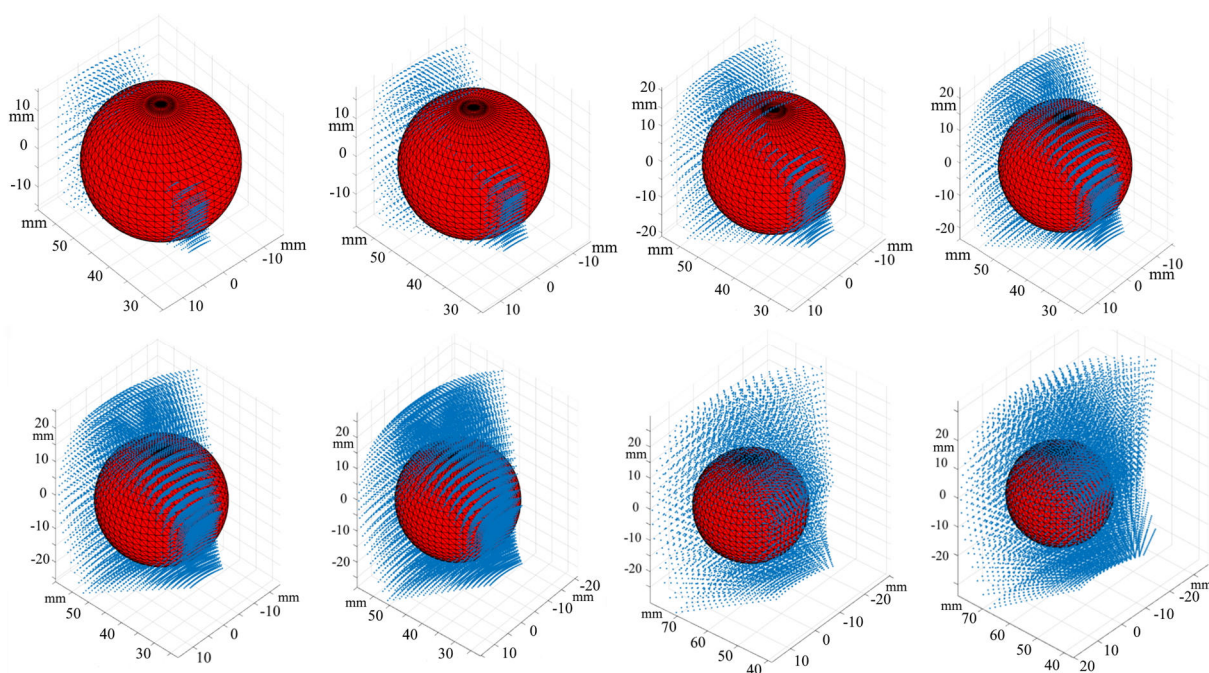


Abbildung 7.21: Iterative Berechnung des Arbeitsraums eines Manipulatorarms mit drei Festkörpergelenksektionen anhand eines vorgegebenen gewünschten Arbeitsraumvolumens (rot) und einer über die Vorwärtskinematik bestimmten Punktwolke der erreichbaren TCP Positionen. Durch das iterative Erhöhen der Auslenkwinkel pro Sektion durch die Erhöhung der Auslenkwinkel pro Segment bzw. die Erhöhung der Anzahl an Segmenten wird der resultierende Arbeitsraum so lange erweitert, bis das gewünschte Volumen innerhalb des Volumens der berechneten Punktwolke liegt

Abbildung 7.22 zeigt den gemeinsamen Arbeitsraum zweier symmetrischer Manipulatorarme basierend auf der iterativen Arbeitsraumberechnung aus Abbildung 7.21. Die Arbeitsräume der beiden Manipulatorarme sind als Oberflächenmodelle dargestellt. Der vorgegebene gewünschte Arbeitsraum liegt im gemeinsamen überlappenden Arbeitsraum der Manipulatorarme.

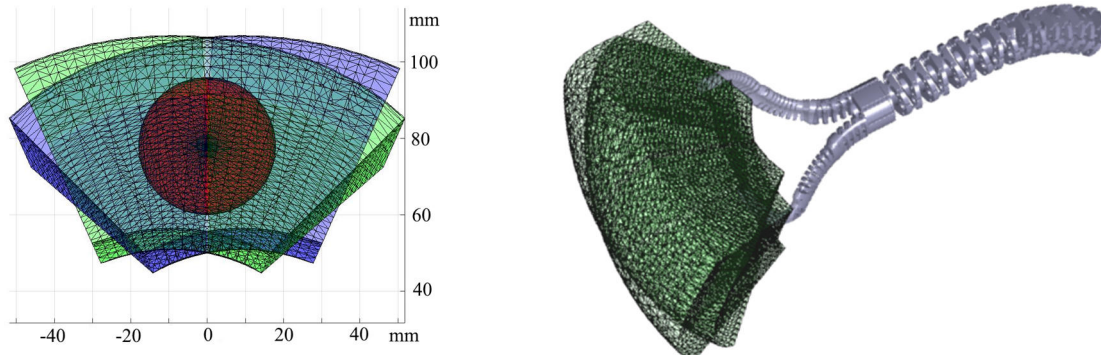


Abbildung 7.22: Darstellung des überlagerten Arbeitsraums zweier identisch konfigurierter Manipulatorarme eines zweiarmigen SPOT Manipulatorsystems

7.6.3 Automatisierter Entwurf der Festkörpergelenkstruktur

Mit den Informationen über die Konfiguration der Festkörpergelenkstruktur (z.B. über die beschriebene Berechnung des Arbeitsraums oder eine einfache Vorgabe von Sektionen und zugehörigen Segmenten) kann nun die Auslegung und Generierung der Festkörpergelenkstruktur erfolgen. Dabei werden zunächst die Geometrien der einzelnen Segmente erzeugt und diese dann zu Sektionen und den Manipulatorarmen zusammengefügt. Entscheidend ist hierbei die Positionierung der Festkörpergelenke und der Bowdenzüge in der Gesamtstruktur sowie das Erzeugen einer für den anschließenden 3D Druckprozess geeigneten STL-Datei des monolithischen Manipulatorsystems.

Zunächst wird die Außenkontur des Manipulators durch eine als CPL übergebene 2D Kontur festgelegt. Hier wurde für den als Overtube für Standardendoskope entworfenen SPOT Manipulator ein nierenförmiger Manipulatorarmquerschnitt gewählt, da sich diese Form gut um das zentral geführte runde Endoskop schmiegt (siehe beispielhaft Abbildung 7.25). Es ist dabei möglich eine CPL für die gesamten Manipulatorarmgeometrie zu definieren oder jeder Sektion des Arms einen spezifischen Querschnitt über eine CPL zuzuweisen. Außerdem werden für den Entwurfsprozess die Auslenkwinkel pro Sektion sowie die Orientierung der Festkörpergelenke senkrecht zum Manipulatorarm übergeben. Zudem kann definiert werden, ob die Festkörpergelenke zentral zum Arbeitskanal oder versetzt an den Rand der Kontur positioniert werden sollen. Im Fall der optionalen Variante mit versetzten Festkörpergelenken gilt es, den maximalen Offset zu identifizieren, bei dem es noch möglich ist, Festkörpergelenke mit der vorgegebenen minimalen Breite in der CPL Kontur zu platzieren. Eine zentrale Positionierung hat den Vorteil, dass die neutrale Faser der Manipulatorstruktur, welche entlang der Drehzentren der Festkörpergelenke verläuft, parallel zum Arbeitskanal im Arm liegt. Somit resultiert bei einer Manipulatorarmbewegung keine Relativbewegung des Instruments im Arbeitskanal (vgl. Abbildung 7.23). Das Versetzen der Festkörpergelenke an den Rand der Kontur ermöglicht es, größere Hebelarme zwischen Kraftangriffspunkt des Bowdenzugs und den Festkörpergelenken einer Sektion zu erreichen.

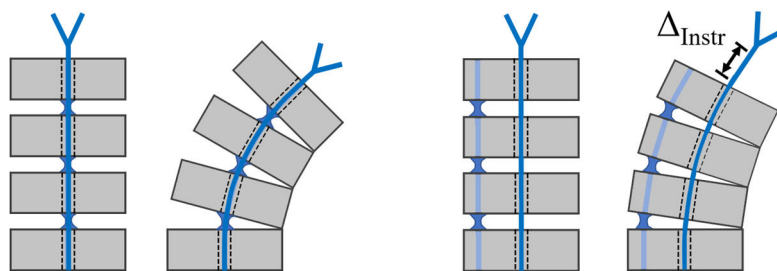


Abbildung 7.23: Schematische Darstellung von Anordnungen von Festkörpergelenken in einer Festkörpergelenksection bei zentral in der Struktur liegendem Instrumentenkanal. (links) Anordnung der Festkörpergelenke zentral, wodurch die neutrale Faser der Sektion parallel zum Instrumentenkanal liegt. (rechts) Anordnung versetzt zum Instrumentenkanal, wodurch auch die neutrale Faser der Struktur versetzt zum Instrumentenkanal liegt. Es tritt bei der Auslenkung der Struktur eine Relativbewegung (Δ_{Instr}) zwischen dem im Instrumentenkanal geführten Instrument und der Spitze des Manipulatorarms auf

Entsprechend der material- und fertigungsspezifischen Charakteristik von selektiv lasergesinterten Festkörpergelenken (Kapitel 7.3.3) erfolgt die Auslegung und angemessene Dimensionierung der Festkörpergelenke. Die Auslegung der Festkörpergelenke kann iterativ optimiert werden, nachdem die Bowdenzugpositionen bestimmt sind. Die Grundfläche der dimensionierten Festkörpergelenke wird nun in der CPL Kontur positioniert. Zum einen kann dabei der Abstand der jeweils zwei parallelen Festkörpergelenke möglichst groß gewählt werden, um so die Torsionssteifigkeit der Gesamtstruktur zu erhöhen. Eine weitere Möglichkeit ist zudem die Festkörpergelenke möglichst zentral zu platzieren, um so die außenliegenden Bereiche für die Positionierung der Bowdenzüge frei zu lassen und so große Hebelarme zwischen Bowdenzug und den Festkörpergelenken zu realisieren (siehe Abbildung 7.24).

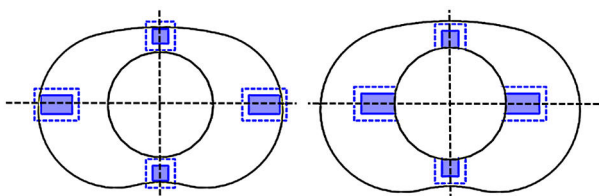


Abbildung 7.24: Schematische Darstellung der Positionierungsmöglichkeiten für Festkörpergelenke im Grundriss der Manipulatorarmstruktur. Seilzugführungen können nur mit einem Mindestabstand, der dem Radius der Seilzugführung entspricht, zur projizierten Festkörpergelenkgeometrie platziert werden (siehe gestrichelte Kontur)

Anschließend müssen die Positionen der Bowdenzüge bestimmt werden. Hierfür werden zunächst die Bereiche des Manipulatorarmquerschnitts identifiziert, in denen potenziell Kanäle für die Bowdenzüge vorgesehen werden können. Es müssen dabei die Mindestwandstärken eingehalten werden und im Querschnitt bereits reservierte Bereiche, wie beispielsweise für die Festkörpergelenke und den zentralen Arbeitskanal, berücksichtigt werden. Zunächst wird daher die Fläche bestimmt, die durch die um die Summe aus Mindestwandstärke und Bowdenzugkanalradius nach Innen versetzte Konturlinie eingeschlossen wird. Von diesem Bereich werden die um den Bowdenzugkanalradius vergrößerten Grundflächen der Festkörpergelenke mittels Boolescher Operation subtrahiert. Die so berechnete Fläche kann für die Positionierung der Bowdenzugkanäle genutzt werden. Zudem müssen die Bowdenzugpositionen von darauffolgenden Sektionen mitberücksichtigt werden, da die Bowdenzüge bzw. die Bowdenzugseelen durch die vorherigen Sektionen durchgeführt werden müssen. Dazu werden die um die Summe aus minimaler Wandstärke und Bowdenzugkanalradius vergrößerten Bowdenzugkanäle durch eine Boolesche Subtraktion von der bereits bestimmten Fläche potenzieller Bowdenzugpositionen abgezogen.

Durch das Aufblähen der Kontur um den Betrag der minimalen Wandstärke wird sichergestellt, dass auch zwischen den Bowdenzugkanälen die minimale Wandstärke eingehalten wird. Abbildung 7.25 zeigt beispielhaft eine Querschnittsfläche einer Manipulatorarmsektion nach der Analyse potenzieller Bowdenzugpositionen (blau).

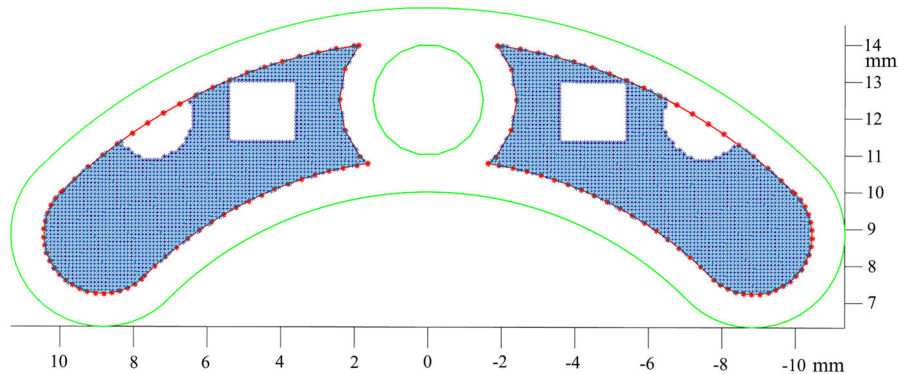


Abbildung 7.25: Querschnittsfläche einer Manipulatorarmsektion nach der Analyse potenzieller Bowdenzugpositionen. Der Mindestabstand zur Außenkontur beträgt die Summe aus minimal zulässiger Wandstärke und dem Bowdenzugkanalradius (rot). Bereits im Querschnitt liegende Bohrungen und die Grundflächen der platzierten Festkörpergelenke werden von der resultierenden Fläche mit entsprechendem Mindestabstand abgezogen. Die potenziellen Bowdenzugpositionen sind in blau dargestellt.

Bei der Festlegung der Bowdenzugkanäle muss zwischen Systemen mit Einzelzug, also Bowdenzugsystemen mit Schubstange als Seele und Doppelzug, die je zwei Bowdenzüge mit Zugseil für eine Sektion verwenden, unterschieden werden. Bei Doppelzugsystemen müssen je zwei symmetrische Kanalpositionen gefunden werden, um ein einheitliches Systemverhalten erreichen zu können.

Die Bowdenzugkanäle werden entsprechend der beschriebenen Vorgehensweise für jede Sektion berechnet (siehe Abbildung 7.26). Dabei wird die Berechnung bei Sektion 3 begonnen. Es wird mit der letzten Sektion begonnen, da die Manipulatorarme zur Spitze hin oft verjüngt ausgelegt werden und somit der Platz für die potenzielle Positionierung von Bowdenzugkanälen durch die verringerte CPL Querschnittsfläche eingeschränkt ist. Für Manipulatorarme mit konstantem Querschnitt kann optional die Berechnung an der ersten Sektion begonnen werden, da die erste Sektion oft die wenigsten Segmente mit kleinen Biegeradien für das innen geführte Instrument aufweist. Es kann auf diese Weise versucht werden den Hebelarm des Bowdenzugs relativ zum Festkörpergelenk für die erste Sektion zu maximieren.

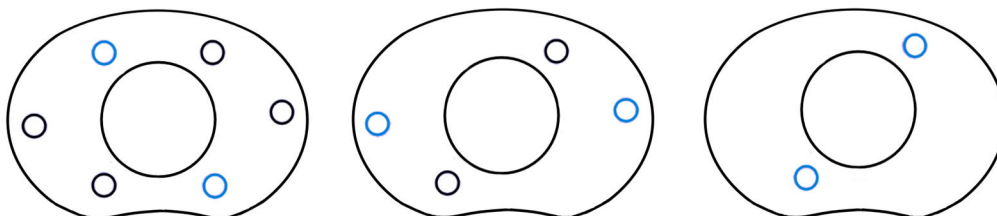


Abbildung 7.26: Berechnete Bowdenzugpositionen für die drei Sektionen einer über einen Doppelzug-Mechanismus aktuierten Manipulatorstruktur. Die symmetrisch angeordneten Bowdenzugkanäle der jeweiligen Sektion sind in blau dargestellt. Bowdenzugkanäle vorangegangener Sektionen sind in schwarz eingezeichnet.

Auf Basis der berechneten Bowdenzugpositionen können nun die Segmente der Festkörpergelenkstruktur generiert werden. Ein Segment besteht aus einem rigiden Zwischenelement und jeweils einem halben Festkörpergelenk auf der Ober- und Unterseite. Ausgenommen sind das jeweilige Anfangs- und Endsegment mit nur einem halben Festkörpergelenk. Abbildung 7.27 zeigt beispielhaft die Geometrie eines Segments und die zusätzlich hinzugefügten Frames, die es ermöglichen, die einzelnen Segmente zu Sektionen und zum gesamten Manipulatorarm zusammenzufügen. Zudem kann über die definierten Frames, wobei die z-Achse jeweils die Rotationsachse eines Festkörpergelenks festlegt, eine Auslenkung der Festkörpergelenkkette vorgegeben bzw. simuliert werden. Die Transformation zwischen den Frames ergibt sich mit dem jeweiligen Festkörpergelenkradius $r_{fh,i}$, der jeweiligen Höhe des rigiden Zwischenelements $h_{re,i}$ und dem Versatz der Festkörpergelenkposition in x- und z-Richtung $\delta_{x,i}$ und $\delta_{z,i}$ sowie den Orientierungswinkeln der Festkörpergelenke γ_i über:

$${}^{base}T_{follower} = \begin{pmatrix} \cos(\varphi_i - \varphi_{i-1}) & 0 & \sin(\varphi_i - \varphi_{i-1}) & \delta_{x,i} - \delta_{x,i-1} \\ 0 & 1 & 0 & r_{fh,i-1} + h_{re,i} + r_{fh,i} \\ -\sin(\varphi_i - \varphi_{i-1}) & 0 & \cos(\varphi_i - \varphi_{i-1}) & \delta_{z,i} - \delta_{z,i-1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (7.11)$$

Die Festkörpergelenke können bei der Generierung der Strukturen optional auf die Außenkontur projiziert werden, um die maximal mögliche Festkörpergelenkbreite auszunutzen. Außerdem hat diese Designoption den Vorteil, dass die Geometrie der Manipulatorstruktur fließender ineinander übergeht und dadurch auch bionischer anmutet. Dies kann z.B. in Kombination mit an den Rand versetzten Festkörperelementen beim Entwurf der letzten Sektion des Manipulatorarms vorteilhaft angewendet werden (vgl. endoskopischer SPOT Manipulator in Abbildung 7.19).

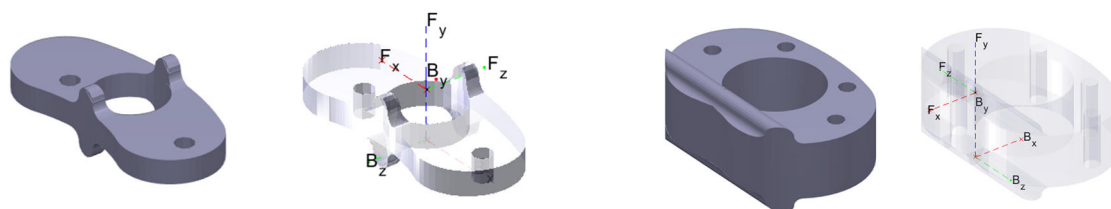


Abbildung 7.27: Beispiele für Segmente von Festkörpergelenkstrukturen mit Aktuierung über Schubstangen (links) sowie über einen Doppelzug (rechts). In den Rotationsachsen der Festkörpergelenke liegen ein Base- und ein Follower-Frame, welche die serielle Verkettung der Festkörpergelenkstruktur ermöglichen.

Die optionale Projektion des Festkörpergelenks auf die Außenkontur der Manipulatorstruktur erfolgt, indem die Punkte, welche die Außenflächen der Festkörpergelenkgeometrie abbilden, auf die senkrecht liegende CPL Außenkontur des Manipulatorarms projiziert werden (siehe Abbildung 7.28). Entsprechend dem Konzept der Solid Geometries (Lueth 2015) können aus Vertex-List (VL) die entsprechenden Konturpunkte in der Punktwolke identifiziert werden.

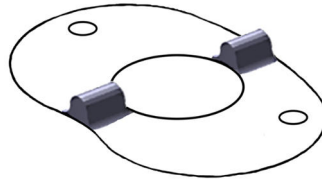


Abbildung 7.28: Auf die Kontur der Querschnittsfläche des Manipulatorarms projizierte Festkörpergelenkstrukturen

Da beim Entwurf mit Oberflächenmodellen gearbeitet wird, ist für die Projektion die Auflösung der projizierten Fläche von besonderer Bedeutung. Aus diesem Grund werden die Außenflächen vor der Projektion als feine Gitterstruktur neu vernetzt, um dadurch die Präzision bei der Abbildung auf die CPL Kontur zu erhöhen (siehe Abbildung 7.29 (links)). Zudem erfolgt die Projektion abschnittsweise unter Berücksichtigung von auftretenden Hinterschneidungen, die beispielsweise bei konkaven Außenkonturen oder innenliegenden Konturen auftreten können (siehe Abbildung 7.29 (rechts)).

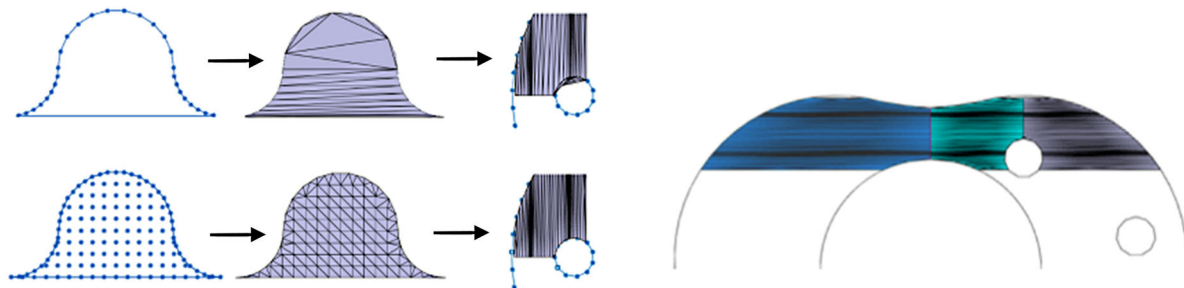


Abbildung 7.29: Projektion von Festkörpergelenkstrukturen auf die Außenkonturen des Manipulatorarms: (links) Erhöhung der lokalen Auflösung der Außenflächen der Festkörpergelenkgeometrie, (rechts) abschnittsweise Projektion der Festkörpergelenkgeometrie

Ein weiteres entscheidendes Strukturelement stellen die in die Segmente integrierten Anschläge dar. Diese werden an den rigiden Zwischenelementen so ausgelegt, dass die maximal zulässigen Auslenkwinkel pro Segment nicht überschritten werden können. Hierfür wird ausgehend vom Drehzentrum des Festkörpergelenks unter dem halben Winkel der maximal zulässigen Auslenkung eine virtuelle Projektionsebene aufgespannt. Anschließend kann ein Oberflächenabschnitt des rigiden Zwischenelements auf die definierte Ebene projiziert werden, um eine Anschlagfläche zu generieren (siehe Abbildung 7.30). Hierbei ist zu berücksichtigen, dass beim Erzeugen von Volumenkörpern als Oberflächenmodelle in der Toolbox standardmäßig eine Delauney-Triangulierung verwendet wird. Um eine Projektion der oberen und unteren Außenflächen des rigiden Zwischenelements sinnvoll durchführen zu können, werden die zu projizierenden Flächen durch ein Punktegitter fein aufgelöst. Nur auf diese Weise ist es möglich sicherzustellen, dass diese auch nach der Projektion weiterhin als ebene Flächen vorhanden sind. Für maximale Auslenkwinkel zwischen zwei Segmenten, die so groß sind, dass die virtuelle Projektionsebene die rigiden Zwischenelemente schneidet, wird durch eine Projektion nach unten Volumen abgetragen. Die an der Dicke des rigiden Zwischenelements abgetragene Höhe Δ_h ergibt sich mit dem maximalen Auslenkwinkel α_i , dem Festkörpergelenkradius $r_{fh,i}$ und dem maximalen Abstand der Außenkontur Δ_x zur Festkörpergelenkposition wie folgt:

$$\Delta_h = \Delta_x \cdot \tan\left(\frac{\alpha_i}{2}\right) - r_{fh,i} \quad (7.12)$$

Bei kleinen Winkeln wird durch die Projektion nach oben ein zusätzlicher Volumenkörper für das Erzeugen der Anschlagfläche hinzugefügt. Auf diese Weise lassen sich definierte Endanschlüsse entsprechend der maximalen Auslenkwinkel für die Festkörpergelenkstruktur erzeugen.

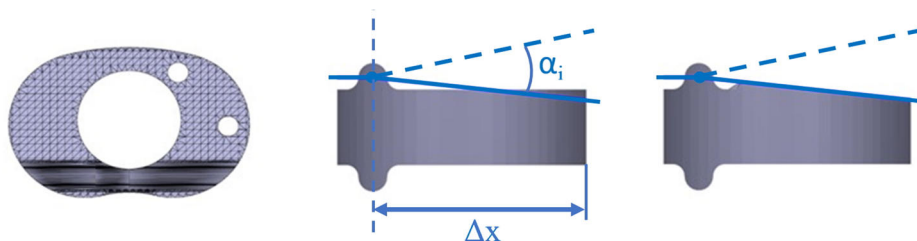


Abbildung 7.30: Generierung der Anschlagflächen an den starren Zwischenelementen der Festkörpergelenkstruktur: (links) Erhöhung der lokalen Auflösung der Außenfläche des Zwischenelements; (Mitte) Bestimmung einer Projektionsebene, die mit halbem Auslenkwinkel α_i zur kleinsten Querschnittsfläche des Festkörpergelenks rotiert ist; (rechts) Projektion eines Flächenabschnitts auf die Projektionsebene zur Generierung der geometrischen Endanschlüsse am Zwischenelement

Zwischen den einzelnen Sektionen werden Verbindungselemente vorgesehen, an welchen die Bowdenzugseelen zur Aktuierung der jeweiligen Sektion fixiert werden. Es wird unterschieden zwischen einer einfachen Fixierung des Bowdenzugdrahtes bzw. Bowdenzugseils ohne zusätzlich angebrachten Endanschlag sowie einer Fixierung über eine zusätzlich aufgecrimppte Aderendhülse als Endanschlag. Die Verwendung eines zusätzlich angebrachten Endanschlages wird nur bei Systemen mit hohen Zugseilkräften vorgesehen. Bei der Variante ohne Aderendhülse wird der Anschlag des Drahtes in der Kontur durch einen 90° Knick realisiert. Zudem wird der Draht durch eine im Verbindungsstück integrierte Öse geführt und dahinter durch eine Biegung befestigt, um den Draht in der Struktur zu fixieren. Zugseile werden an Ösen in der Struktur verknottet. Abbildung 7.31 zeigt die zwei Varianten.

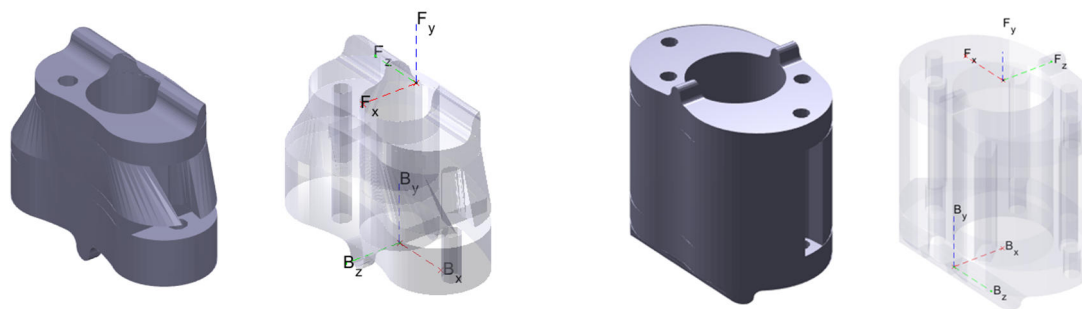


Abbildung 7.31: Beispiele für Endsegmente von Festkörpergelenksectionen mit Aktuierung über Schubstangen (links) sowie über einen Doppelzug (rechts). In den Rotationsachsen der Festkörpergelenke liegen ein Base- und ein Follower-Frame, welche die serielle Verkettung der Festkörpergelenkstruktur ermöglichen. Für die Fixierung der Bowdenzüge sind Nuten für eine Drahtumlenkung (links) bzw. Aussparungen für aufgecrimppte Aderendhülsen (rechts) vorgesehen

Über die in den Drehachsen der Festkörpergelenke fixierten Koordinatensysteme (Frames) ist es abschließend möglich, die Gesamtstruktur der Manipulatorarme zusammenzufügen. Abbildung 7.32 zeigt beispielhaft Manipulatoren in Neutralstellung der Sektionen sowie zur Veranschaulichung der Bewegungsfreiheitsgrade in ausgelenkten Posen. Beim Zusammenfügen der einzelnen Segmente und Sektionen der Festkörpergelenkkette werden die zylindrischen Enden der halben Festkörpergelenke überlappend assembliert. Dies ermöglicht auch eine Vorauslenkung der Festkörpergelenkstruktur vor dem additiven Fertigungsprozess, um die Struktur beispielsweise optimal im Bauraum auszurichten.

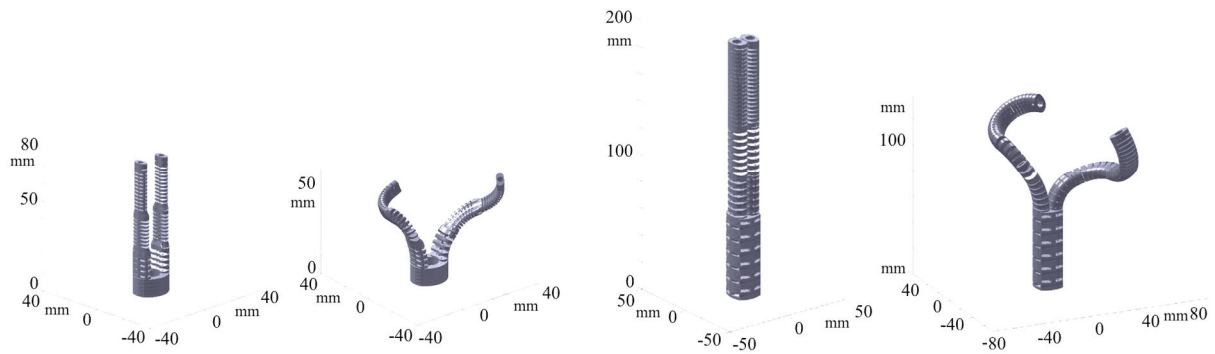


Abbildung 7.32: Beispielhafte Darstellung von Manipulatorvarianten in Neutralstellung der Sektionen sowie zur Veranschaulichung der Bewegungsfreiheitsgrade in ausgelenkten Posen

Abbildung 7.33 zeigt zur Veranschaulichung verschiedene SPOT Manipulatorsysteme mit unterschiedlichen charakteristischen Funktionalitäten. Auf die spezifischen Eigenschaften von SPOT Systemvarianten wird in Kapitel 7.9 genauer eingegangen.

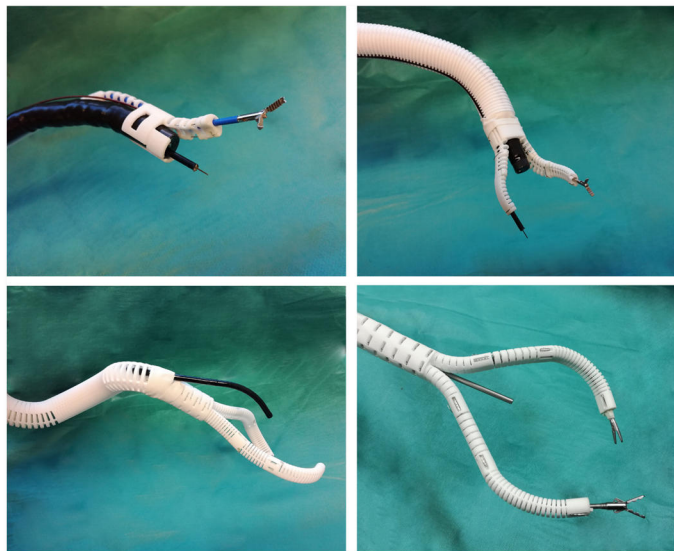


Abbildung 7.33: Beispiele für SLS gefertigte SPOT Manipulatoren, die in Kombination mit flexiblen und starren Endoskopen verwendet wurden (Bild entnommen aus: Krieger et al. 2020)

7.6.4 Schaftdesign

Der Schaft des Systems bietet zudem die Möglichkeit, die Systemeigenschaften entscheidend zu beeinflussen, indem dieser als flexible, semi-flexible bzw. versteifbare oder als starre Struktur ausgelegt wird. Abbildung 7.34 zeigt implementierte Schaftstrukturen, die beim Entwurf beliebig mit den Manipulatorspitzen kombiniert werden können.

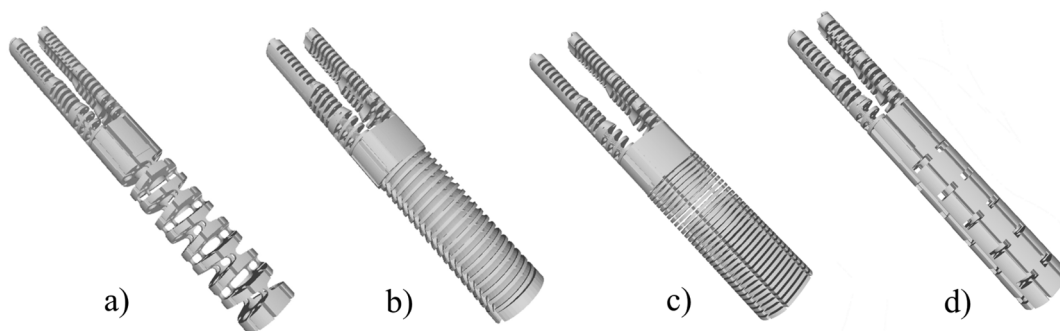


Abbildung 7.34: Implementierte funktionelle monolithische Schaftstrukturen: (a) flexible Wirbelstruktur, die passiv oder aktiviert ausgelegt werden kann, (b) in beliebiger Pose versteifbare Spiralstruktur, (c) in definierter Pose versteifbare Schaftstruktur auf Basis der Shape-Memory Strukturen, (d) starre bzw. semi-starre Schaftstruktur

Die passive Wirbelstruktur wird durch das innen geführte flexible Endoskop gesteuert. Dieses passive Konzept wurde prinzipiell bereits von Roppenecker (2007) gezeigt. Durch die Adaption der Anschläge an den Wirbelsegmenten können im automatisierten Entwurfsprozess maximale Biegewinkel für die Struktur vorgegeben werden. Durch die Integration von zwei Doppelzügen mit vier Zugseilen in der Wirbelstruktur wird es möglich, Bereiche der Wirbelstruktur aktiv zu steuern. Hierbei können rein mechanische oder elektrische Bedienkonzepte genutzt werden. Durch die Anwendung der in Kapitel 7.7 beschriebenen Shape-Memory Strukturen als Schaft für die Manipulatorsysteme lassen sich Systeme realisieren, die gezielt in vordefinierten Posen versteifbar sind. Die spiralförmige Schaftstruktur, deren Grundstruktur stark an dem von Hein (2013) vorgestellten versteifbaren Schaftdesign orientiert ist, kann passiv mit dem flexiblen Endoskop mitbewegt werden und in beliebiger Pose versteift werden. Die versteifbaren Systeme bieten enormes Potenzial hinsichtlich neuartiger Zugangswege und einer optimierten Kraftübertragung im Körperinneren. Zudem kann der Schaft auch starr bzw. semi-starr oder nachgiebig ausgelegt werden.

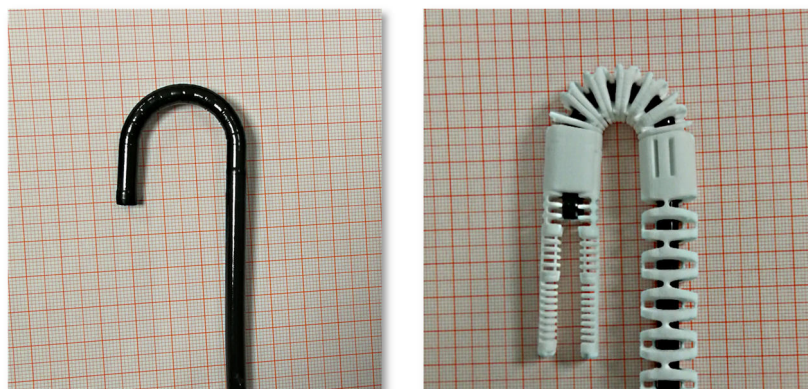


Abbildung 7.35: Beispiel für die Auslegung der Schaftstruktur anhand des maximal zulässigen Biegeradius der Endoskopspitze

7.6.5 Konfiguration der monolithischen Festkörpergelenkstruktur für die additive Fertigung

Um die entworfenen Manipulatorstrukturen mittels additiver Fertigungstechnologien herstellen zu können, müssen die Oberflächenmodelle im STL-Format, welches die Standardschnittstelle zu den gängigen additiven Fertigungsverfahren darstellt, zur Verfügung gestellt werden. Zu berücksichtigen ist hierbei die Orientierung der funktionellen Strukturen, wie beispielsweise der Festkörpergelenke aber auch Bohrungen und Kontaktflächen. Die Orientierung der Festkörpergelenke in der x-y-Ebene ist beim SLS Druck aufgrund der deutlich höheren erreichbaren mechanischen Festigkeiten zu bevorzugen. Der Effekt ist durch eine nachträgliche Oberflächenbehandlung zwar reduzierbar, trotzdem sollte während des SLS Prozesses auf eine Platzierung der Festkörpergelenke in der x-y-Ebene geachtet werden. Zudem ist die Auflösung des Fertigungsverfahrens zu beachten, welche sich speziell beim SLS Verfahren typischerweise zwischen x-y-Ebene (beispielsweise bei der verwendeten Formiga P100 (EOS Krailling, Deutschland): 50µm) und z-Richtung (bei der verwendeten Maschine gewählt: 100 µm) unterscheidet. Zudem ist in der x-y-Ebene bezüglich der Herstellbarkeit von Strukturen der Durchmesser des Laserfokus (bei der verwendeten Maschine: ca. 450µm) zu berücksichtigen. Die Größe des Bauraums spielt zudem eine entscheidende Rolle, besonders im Hinblick auf die langen Schaftstrukturen bei endoskopischen Manipulatorsystemen. Das effektiv nutzbare Pulverbett bei der in dieser Arbeit verwendeten Maschine beträgt dabei 200 mm x 250 mm x 330 mm.

Aufgrund der Implementierung der Segmente der Festkörpergelenkstruktur mit jeweils halben Festkörpergelenken, die mit einer Halbzylinderfläche abschließen (siehe Kapitel 7.1), ist es möglich die einzelnen Festkörpergelenke der monolithischen Struktur vorauslenken. Dies bietet sich besonders bei langen Festkörpergelenkketten an oder wenn gezielt mehrere funktionelle Strukturen während des SLS Drucks speziell orientiert sein sollen. Somit wird es möglich, von den komplexen und langen Manipulatorstrukturen STL-Dateien zu generieren, die fertigungsgerecht hinsichtlich des 3D Drucks ausgelegt sind. Eine Vorauslenkung kann zudem sinnvoll sein, wenn nur kleine maximale Auslenkwinkel pro Segment auftreten, die in Neutralstellung der Arme nicht mehr mit ausreichend Abstand zwischen den zwei Zwischenelementen gedruckt werden können. Außerdem kann durch eine Vorauslenkung beim Druck gezielt eine ausgelenkte Position einer Sektion als neutrale Festkörperposition definiert werden. Dies wird z.B. bei elektrischen SPOT Varianten für die erste Sektion, die für das Ausstellen des Arms verantwortlich ist, umgesetzt, um die Sektion in der ausgelenkten Endanschlagsposition möglichst stabil halten zu können. Abbildung 7.36 zeigt, wie eine 900 mm lange endoskopische Manipulatorstruktur durch eine Vorauslenkung in den Bauraum der SLS Maschine eingepasst wird. Die Manipulatorspitze bleibt dabei vorzugsweise in der x-y-Ebene orientiert.

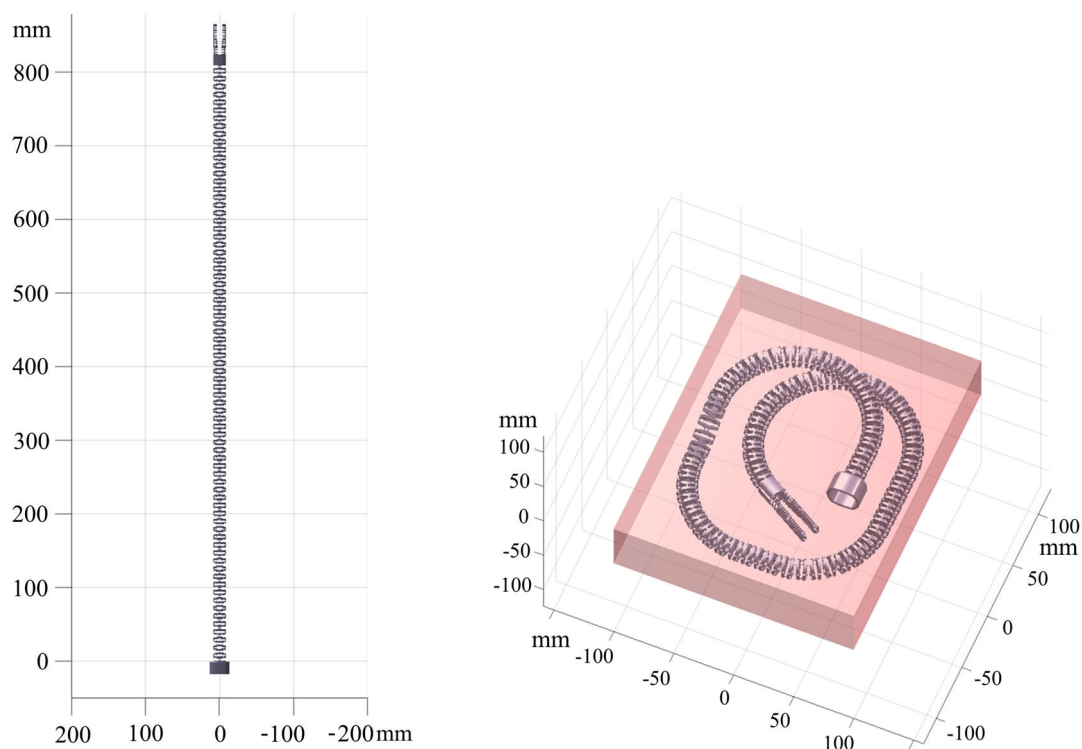


Abbildung 7.36: Endoskopischer SPOT Manipulator mit passivem flexiblen Schaft und einer Länge von 900 mm: (links) Manipulator ohne Vorauslenkung; (rechts) in den Bauraum der SLS Maschine (rot) eingepasste Manipulatorstruktur. Die Vorauslenkung der einzelnen Festkörpergelenke wird so berechnet, dass die gesamte Manipulatorstruktur für den Druckjob in Schlaufen in den Bauraum gelegt werden kann

7.6.6 Simulation der Manipulatorstruktur im Virtual Reality Szenario

Wie im Kapitel 6.2 beschrieben, sieht der Workflow für den automatisierten Entwurf von Manipulatorsystemen für die minimalinvasive Chirurgie eine virtuelle Evaluierung der Systeme vor, bevor diese additiv gefertigt werden. Grundsätzlich wird auf Basis von Vorgaben des Arztes (z.B. Arbeitsraumgröße, Anzahl und Position der Manipulatorarme, Bedienkonzept etc.) ein Manipulator automatisiert entworfen. Dem Arzt soll dann die Möglichkeit geboten werden, die entworfene Struktur zu überprüfen, um anschließend die Freigabe für die additive Fertigung des Systems zu geben. Dafür wird das spezifische SPOT System in einem Virtual Reality (VR) Szenario simuliert. Auf diese Weise soll es dem Arzt möglich sein, die Bewegung der individualisierten Manipulatorarme zu überprüfen, indem er den virtuellen Manipulator im VR Szenario ansteuern kann. Das Konzept der virtuellen Evaluation soll im Zuge dieser Arbeit anhand einer ersten Implementierung gezeigt werden. Die konzeptionelle Implementierung zur Veranschaulichung des Konzepts erfolgt mit Hilfe des in MATLAB mittels des Simulink 3D Animation Softwarepaketes mit dem standardmäßig zur Verfügung stehenden Editor zur Erstellung von Virtual Worlds (3D World Editor und Virtual Reality Toolbox, MathWorks, Natick, USA). Auf dem Markt ist aber deutlich leistungsstärkere und vor allem im Rendering ausgereifere VR Software vorhanden, die für eine weiterführende Implementierung in Betracht gezogen werden sollte.

Entsprechend des strukturellen Aufbaus der Festkörpergelenkketten lässt sich der Manipulator auch in der VR Welt aus Sektionen, bestehend aus den einzelnen Segmenten, aufbauen. Hierbei werden die einzelnen Elemente nicht als STL-Dateien, sondern als VRML-Dateien übergeben. Aus der Generierung der Festkörpergelenkstruktur sind die maximalen Auslenkwinkel und die Koordinatensysteme in den Rotationsachsen der Festkörpergelenke bekannt, die ebenfalls übergeben werden. Zudem werden Einstellungen zur Ansteuerung festgelegt, die bei dieser Anwendung über eine 3D Maus (*Space Mouse*) pro Arm erfolgt. Basierend auf diesen Inputs kann

die automatische Erzeugung einer VR Welt und dem dazugehörigen verknüpften Simulink Modell erfolgen. Für die Simulation der Manipulatorbewegung wird dabei vereinfachend eine konstante Krümmung der Festkörpergelenksektionen angenommen. Die automatisch erzeugte VR Welt ist direkt für die Bedienung über die zwei 3D Mäuse konfiguriert und kann direkt zur Visualisierung der individualisierten Manipulatorspitzen genutzt werden. In Kombination mit den Manipulatorarmen kann beispielsweise eine zusätzliche Sphäre mit dem Durchmesser des Tumorbefunds mit eingeblendet werden, damit der Arbeitsraum der Manipulatorarme besser abgeschätzt werden kann (siehe Abbildung 7.37).

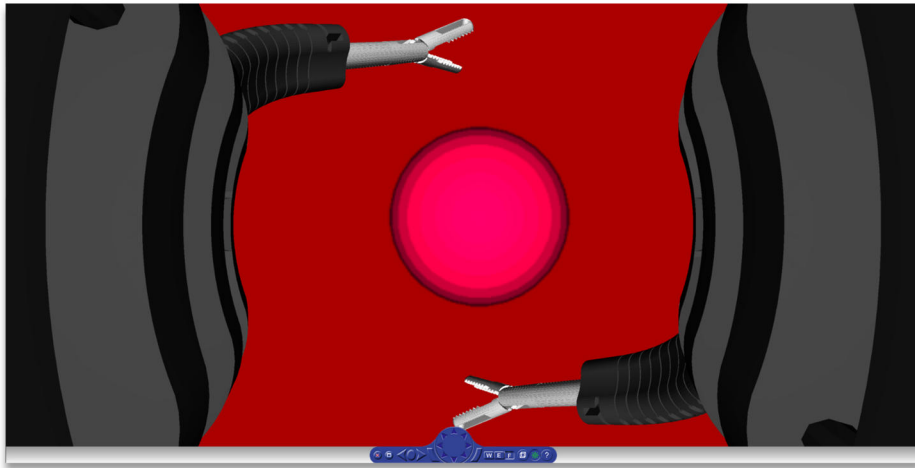


Abbildung 7.37: Simulation von einem zweiarmigen SPOT Manipulator im VR Szenario

7.6.7 Dichtungskonzept und individualisierte Ummantelung für die Manipulatorspitze

Da bei minimalinvasiven Eingriffen oft Gasinsufflation zum Einsatz kommt (z.B. Aufblähen des Magens bzw. Darms bei gastroenterologischen Eingriffen), ist die Dichtigkeit der individualisierten Systeme von besonderer Bedeutung. Das Konzept für die Abdichtung des Systems sieht drei Komponenten vor. Diese sind eine Ummantelung des Schafts, eine Ummantelung für die individualisierte Manipulatorspitze sowie einer individualisierten Dichtscheibe, die über einen Klemm-Mechanismus fixiert wird und das Manipulatorsystem innen abdichtet. Für die Ummantelung des Schafts wird ein für medizinische Anwendungen geeigneter TPU Folienschlauch mit einer Wandstärke von $50\ \mu\text{m}$ als Hülle gewählt (Fait Plast, Cellatica, Italien), der sich durch eine sehr hohe Reißfestigkeit auszeichnet und eine ausreichende Flexibilität für die Ummantelung von flexiblen Schaftstrukturen besitzt. Die Ummantelung der Spitze wird über eine individualisiert hergestellte Silikonkappe realisiert. Die Silikonkappe für die Spitze hat dabei keinen entscheidenden Einfluss auf die Dichte des Systems, da die eigentliche Dichtigkeit durch die Ummantelung des Schafts in Kombination mit dem Silikondichtelement realisiert wird. Trotzdem wird die Kappe zur Ummantelung der Manipulatorarme verwendet, um einen sichereren Einsatz im Kontakt mit Gewebe sicherzustellen. Für die Herstellung der Kappen wird automatisch eine Form zum Abformen der Silikonkappe von der individualisierten Systemspitze erzeugt (siehe Abbildung 7.38). Wichtig ist hierbei das Vermeiden von kleinen Radien an welchen sich die Silikonmasse schlecht gleichmäßig aufbringen lässt sowie von konkaven Flächen an der Geometrie der Form, da es an diesen Stellen zur Materialanhäufung kommen kann. Es wird daher von der nierenförmigen CPL, die den Querschnitt der Manipulatorarme beschreibt, eine konvexe Hülle abgeleitet, sodass an der Innenseite eine konkave Fläche vermieden wird. Die SLS gedruckte Form wird anschließend oberflächenbehandelt, um die Abformeigenschaften zu verbessern.

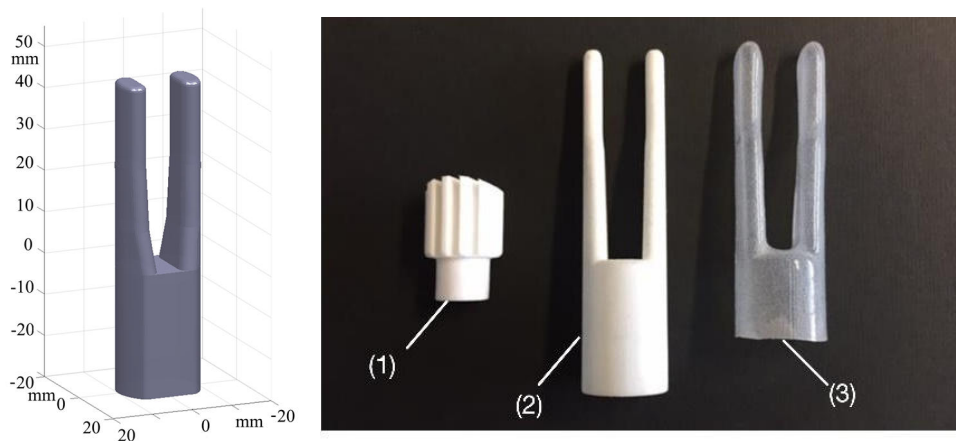


Abbildung 7.38: Positivform für die Herstellung individualisierter Ummantelungen für die Manipulatorspitzen: (links) von der Außenkontur der Manipulatorarme abgeleitetes Oberflächenmodell der Positivform; (rechts) selektiv lasergesinterte Form (2) mit Verbindungsstück (1) zum Aufstecken auf eine Motorachse und transparente abgeformte Silikonummantelung für die Manipulatorarme (3)

Die Oberfläche kann entweder konventionell geschliffen werden oder mittels Oberflächenglättung (z.B. PostPro3D, AMT, Sheffield, UK) nachbearbeitet werden. Anschließend wird zum Abformen Silikon mit einem Pinsel gleichmäßig auf die Oberfläche der Form aufgebracht, wobei die Form stetig rotiert wird. Durch die vorab berechnete Menge Silikon für die gewünschte Wandstärke der Hülle in Kombination mit der stetigen Rotation während des Aushärtens, bildet sich auf der Form ein gleichmäßiger Silikonfilm aus. Es lassen sich auf diese Weise Kappen mit ausreichend einheitlicher Wandstärke fertigen. Um diesen Fertigungsprozessschritt weiter zu automatisieren und zu vereinheitlichen, ist eine Abformung mittels Tauchverfahren denkbar. Zur Abformung wird nach ausführlicher Recherche und Vorversuchen das Silikon SILPURAN 2430 (Wacker Chemie AG, München, Deutschland) verwendet. Hierbei handelt es sich um ein 2-Komponenten-raumtemperaturvernetzendes (RTV) Silikon. Das Silikon vernetzt durch Additionsvernetzung, bei welcher keine Spaltprodukte entstehen. Die Shore Härte liegt bei 20 A und die Viskosität der Komponenten A und B liegen bei 10.000 mPa·s und 8.000 mPa·s. Das Material eignet sich besonders für die Anwendung aufgrund der guten Reiß- und Weiterreißfestigkeit. Das Silikon ist für medizinische Anwendungen geeignet und ist nach USP Class VI zugelassen. Über den Hersteller ist ebenfalls ein Zytotoxizitätszertifikat nach ISO10993-5 vorhanden.

Die Dichtscheibe, die als Dichtelement die Manipulatorstruktur innen abdichtet, wird ebenfalls als Silikonkomponente gefertigt. Da das Dichtelement neben dem innen geführten Endoskop auch die in den Arbeitskanälen des Manipulators geführten Instrumente sowie die Bowdenzüge abdichten muss, ergibt sich eine Kontur mit mehreren innenliegenden Aussparungen. Für diese ebene 2D Kontur erweist sich das Lasercutten als vorteilhaft, da Schnittkanten präzise erzeugt werden können und zu verarbeitende Silikonmatten mit definierten Dicken als Meterware verfügbar sind. Auf diese Weise können komplexe, dünnwandige 2,5D Geometrien mit präzisen Schnittkanten aus Silikon deutlich effizienter hergestellt werden als mit abformenden Verfahren. Die CPL Kontur, die dann als SVG-Datei für das Lasercutten weiterverwendet wird, lässt sich aus dem Manipulatorquerschnitt und den berechneten Bowdenzugpositionen einfach ableiten. Als Dichtlippen um die innengeführten Komponenten wurden die in Abbildung 7.39 gezeigten Typen untersucht. Dabei erwies sich eine runde Schnittkante (Abbildung 7.39 (Mitte)) am vorteilhaftesten.

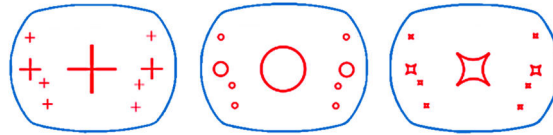


Abbildung 7.39: Dichtscheibe mit unterschiedlichen Dichtlippengeometrien im SVG-Format

Die Dichtscheibe wird über eine Klemmverbindung im System fixiert. Hierfür kann das zwischen dem Manipulatorschaft und dem Endstück eingelegte Dichtelement beispielsweise über einen Bajonett-Verschluss geklemmt werden (siehe Abbildung 7.40). Somit wird der ummantelte Manipulator nach außen hin abgedichtet, sobald ein Endoskop und Instrumente eingeführt sind.

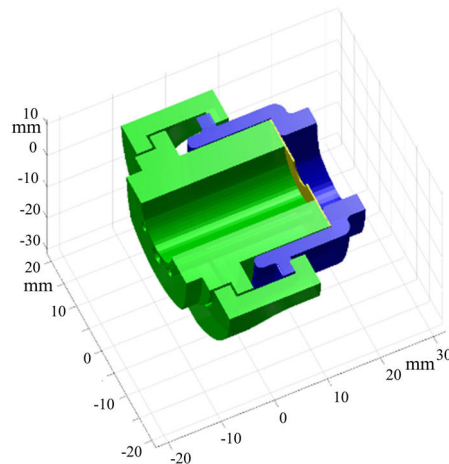


Abbildung 7.40: Dichtelement mit Bajonett-Verschluss zum Klemmen der Dichtscheibe zwischen den zwei Kontaktflächen

Als Nachweis für das Dichtkonzept mit Ummantelung des Schafts und innerer Dichtung über ein Silikondichtelement sowie der zusätzlichen Silikonhülle für die Manipulatorspitze wurden endoskopische Systeme an einem explantierten Schweinemagen getestet. Abbildung 7.41 zeigt den Versuchsaufbau, bei dem das ummantelte SPOT System über den Speiseröhrenansatz durch die Cardia (Mageneingang) in den Magen eingeführt wird. Am Pylorus (Magenausgang) wird ein Silikonschlauch abgedichtet fixiert, der mit einem Drucksensor verbunden ist. Auf diese Weise lässt sich der im Mageninneren aufgebrachte Druck messen. Über die Insufflationseinheit des im SPOT System geführten Gastroskops wird der Magen dann mit CO₂ bei einem Durchfluss von 3,2 l/min aufgeblasen. Es wird untersucht, ob mit 20 mmHg ein intragastrischer Druck aufgebracht und gehalten werden kann, der über den typischerweise in der MIC aufgebrachten Drücken von 15 mmHg (Liehn et al. 2016) liegt. Der Speiseröhrenansatz war am explantierten Magen nur noch sehr kurz vorhanden (ca. 1,5 cm), weshalb dieser bei höherem Druck per Hand am System festgehalten werden musste. Es konnte mit diesem Versuch gezeigt werden, dass das SPOT System mit dem Dichtkonzept auf Basis der beschriebenen Silikonkomponenten einen intragastrischen Druck von 20 mmHg aufbringen und halten kann (siehe Abbildung 7.41).

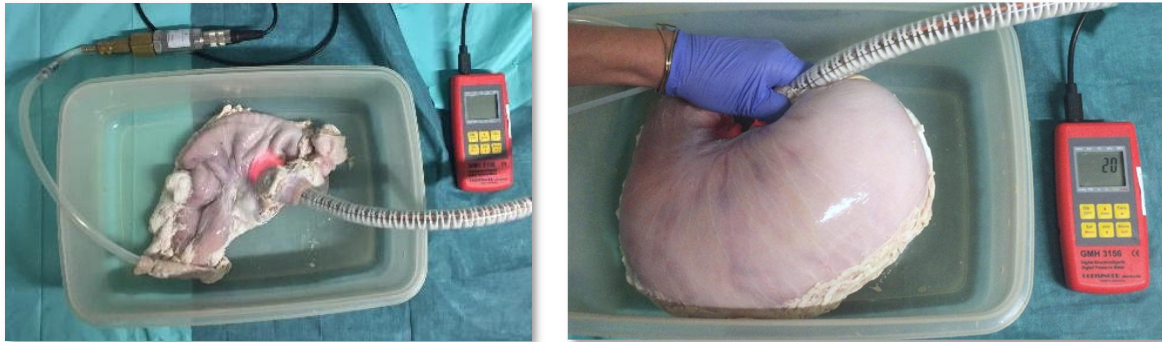


Abbildung 7.41: Ex-vivo Dichtigkeitsversuch zum Nachweis der Funktionalität des Dichtigkeitskonzepts. Das ummantelte Manipulatorsystem wird über den Mageneingang in einen explantierten Schweinemagen eingeführt. Mit dem Magenausgang wird ein Druckmessgerät verbunden. Über ein im Endoskopkanal des Manipulatorsystems geführtes Gastroskop wird der Magen durch CO₂ Insufflation bis zu einem Druck von 20 mmHg aufgeblasen

Während beim Dichtigkeitsversuch (siehe Abbildung 7.41) eine transparente Silikonhülle verwendet wurde, kann die Ummantelung auch schwarz eingefärbt gefertigt werden. Dadurch erinnert das System mehr an typischerweise schwarz ummantelte Standardgastroskope. Außerdem wird durch eine schwarze Ummantelung bei den Manipulatorarmen erreicht, dass Überlichtungen im Endoskopbild vermieden werden. Hierfür stehen die 50 µm TPU Folienschlauch auch in schwarz zur Verfügung (Fait Plast, Cellatica, Italien). Das Silikon kann mittels ELASTOSIL Farbpasten FL (Wacker Chemie AG, München, Deutschland), die ebenfalls nach USP Class VI zugelassen sind, gefärbt werden. Abbildung 7.42 zeigt ein standardmäßig schwarz ummanteltes endoskopischen SPOT System.

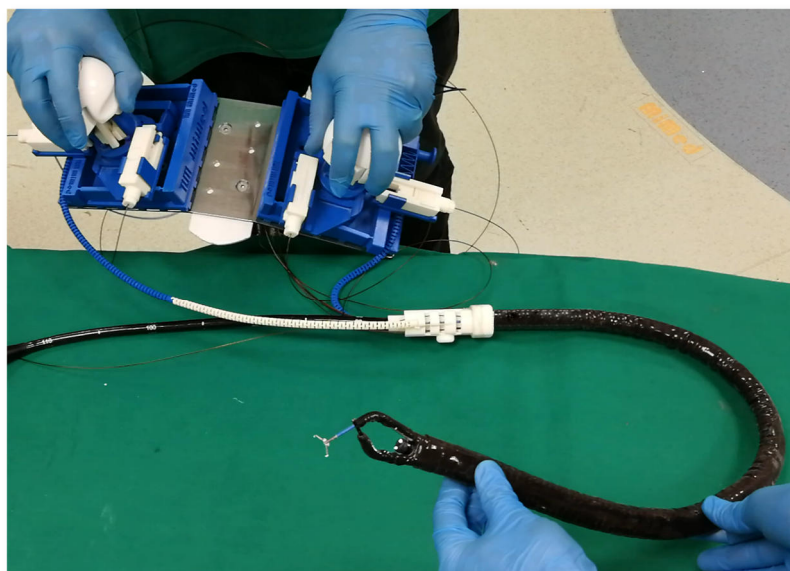


Abbildung 7.42: Endoskopisches SPOT Manipulatorsystem mit schwarz eingefärbter Silikonummantelung

7.6.8 Integration funktioneller Strukturen

Es wurden im Zuge der Entwicklung der SPOT Systeme auch weitere Möglichkeiten zur Integration funktioneller Strukturen in die Festkörpergelenkstruktur untersucht. Hierbei lassen sich beispielsweise Mechanismen wie Viergelenke ebenfalls über Festkörpergelenke realisieren. Diese Möglichkeit zur Funktionsintegration in 3D gedruckte monolithische Strukturen bietet zusätzlich enorme Potenziale und kann auch hinsichtlich *Morphological Computation* Ansätzen weiterentwickelt werden. Die Umsetzung monolithischer integrierter Mechanismen soll im Folgenden anhand des Beispiels eines Aufspreizmechanismus gezeigt werden. Das Konzept eines integrierten Aufspreizmechanismus, welcher es ermöglichen soll, den Arbeitsraum der Manipulatorarme freizuhalten, wurde gemeinsam mit dem klinischen Partner Prof. Meining (Uniklinikum Würzburg) entwickelt. Die Grundidee besteht darin, möglicherweise auf eine Insufflation verzichten zu können, wenn das Lumen durch einen Aufspreizmechanismus aufgespannt werden kann. Auf Basis einer systematischen Untersuchung verschiedener Gelenkmechanismen wurde ein Konzept basierend auf Viergelenksmechanismen umgesetzt. Mittels Drei-Lagen-Synthese wird das Viergelenk derart berechnet, dass es sich aus einer möglichst flachen Ausgangsposition, die sich eng an das innengeführte Endoskop anschmiegt, in die Aufspreizposition bewegen kann (siehe Abbildung 7.43). Die Aktuierung erfolgt über einen Seilzug, der durch die Koppel geführt ist, um so einen möglichst guten Hebel beim Aufstellen des Viergelenks zu erreichen. An der Systemspitze sind vier symmetrisch angeordnete Viergelenke positioniert. Diese werden zusätzlich durch eine monolithische Hoberman-Struktur verbunden, die sich sehr kompakt zusammenfallen lässt, sich aber in der aufgespreizten Position als Schirm zwischen den Koppeln der Viergelenke aufspannen kann (siehe Abbildung 7.43).

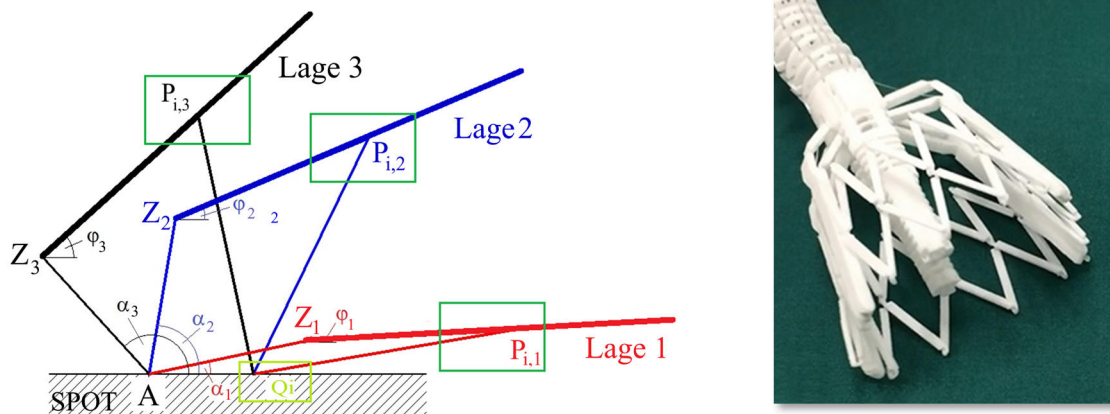


Abbildung 7.43: Konzept für einen integrierten Aufspreizmechanismus an der Manipulatorspitze: (links) Drei-Lagen-Synthese des Viergelenkmechanismus; (rechts) selektiv lasergesinterte Manipulatorstruktur mit integriertem Aufspreizmechanismus bestehend aus vier symmetrisch angeordneten Viergelenksmechanismen, die über eine monolithische Hoberman-Struktur verbunden sind

Die Funktionalität des an der SPOT Spitze integrierten Mechanismus wurde anhand eines Versuchs am explantierten Schweinemagen evaluiert. Hierbei wurde das System über die Speiseröhre in den Magen eingeführt und dann an verschiedenen Lokalisationen im Magen positioniert. Es wurde jeweils versucht, die Magenwand durch den Aufspreizmechanismus aufzuspannen. Es war möglich, den Arbeitsraum für die Manipulatorarme ohne zusätzliche Insufflation nach oben hin aufzuspannen (siehe Abbildung 7.44).

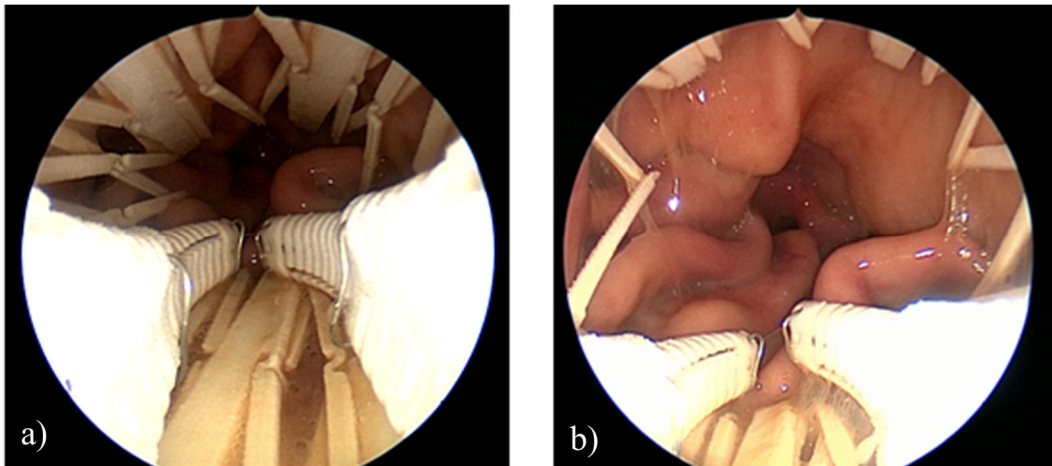


Abbildung 7.44: Versuch zum Nachweis der Funktionalität des integrierten Aufspreizmechanismus ex-vivo im explantierten Schweinemagen: (a) Eingeführte Manipulatorstruktur mit angelegtem Mechanismus; (b) Aufgespannter Aufspreizmechanismus im explantierten Schweinemagen

Ein weiteres beispielhaftes Konzept für einen integrierbaren Festkörpergelenkmechanismus basierend auf Viergelenkmechanismen zeigt Abbildung 7.45. Dieser ermöglicht es, den Durchmesser des Schafts abschnittsweise und temporär zu vergrößern, was beispielsweise zum Fixieren oder Stabilisieren des Systems in Lumen (z.B. Speiseröhre) genutzt werden kann.

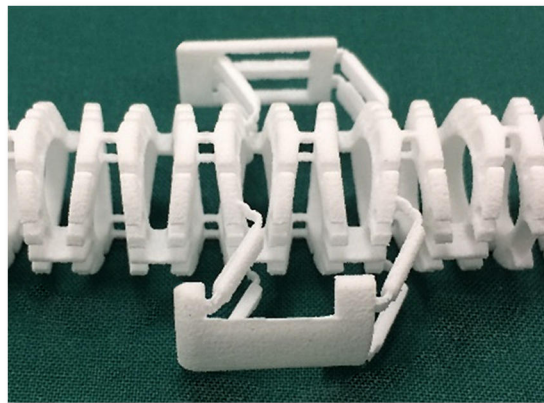


Abbildung 7.45: Konzept eines in die Schaftstruktur integrierten Aufspannmechanismus zum lokalen Abstützen der Schaftstruktur innerhalb eines Lumens

7.7 Softrobotik Strukturen mit vordefinierten Endposen – Shape-Memory Strukturen

Das bereits im Kapitel 6.1 beschriebene Konzept der Shape-Memory Strukturen wird im Folgenden genauer vorgestellt. Die Grundidee dieses Ansatzes ist, die Vorteile der Designfreiheit bezüglich komplexer Geometrien, die die additiven Fertigungsverfahren und dabei speziell die Pulverbett-basierten Technologien bieten, auszunutzen, um noch komplexere Manipulatorgeometrien zu erzeugen. Die aufgabenspezifischen Manipulatorgeometrien werden dabei so berechnet, dass sie vordefinierte Posen mittels möglichst weniger Freiheitsgrade für die Ansteuerung – bis hin zu einem Freiheitsgrad für eine räumliche Pose – erreichen können. Es sollen so einfach ansteuerbare Manipulatorstrukturen hergestellt werden können, deren Geometrie auf Basis von vorgegebenen, gewünschten Endposen berechnet wird. Sie sollen diese räumlichen Posen einnehmen können, indem sich in der Struktur integrierte Anschläge bzw. Verzahnungen formschlüssig verbinden. Durch einen Freiheitsgrad für die Ansteuerung der Manipulatorstruktur, beispielsweise ein integriertes Zugseil, kann so jeweils eine der räumlichen Posen, die in der Struktur des Manipulators geometrisch festgelegt ist, eingenommen werden. Abbildung 7.46 zeigt zur Veranschaulichung verschiedene Beispielstrukturen. Das Designkonzept bietet den Vorteil, dass die Strukturen aufgrund ihres monolithischen Aufbaus als Festkörpergelenkkette im neutralen Zustand, in dem die integrierten Zugseile nicht angesteuert werden, flexibel sind. So können sie als flexible schlangenartige Strukturen gut über kleine Öffnungen in Hohlräume/Lumen eingeführt werden und anschließend durch die Aktuierung gezielt in der gewünschten Pose versteift werden. Die so erzeugten Softrobotikstrukturen sollen eine vordefinierte Endposition einnehmen können, während zunächst die genaue Bewegungsbahn der Manipulatorspitze im Raum vernachlässigt wird.

7.7.1 Automatisierter Entwurf der Shape-Memory Strukturen

Die im Zuge dieser Arbeit untersuchte Verwendung von additiv fertigen, monolithischen Festkörpergelenkstrukturen für die Erzeugung von Manipulatorstrukturen ermöglicht es, Kinematiken für einen Manipulator mittels Gelenksectionen für einen Freiheitsgrad zu definieren, die dann sehr gut an variierende Anwendungsszenarien angepasst werden können (siehe Kapitel 7.6). Wie bereits beschrieben, kann durch die Positionierung der Festkörpergelenke sowie der Bowdenzug-Positionen die Kinematik an den gewünschten Arbeitsraum adaptiert werden. Durch die Auslegung der verwendeten Festkörpergelenke kann die Struktur zudem an den vorliegenden Lastfall angepasst werden. Für den Ansatz der Shape-Memory Strukturen werden nun nicht einheitliche Festkörpergelenksectionen als Abbildung von Freiheitsgraden der Kontinuumsroboterstruktur modelliert, sondern eine vorgegebene Endpose des Manipulators als eine Kombination von seriellen Gelenkstrukturen abgebildet (Krieger et al. 2019).



Abbildung 7.46: Beispiele von Shape-Memory Strukturen mit unterschiedlichen Endposen

Die Shape-Memory Strukturen bestehen somit grundsätzlich ebenfalls aus einer sich wiederholenden Folge von FKGs und starren Zwischenelementen, durch welche auch die äußere Form der Struktur definiert wird. Bei der Auslegung werden einzelne Segmente seriell verkettet. Neben der äußeren Form können die starren Zwischenelemente auch dafür genutzt werden, die Endpose der Manipulatorstruktur zu definieren, indem geeignete Festkörpergelenkpositionen in der Struktur in Kombination mit passenden Endanschlügen für die einzelnen Festkörpergelenke definiert werden. Die Ansteuerung der Strukturen erfolgt im Folgenden über Bowdenzüge mittels Zugseilen oder Drähten, wodurch die Auslenkung der Gesamtstruktur initiiert wird. Zugseile bieten die Möglichkeit, eine im Ausgangszustand flexible Shape-Memory Struktur durch das Ziehen am Seil in die vorgegebene Endpose auszulenken. Bei der Verwendung einer Schubstange kann von der Struktur prinzipiell durch das Aufbringen einer Schubkraft noch eine zweite Endpose eingenommen werden. Wie bereits erwähnt, zielt das Konzept zunächst auf die Erreichung der gewünschten Endposen ab, während die Bewegungsbahn der Manipulatorspitze vernachlässigt wird. Eine Simulation und damit auch eine Optimierung hinsichtlich der Trajektorie der Manipulatorspitze im Raum ist jedoch prinzipiell möglich und wird in Kapitel 7.7.3 erläutert.

Vorgabe der Pose im Raum

Bei der Erzeugung der Strukturen muss zunächst die gewünschte Endpose vorgegeben werden. Dies erfolgt als Vertex-List (VL) im dreidimensionalen Raum. Diese Kontur wird anschließend durch eine kontinuierliche, tangentialstetige Kurve abgebildet, auf deren Basis die Berechnung der Strukturelemente erfolgt. Die Erzeugung der Kurve erfolgt über ein Approximationsverfahren, wobei im Zuge dieser Arbeit eine natürliche, kubische Spline-Interpolation sowie eine Approximation mittels von Kreissegmenten mit maximiertem Biegeradius auf Basis einer Biarc-Approximation genauer untersucht wurden (Tseng & Chen 2000). Prinzipiell können beliebige Approximationsverfahren verwendet werden, wobei tangentialstetige Raumkurven erzeugt werden sollten, um die zulässige Dicke der Raumkurve zuverlässig bestimmen zu können. Abbildung 7.47 beschreibt die Approximationsverfahren schematisch.

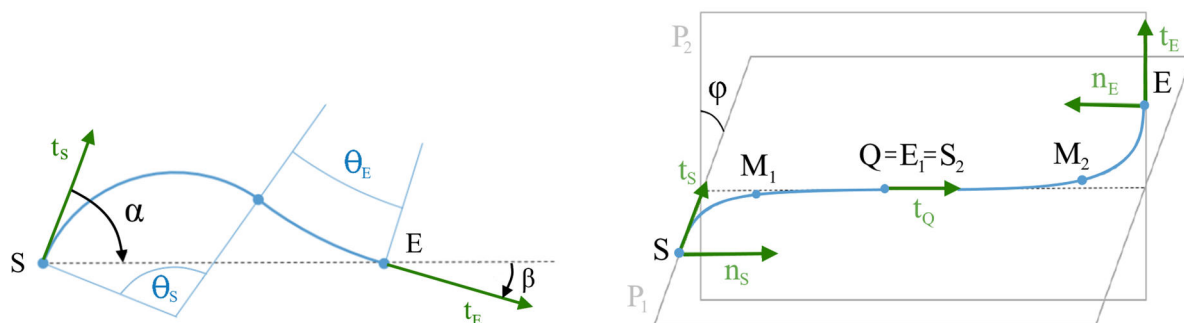


Abbildung 7.47: Approximationsverfahren zur Darstellung von Raumkurven: (links) Kubische Spline-Interpolation, bei der die Punkte S und E durch zwei tangentialstetige Kreissegmente verbunden werden; (rechts) Biarc-Approximation, bei der eine tangentialstetige Interpolation von zwei Punkten durch vier Kreissegmente erfolgt. Je zwei Kreissegmente liegen in den Ebenen P₁ und P₂, wodurch zwei zweidimensionale Fälle vorliegen (Bild angelehnt an: Tseng & Chen 2000)

Berechnung einer Basisstruktur

Entlang der interpolierten Konturkurve wird nun zunächst eine Basisstruktur aus Zylinderelementen errechnet. Hierbei werden Zylinder mit konstantem Radius r_c aber variierender Höhe h so in die Konturkurve gelegt, dass sie sich jeweils in einem Kontaktpunkt berühren (siehe Abbildung 7.49). Als Basisstruktur wird somit eine serielle Verkettung von Zylinderelementen bezeichnet, welche die gewünschte Raumkurve abbilden kann. Abbildung 7.48 zeigt eine beispielhafte Basisstruktur.

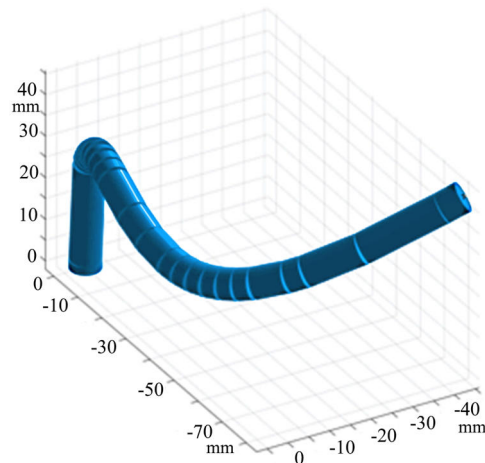


Abbildung 7.48: Beispielhafte Basisstruktur bestehend aus Zylinderelementen, die an vorgegebene Endpose angepasst sind

Um eine Basisstruktur eindeutig beschreiben zu können, müssen die einzelnen Zylinderelemente durch ihren Radius und ihre Höhe sowie deren Verkippung zueinander festgelegt sein. Der Radius der Zylinderelemente wird zunächst als konstant angenommen. Zusätzlich ist die Verdrehung der Zylinder zueinander von besonderer Bedeutung, um später nicht-runde Außenkonturen oder innenliegende Konturen, wie beispielsweise Bohrungen für Zugseile, in der Berechnung berücksichtigen zu können. Die einzelnen Zylinderelemente der Basisstruktur werden anhand der beschriebenen Parameter definiert:

- Radius des Zylinderelements $r_{ce,i}$
- Höhe des Zylinderelements $h_{ce,i}$
- Verkipp-Winkel zum vorherigen Zylinderelement $\alpha_{ce,i}$
- Verdreh-Winkel zum vorherigen Zylinderelement $\varphi_{ce,i}$

In Abbildung 7.49 sind diese geometrischen Zusammenhänge nochmals visualisiert.

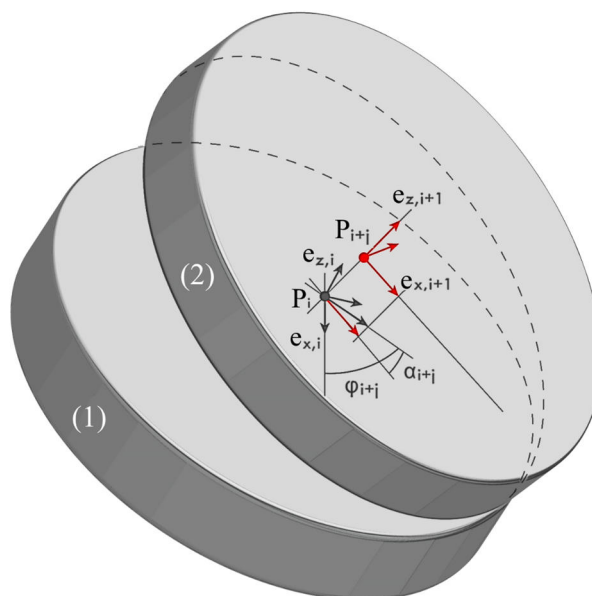


Abbildung 7.49: Berechnung der Strukturparameter der Basisstruktur mit Hilfe des Rückwärtsdifferenzquotienten. Die Achse $e_{x,i+1}$ zeigt in Richtung des Berührungspunktes der beiden Zwischenelemente (1) und (2)

Unter Berücksichtigung des gewählten Fertigungsverfahrens – im Zuge dieser Arbeit selektives Lasersintern mit PA12 – müssen an dieser Stelle zusätzlich geometrische Randbedingungen hinsichtlich der Herstellbarkeit der Strukturen berücksichtigt werden. Dabei ergibt sich ein Mindestmaß für die Zylinderhöhe in Abhängigkeit von der minimal fertigmöglichen Wandstärke ($h_{ce,i} > h_{min}$) sowie ein minimaler Verkipplwinkel zwischen zwei Zylinderelementen in Abhängigkeit des minimal fertigmöglichen Splattmaßes ($\alpha_{ce,i} > \alpha_{min}$). Der mindestens einzuhaltende Winkel α_{min} ergibt sich dabei aus der Distanz $a_{contact}$ zwischen der Position des Festkörpergelenks und dem Kontaktpunkt des Zylinderradiuses in Abhängigkeit des Mindestsplattmaßes gap_{min} :

$$\alpha_{min} = 2 \cdot \arctan\left(\frac{gap_{min}}{2a_{contact}}\right) \quad (7.13)$$

Die Abstand der Festkörpergelenksposition bis zur Außenwand des Zylinderelements ergibt sich aus dem Zylinderradius r_{ce} und dem Abstand des Festkörpergelenks zur Mittelachse des Zylinders a_{fh} (siehe Abbildung 7.54):

$$a_{contact} = r_{ce} + a_{fh} \quad (7.14)$$

Die Berechnung der Basisstruktur kann dabei über zwei Methoden erfolgen. Zum einen über eine abschnittsweise Linearisierung entlang der gegebenen Raumkurve durch die Berechnung des Differenzquotienten (siehe Abbildung 7.50) und zum anderen über eine Berechnung auf Basis von Kreissegmenten (siehe Abbildung 7.51). Die Berechnung über den Differenzquotienten bietet den Vorteil, dass das Verfahren unabhängig von der Approximation der Raumkurve funktioniert. Durch die abschnittsweise Linearisierung in Abhängigkeit von α_{min} , kann es mit zunehmendem α_{min} Wert jedoch zu starken Abweichungen von der initial vorgegebenen Raumkurve kommen. Darüber hinaus kann, aufgrund des iterativen Vorgehens bei dieser Methode, vorab keine Aussage gemacht werden, ob eine Basisstruktur mit einem gegebenen Parameterset für die Zylindergeometrie (r_{ce} , h_{min} , α_{min}) erstellbar ist. Demhingegen bietet die Berechnung auf Basis einer Biarc-Approximation die Möglichkeit, direkt zu bestimmen, ob eine Basisstruktur mit gegebenen Parametern für die Zylindergeometrie erstellbar ist oder nicht, da die auftretenden Krümmungen klar identifizierbar sind. Jedoch muss eine Approximation der gegebenen Raumkurve über Kreissegmente möglich sein, die einen kritischen minimalen Biegeradius nicht unterschreitet. Die beiden Verfahren werden im Folgenden zusammenfassend erläutert.

Berechnung der Basisstruktur auf Basis des Differenzquotienten

Wie bereits beschrieben, wird entlang der vorgegebenen Raumkurve linearisiert, wobei im Folgenden die Methode unter Verwendung eines Rückwärtsdifferenzquotienten beschrieben wird.

Zu Beginn wird über die Punkte der Kurve iteriert und für jeden Punkt kann ein Koordinatensystem bestimmt werden. Die Basisvektoren der Koordinatensysteme ergeben sich aus dem normierten Normalenvektor $\vec{e}_{x,i}$ und den normierten Vektoren $\vec{e}_{y,i}$ und $\vec{e}_{z,i}$. Diese lassen sich mit $\vec{e}_{z,i}$ als Rückwärtsdifferenzquotient entsprechend der folgenden Formeln bestimmen:

$$\vec{e}_{z,i} = \frac{\vec{p}_i - \vec{p}_{i-1}}{|\vec{p}_i - \vec{p}_{i-1}|} \quad (7.15)$$

$$\vec{e}_{y,i} = \vec{e}_{z,i-1} \times \vec{e}_{z,i} \quad (7.16)$$

$$\vec{e}_{x,i} = \vec{e}_{y,i} \times \vec{e}_{z,i} \quad (7.17)$$

Die Linearisierung entlang der vorgegebenen Raumkurve ergibt sich, indem nach den folgenden Filterregeln über die Punkte der Raumkurve iteriert wird:

Zunächst wird der initiale Startpunkt für die iterative Berechnung von $\overrightarrow{p_{i+j}}$ berechnet. Hierbei wird für den Startpunkt h_{min} als minimaler Abstand entlang der Kurve gewählt.

$$h_{min} < |\overrightarrow{p_{i+j}^{init}} - \overrightarrow{p_i}| \quad (7.18)$$

Da durch die Berechnung des Rückwärtsdifferenzquotienten nachträglich auch nochmal die für das vorherige Element berechnete Zylinderhöhe reduziert wird, erfolgt nun eine weitere iterative Bestimmung, bis folgende zwei Abbruchkriterien erfüllt sind:

$$\alpha_i > \alpha_{min} \quad \text{und} \\ h_{i_{prev}} - \Delta h_i > h_{min}$$

Zwischen den beiden tangentialen Vektoren ($\overrightarrow{e_{z,i}}$ und $\overrightarrow{e_{z,i+j}}$) an den Kurvenpunkten $\overrightarrow{p_i}$ und $\overrightarrow{p_{i+j}}$ ergibt sich der Winkel α mit:

$$\alpha_i = \arccos(\overrightarrow{e_{z,i}} \cdot \overrightarrow{e_{z,i+j}}) \quad (7.19)$$

Die Berechnung von Δh_i sowie von h_{i+j} (siehe Abbildung 7.50) ergibt sich durch die Lösung des Gleichungssystems:

$$\begin{bmatrix} \Delta h_i \\ h_{i+j} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \overrightarrow{e_{z,i}} & -\overrightarrow{e_{z,i+j}} \end{bmatrix}^{-1} * \left((\overrightarrow{p_{i+j}} + \overrightarrow{e_{x,i+j}} * r) - (\overrightarrow{p_i} + \overrightarrow{e'_{x,i+j}^{(xy)_i}} * r) \right) \quad (7.20)$$

Mit $\overrightarrow{e'_{x,i+j}^{(xy)_i}}$ als normierter Projektion des Einheitsvektors $\overrightarrow{e_{x,i+j}}$ auf die $\overrightarrow{e_{x,i}}-\overrightarrow{e_{y,i}}$ -Ebene:

$$\overrightarrow{e'_{x,i+j}^{(xy)_i}} = \overrightarrow{e_{y,i+j}} \times \overrightarrow{e_{z,i}} \quad (7.21)$$

Und mit r als konstantem Zylinderdurchmesser für die erzeugte Basisstruktur. Die Höhen der Zylinder ergeben sich dabei so, dass sich diese in genau einem Punkt berühren (siehe Abbildung 7.50). Lassen sich keine Zwischenelemente nach den oben genannten Kriterien finden, muss die Berechnung der Basisstruktur abgebrochen werden. Es soll noch erwähnt sein, dass der Grenzwert für den Winkel α_{min} (vgl. Formel 7.13) gesondert behandelt werden kann, wenn ein Drucken der Festkörpergelenstrukturen in vorausgelenkten Positionen möglich ist. Die endgültige Höhe h_i des Zylinderelements ergibt sich zu:

$$h_i = h_{i_{prev}} - \Delta h_i \quad (7.22)$$

Wird ein Zylinderelement für die Basisstruktur gefunden, kann zudem die Verdrehung zum vorherigen Element bestimmt werden:

$$\varphi_i = \arccos\left(\overrightarrow{e'_{x,i+j}^{(xy)_i}} \cdot \overrightarrow{e_{x,i}}\right) \quad (7.23)$$

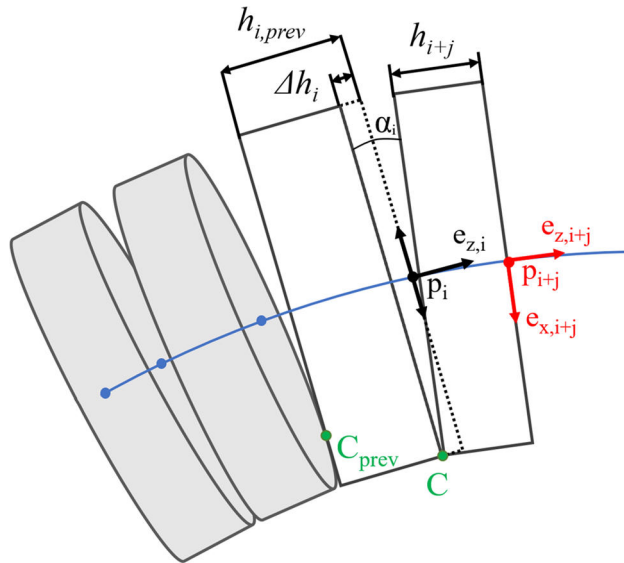


Abbildung 7.50: Berechnung der resultierenden Höhen der zylindrischen Zwischenelemente der Basisstruktur mit Hilfe des Rückwärtsdifferenzquotienten (Bild angelehnt an: Krieger et al. 2019)

Berechnung der Basisstruktur auf Basis von Kreissegmenten

Eine weitere Möglichkeit zur Berechnung der Zylinderelemente der Basisstruktur ist auf Basis von Kreissegmenten möglich. Hierfür wird, wie beschrieben, die Raumkurve zunächst durch eine Biarc-Approximation angenähert. Durch die Darstellung der Raumkurve als eine Verkettung von ebenen Kreissegmenten, lassen sich auch die Zylinderelemente in 2D berechnen. Es kann dann einfach bestimmt werden, welche Anzahl an Zylinderelementen mit den gegebenen Parametern für die Zylindergeometrie (r_{ce} , h_{min} , α_{min}) für jedes Kreissegment erzeugt werden kann. Dies erfolgt auf Basis des Radius $r_{biarc,i}$ und dem Winkel $\theta_{biarc,i}$, welche jedes Kreissegment definieren. Die Zylinder müssen dann so erzeugt werden, dass gilt $h_i > h_{min}$ und $\alpha_i > \alpha_{min}$. Abbildung 7.51 zeigt die Erzeugung der Zylinderelemente für ein beispielhaftes Kreissegment, beschrieben durch $r_{biarc,i}$ und $\theta_{biarc,i}$.

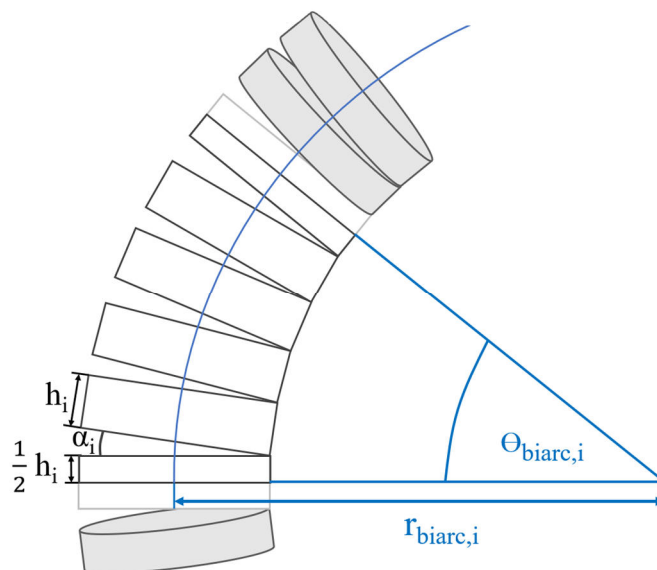


Abbildung 7.51: Berechnung der Strukturparameter der Basisstruktur auf Basis der Biarc-Approximation: Für das ebene Kreissegment i mit dem Radius $r_{biarc,i}$ und dem einschließenden Winkel $\theta_{biarc,i}$ kann die Anzahl an Zwischenelementen über die Vorgabe der Höhe h_i für die Zwischenelemente bestimmt werden (Bild angelehnt an: Krieger et al. 2019)

Wie aus Abbildung 7.52 ersichtlich, lässt sich geometrisch ein Grenzwert für die Erzeugbarkeit einer Basisstruktur bestimmen. Hierfür muss folgender geometrischer Zusammenhang gegeben sein:

$$r_{biarc,i} - \frac{\frac{1}{2} \cdot h}{\tan\left(\frac{\theta_{biarc,i}}{2}\right)} > r_{ce} \quad (7.24)$$

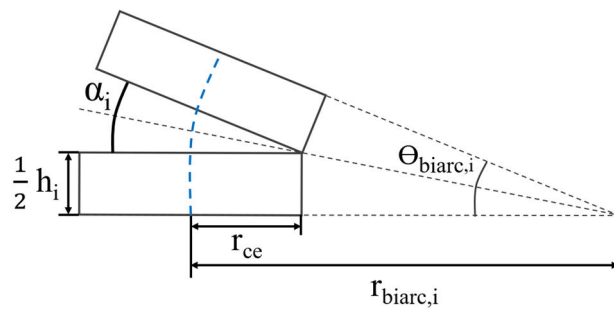


Abbildung 7.52: Veranschaulichung des Grenzfalles für die Erzeugbarkeit einer Basisstruktur für ein Biarc-Kreissegment mit dem Radius $r_{biarc,i}$ und dem einschließenden Winkel $\theta_{biarc,i}$ bei vorgegebener minimaler Höhe h_i für die Zwischenelemente

Wenn diese Bedingung bei einem der Kreissegmente der Kurvenapproximation nicht eingehalten werden kann, lässt sich dadurch eindeutig voraussagen, dass mit gegebenem Zylinderradius r_{ce} und Dicke h keine Basisstruktur für dieses Kreissegment erzeugt werden kann. Die Formel macht deutlich, dass kleine Radien für $r_{biarc,i}$, sehr kleine Winkel für $\theta_{biarc,i}$ sowie große Werte für die Höhe h bei der Generierung von Zylinderelementen der Basisstruktur problematisch sein können.

Die Anzahl der Zwischenelemente ohne Start- und Endelement einer Basisstruktur für ein Kreissegment lässt sich somit berechnen über:

$$n_i = \left\lfloor \frac{\theta_{biarc,i}}{\alpha_{min}} \right\rfloor - 1 \quad (7.25)$$

Somit ergibt sich der Winkel α_i zwischen den Zylinderelementen zu:

$$\alpha_i = \frac{\theta_{biarc,i}}{n_i - 1} \quad (7.26)$$

Die Zylinderelemente für ein Kreissegment werden somit mit konstanter Höhe und konstantem Winkel zwischen einander erzeugt. Lediglich für das erste und letzte Element wird die Höhe jeweils halbiert, da diese mit dem End- bzw. Anfangselement des vorherigen bzw. folgenden Kreissegments zu einem Zylinderelement verbunden werden. Hier tritt die Verdrehung zwischen den einzelnen Kreissegmenten φ_{biarc} auf. In einem ebenen Kreissegment selbst gibt es keine Verdrehung zwischen den einzelnen Zylinderelementen.

Kreissegmente für die gilt $\alpha_{min} > \theta_{biarc,i}$ stellen einen Sonderfall dar, der durch das Einfügen zusätzlicher Zwischenelemente abgefangen werden kann (siehe Abbildung 7.53), wenn gilt:

$$h > 2 \cdot ((1 + \cos(\alpha_{min})) \cdot h_{min} + 2 \cdot r_{ce} \cdot \sin(\alpha_{min})) \quad (7.27)$$

Andernfalls muss eine lineare Näherung angenommen werden, oder die Berechnung kann mit der gegebenen Biarc-Approximation nicht durchgeführt werden.

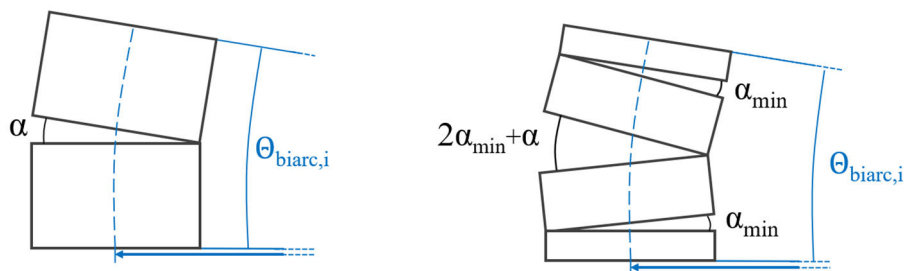


Abbildung 7.53: Veranschaulichung der Erzeugung von Basisstrukturen für den Sonderfall, dass der Winkel eines Biarc-Kreissegments $\theta_{biarc,i}$ kleiner ist als der minimal zulässige Winkel zwischen zwei Zylinderelementen α_{min} . In diesem Fall kann es möglich sein, eine Basisstruktur mit den minimal zulässigen Winkeln durch das Einfügen zusätzlicher Zylinderelemente, zu generieren.

Vergleich der beiden Methoden zur Berechnung der Basisstruktur

Bei der Erstellung der Basisstruktur über den Ansatz mittels Differenzquotienten bietet sich der Vorteil, dass die Berechnung unabhängig von der Approximation der Raumkurve durchgeführt werden kann. Für große α_{min} können jedoch große Abweichungen von der initialen Raumkurve auftreten. Einen großen Nachteil stellt zudem dar, dass vor der Berechnung der Basisstruktur keine Aussage gemacht werden kann, ob diese mit dem gegebenen Parameterset durchführbar ist. Dies ergibt sich erst während des iterativen Prozesses mit der Berechnung der Differenzquotienten.

Bei der Berechnung auf Basis der Biarc-Approximation muss zunächst die Raumkurve entsprechend approximiert werden. Dabei hat die Durchführung der Biarc-Approximation bereits einen großen Einfluss. Lässt sich diese geeignet durchführen, resultiert daraus eine geringe Abweichung der Basisstruktur von der vorgegebenen Raumkurve. Der große Vorteil der Methode ist zudem, dass auf Basis der Parameter der Biarc-Approximation ($t_{biarc,i}$, $\theta_{biarc,i}$, $\varphi_{biarc,i}$) bereits vor der Berechnung eine fehlerfreie Durchführbarkeit geprüft werden kann.

Generierung der Hauptstruktur

Auf Grundlage der Basisstruktur folgt anschließend die Berechnung und Generierung der Hauptstruktur, die als Festkörpergelenkkette aufgebaut wird. Entsprechend der beschriebenen Konzepte (siehe Kapitel 7.1) besteht diese aus alternierenden Festkörpergelenken und rigidem Zwischenstücken, welche die äußere Form der Gesamtstruktur bestimmen. Neben den bereits berechneten Parametern der Basisstruktur (h , α , φ) müssen für die Hauptstruktur zusätzliche Informationen verarbeitet werden. In Abbildung 7.54 ist ein exemplarisches Element der Hauptstruktur mit allen zur vollständigen Beschreibung notwendigen Geometrieparametern dargestellt. Ein Element besteht dabei aus einem rigidem Zwischenstück und zwei halben Festkörpergelenken mit kugelförmigen Enden. So können die Elemente unter variierenden Winkeln verkettet werden.

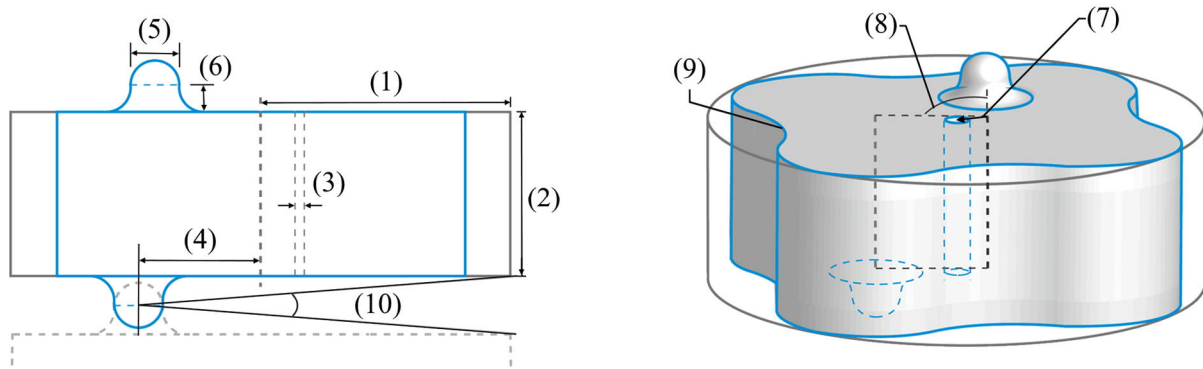


Abbildung 7.54: Darstellung der Strukturparameter an einem Zwischenelement: Die Berechnung der Basisstruktur wurde mit einem Zylinder mit dem Radius r_{ce} (1) durchgeführt. Basierend auf der in CPL_{ce} (9) beschriebenen Außenkontur wird das Zwischenelement mit der Höhe h (2) extrudiert. Die integrierte Seilzugführung hat den Durchmesser d_{wh} (3) und liegt an der Position p_{wh} (7) im Zwischenelement. Zudem wird der Abstand des Festkörpergelenks zu der Mittelachse des Zylinders bestimmt (4). Durch die Breite (5) und den Radius (6) wird die Festkörpergelenkgeometrie definiert. Der Radius des Festkörpergelenks (6) wird aus dem Auslenkwinkel α (10), der Festkörpergelenkposition (4) und dem Zylinderradius r_{ce} (1) berechnet. Dabei muss beachtet werden, dass der Winkel φ (8) zwischen den Festkörpergelenken dem nächsten Zwischenelement zugeordnet ist (Bild angelehnt an: Krieger et al. 2019)

Die weiteren Definitionsschritte, die für die Erzeugung der Hauptstruktur erfolgen müssen, sind im Folgenden aufgelistet und werden anschließend kurz erläutert:

Definition der Außenkontur der Hauptstruktur: Die Außenkontur der Hauptstruktur wird über die CPL_{ce} definiert, welche den 2D Querschnitt der starren Zwischenstücke beschreibt. Wird keine vorgegeben, wird standardmäßig eine kreisförmige Außenkontur verwendet. Auf Basis der CPL_{ce} Kontur wird für die Berechnung der Basisstruktur der Radius r_{ce} als Radius des größten, die vorgegebene Kontur umschließenden Kreises, bestimmt.

Wahl des Festkörpergelenktyps und Definition der FKG Parameter: Prinzipiell kann der Typ des FKGs aus den in Kapitel 7.1 vorgestellten Varianten ausgewählt und die Geometrieparameter entsprechend festgelegt werden.

Festlegung der Geometrie der Zwischenstücke: Die starren Zwischenstücke der Festkörpergelenkstruktur bestimmen maßgeblich die Geometrie der Gesamtstruktur. Hierbei sind die grundlegenden Geometrieparameter wie die Höhe und die Außenkontur durch die Berechnung der Basisstruktur sowie über die Vorgabe des 2D Querschnitts (CPL_{ce}) gegeben. Da die Steifigkeit der Shape-Memory Struktur in der vordefinierten Pose eine entscheidende Eigenschaft der Strukturen darstellt, bietet es sich an, die Strukturen geometrisch für den Anwendungsfall zu optimieren. Diesbezüglich wurden unterschiedliche Geometrievarianten für die Zwischenstücke implementiert, wie in Abbildung 7.55 gezeigt. Als einfachste Variante sind massive und geschlitzte Zylindergeometrien umgesetzt (siehe Abbildung 7.55 (2)), die im ausgelenkten Zustand punktförmige, beziehungsweise aufgrund von Fertigungsungenauigkeiten Linien- oder kleinste Flächenkontakte ausbilden. Geschlitzte Geometrien können nach der SLS Fertigung besser von Restpulver befreit werden. Darüber hinaus können Kontaktflächen als Anschläge zwischen den einzelnen Zwischenstücken vorgesehen werden, die eine gezieltere Positionierung ermöglichen (Abbildung 7.55 (4)). Um zusätzlich noch besser Torsionskräfte in der ausgelenkten Struktur aufnehmen zu können, wurden Verzahnungselemente implementiert (siehe Abbildung 7.55 (3) und (4)). Diese können optional in die Zwischenstücke integriert werden und bilden dann im ausgelenkten Zustand formschlüssige Verbindungen.

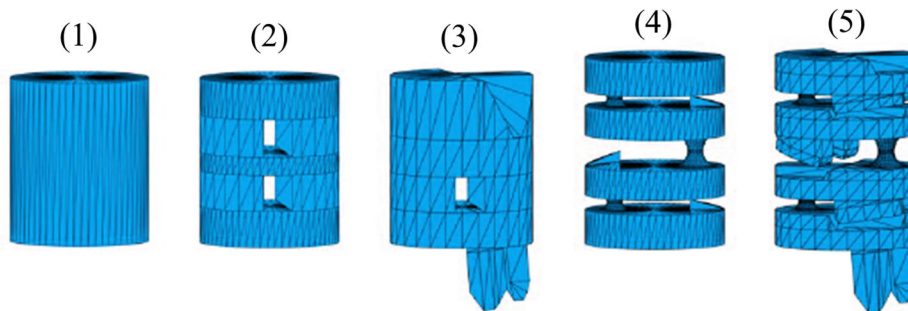


Abbildung 7.55: Unterschiedliche Möglichkeiten zur geometrischen Gestaltung der Zwischenstücke der Festkörpergelenkkette: (1) Einfach extrudiert, (2) Extrudierte Struktur mit Aussparungen, (3) mit integrierter Verzahnung, (4) flexible Zwischenelemente mit integrierten Kontaktflächen, (5) flexible Zwischenelemente mit integrierter Verzahnung

Die reinen Zylinderelemente lassen sich nur sinnvoll bei kreisförmigen Außenkonturen umsetzen, da ansonsten der auf der Außenkante des Zylinders liegende Kontaktpunkt nicht eindeutig bestimmt werden kann. Besonders aufgrund der auftretenden Fertigungsungenauigkeiten beim SLS Prozess ist diese Strukturvariante kritisch zu betrachten. Das Integrieren von zusätzlichen Anschlägen oder Verzahnungselementen ermöglicht es, die Genauigkeit zu verbessern, mit der die Endpose von der Shape-Memory Struktur erreicht wird. Zudem kann die Steifigkeit der Struktur in der ausgelenkten Position erhöht werden. Weist die vorgegebene Raumkurve für die Erzeugung der Shape-Memory Struktur sehr kleine Krümmungsradien auf, so können Verzahnungselemente aufgrund der dünnen Elemente der Basisstruktur nur bedingt bei der Generierung der Hauptstruktur integriert werden.

Position der Festkörpergelenke: Für die Platzierung der Festkörpergelenke innerhalb der durch die CPL_{ce} beschriebenen Kontur müssen geeignete Bereiche in der Querschnittsfläche identifiziert werden, die eine systematische Positionierung der FKGs ermöglicht. Hierbei wird die Querschnittsfläche daraufhin untersucht mit welchem maximalen Außenradius sich ein Ring, dessen Dicke sich von dem zu platzierenden Festkörpergelenk ableitet, vollumfänglich innerhalb der Kontur positionieren lässt (siehe Abbildung 7.56).

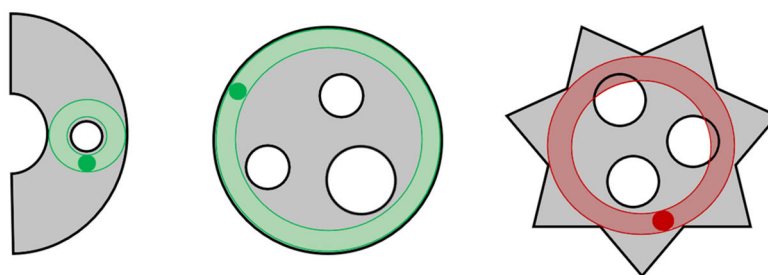


Abbildung 7.56: Schematische Veranschaulichung der Analyse der Querschnittsfläche von Zwischenelementen hinsichtlich der Positionierung des Festkörpergelenks

Die Dicke des unterzubringenden Ringes ergibt sich, wie erwähnt, abhängig vom gewählten FKG Typ und dessen Parametern (siehe Abbildung 7.57). Ist keine Positionierung innerhalb des Querschnitts ohne Überschneidungen mit innenliegenden Konturen möglich, muss die vorgegebene CPL_{ce} angepasst werden.

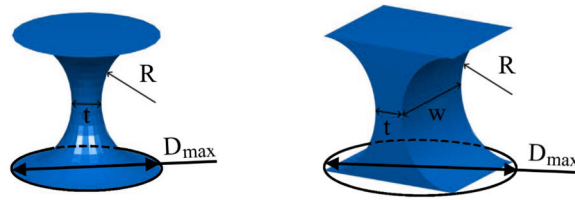


Abbildung 7.57: Geometrische Parameter an den spezifischen Festkörpergelenkstrukturen

Orientierung der Außenkontur entlang der Raumkurve vorgeben: Bei der Erstellung der Basisstruktur werden Zylinder als Grundelement verwendet, bei denen eine Rotation um die z-Achse aufgrund der Rotationssymmetrie keinen Einfluss hat. Dem hingegen spielt die Änderung der Orientierung durch eine z-Rotation bei Zwischenstücken mit nicht-rotationssymmetrischer Außenkontur im Hinblick auf die Form der Gesamtstruktur eine entscheidende Rolle. Diesbezüglich wurden zwei Möglichkeiten zur Orientierung der Zwischenstücke entlang der Raumkurve implementiert. Zum einen kann die initial vorgegebene CPL_{ce} Kontur zur Erzeugung der Zwischenstücke ohne Berücksichtigung der Rotation verwendet werden. Daraus folgt, dass die entstandene Shape-Memory Struktur im unausgelenkten Zustand aus parallel in z-Richtung versetzten Zwischenstücken besteht (siehe Abbildung 7.58 (a)). In der vorgegebenen Endpose liegen die Zwischenstücke dann entsprechend der Auslenkwinkel α_i – in der Richtung jeweils um φ_i verdreht – gekippt im Raum. Zum anderen ist es möglich, die Außenkontur in Abhängigkeit der Verdrehung entlang der vorgegebenen Raumkurve umzudrehen. Hierbei werden die Zwischenelemente jeweils um φ_i um die z-Achse relativ zueinander verdreht. In der ausgelenkten Pose weist die Außenkontur somit keine Rotation relativ zum jeweiligen Koordinatensystem in \vec{p}_{i+j} auf (siehe Abbildung 7.58 (b)). Dabei ist die Kontur immer in Richtung der Krümmung der Raumkurve orientiert. Die Berücksichtigung dieser Eigenschaft ist beispielsweise von besonderer Bedeutung, wenn sich die Shape-Memory Struktur als Greifer gezielt an eine Geometrie anschmiegen soll.

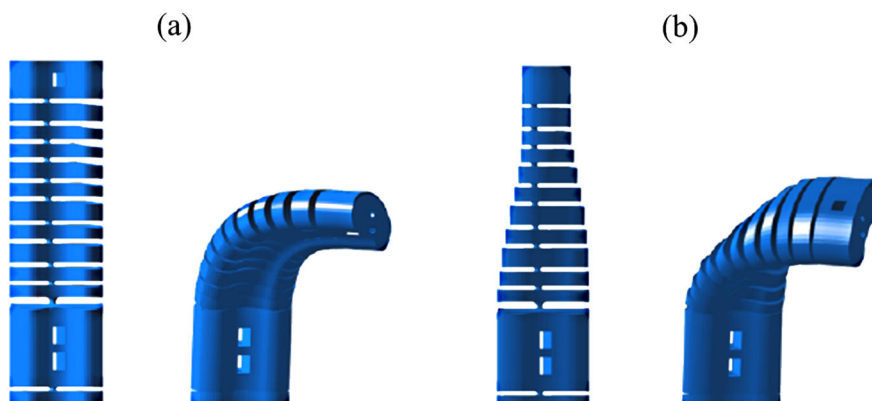


Abbildung 7.58: Orientierung der Außenkontur entlang der Raumkurve: (a) Erzeugung der Zwischenstücke ohne Berücksichtigung der Rotation, (b) Rotierte Außenkontur in Abhängigkeit der Verdrehung entlang der vorgegebenen Raumkurve (Bild angelehnt an: Krieger et al. 2019)

Definition der Seilzugposition sowie des Durchmessers der Seilzugführung: Die Position der Seilzüge sowie der Durchmesser der Seilzugführungen muss zudem angegeben werden. Vorteilhaft kann es sein, die Position des Seilzugs ins Zentrum der durch die CPL_{ce} beschriebene Kontur zu legen, da es in diesem Fall möglich ist, das Seil zentral durch die Struktur zu führen. Auf diese Weise müssen keine Verdrehungen der Seilzugführung zwischen den einzelnen Elementen berücksichtigt werden. Es ist aber auch möglich, die Seilführung außerhalb des Zentrums der Kontur zu positionieren, um beispielsweise den Abstand zum Festkörpergelenk zu maximieren oder aufgrund von Einschränkungen durch die CPL_{ce} Kontur. In diesem Fall müssen die Verdrehungen, die zwischen den einzelnen Elementen der Basis- bzw. Hauptstruktur auftreten, bei der Positionierung der Seilzugführung des jeweiligen Elements berücksichtigt werden. Auch für innenliegenden Konturen in der CPL_{ce} Außenkontur muss die Verdrehung berücksichtigt werden. Die Generierung der Zwischenkörper erfolgt bei auftretender, relativer Verdrehung scheinbarweise, um zu verhindern, dass sich die Geometrie einschnürt (siehe Abbildung 7.59).

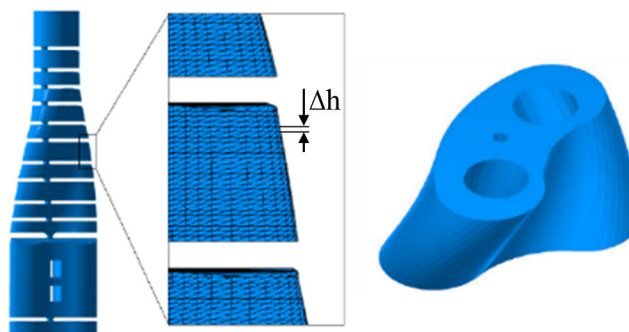


Abbildung 7.59: Aufbau der Struktur mit Drehung der Kontur in Schichten, um Einschnürungen und Hinterschneidungen an der Außenkontur und an innenliegenden Konturen zu vermeiden

Bei innenliegenden Strukturen, wie beispielsweise den Seilführungen, deren Durchmesser entscheidend für die Funktionalität der Struktur ist, kann zudem der Durchmesser entsprechend der Krümmung angepasst werden. Der Durchmesser wird dabei soweit erhöht, bis der effektiv gewünschte Seilführungsdurchmesser auch normal zur schräg verlaufenden Bohrung erreicht wird. Als Schichthöhe bietet sich für die einzelnen Scheibchen die Auflösung des verwendeten additiven Fertigungsverfahrens an. Eine selektiv lasergesinterte Beispielstruktur ist als Beispiel für die Veranschaulichung des Funktionsprinzips in Abbildung 7.60 dargestellt.



Abbildung 7.60: Anwendungsbeispiel einer selektiv lasergesinterten Shape-Memory Struktur mit flexiblem Ausgangszustand (links) und einer vorgegebenen Endpose in Spiralform (rechts)

7.7.2 Shape-Memory Strukturen mit mehreren vordefinierten Endposen

Ausgehend von der Grundidee lässt sich das Konzept der Shape-Memory Strukturen prinzipiell auch erweitern, hin zu Manipulatorstrukturen, die mehr als eine vordefinierte Pose einnehmen können (siehe Abbildung 7.61). Ausgehend von der anhand der ersten, vorgegebenen Pose erzeugten Struktur – hierbei bietet sich an, die komplexere Raumkurve als Ausgangspose zu wählen – kann nach einer Lösung für die zweite Pose gesucht werden. Die Geometrie der Strukturelemente, welche die erste Pose ergeben, definieren dabei die Limitierungen für das Erzeugen der Strukturen zum Erreichen der zweiten Pose. So ist zum Beispiel die Anzahl an Zwischenstücken vorgegeben sowie deren maximale Auslenkwinkel $\alpha_{\max,i}$. Außerdem wird der maximal mögliche Verdrehwinkel $\varphi_{\max,i}$ zwischen den Zwischenstücken dadurch eingeschränkt, dass bereits vorhandene Anschläge oder Verzahnungen Bereiche der Struktur belegen. Unter Berücksichtigung der Restriktionen lässt sich nun aber nach Lösungen für Strukturen, die das Erreichen der zweiten Pose ermöglichen, suchen. Eine Möglichkeit bietet hierbei das iterative Minimieren des Abstands der Struktur zur gewünschten Raumkurve. Allein durch die iterative Optimierung von lediglich einem der beider Parameter lassen sich bereits Lösungen bestimmen. So kann auch mit konstanten Auslenkwinkeln α_i über variierende Verdrehwinkel φ_i eine Struktur generiert werden, wenn rotationssymmetrische Festkörpergelenke verwendet werden, die eine Auslenkung in alle Raumrichtungen zulassen. Bei paralleler Festkörpergelenkanordnung ist die Rotationsachse jedes Gelenks bereits definiert und der Auslenkwinkel muss adaptiert werden. Die Ansteuerung jeder Pose erfolgt dann typischerweise über einen eigenen Bowdenzug.

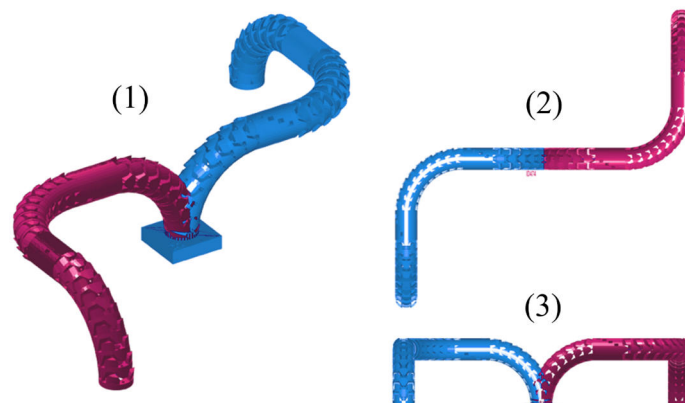


Abbildung 7.61: Shape-Memory Struktur mit verzahnten Zwischenelementen und zwei vorgegebenen gespiegelten Endposen

7.7.3 Bewegungssimulation der Shape-Memory Strukturen

Neben dem Erreichen der vorgegebenen Endpose – was die Grundfunktion der entwickelten Shape-Memory Strukturen darstellt – kann auch die räumliche Trajektorie, welche die Strukturspitze bzw. der TCP während der Auslenkung durchläuft, von besonderem Interesse sein. Um diesen Aspekt mitberücksichtigen zu können, wurde zusätzlich eine Bewegungssimulation der Strukturen auf Basis der erzeugten FKG Struktur sowie der Seilzug-Aktuierung implementiert. Hierbei wurde versucht, möglichst ein Minimalmodell zu definieren, das die Bewegung der Struktur ausreichend genau beschreibt, um dieses in den automatisierten Entwurfsprozess integrieren und iterative Optimierungen möglich zu machen. Die Bestimmung der räumlichen Trajektorie erfolgt mittels einer Modellierung der Festkörpergelenkstruktur mit innenliegenden Seilführungen auf Basis des Pseudo-Rigid Body Ansatzes. Durch das iterative Lösen des Kräftegleichgewichts lässt sich so der Bewegungsablauf ermitteln (vgl. Kapitel 7.4). Abbildung 7.62 zeigt die Überlagerung der MATLAB Simulation einer Shape-Memory Struktur mit der realen Trajektorie der selektiv lasergesinterten Struktur, die mittels eines optischen Trackingsystems detektiert wurde.

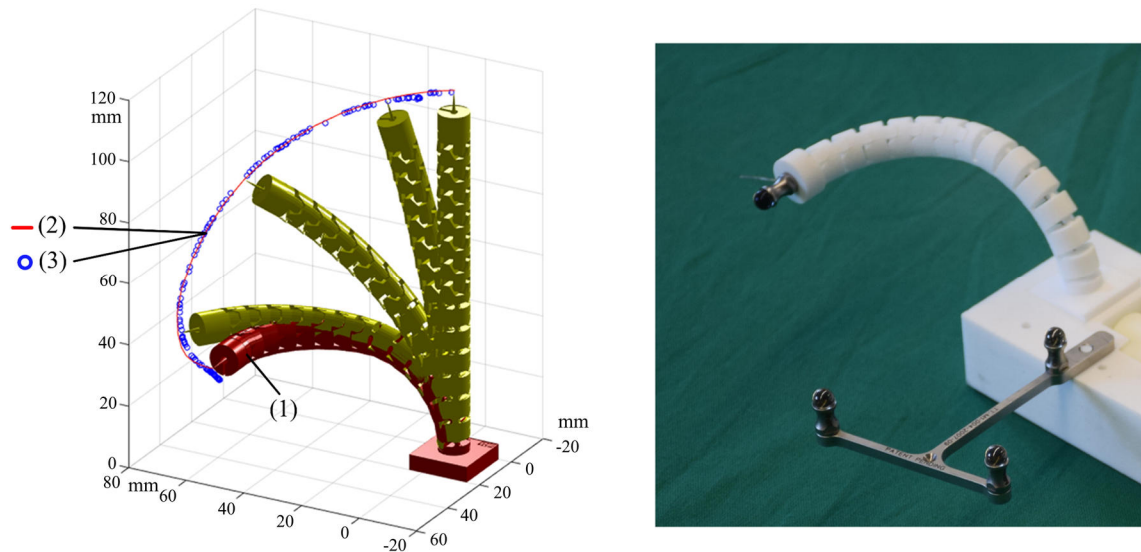


Abbildung 7.62: Beispiel Simulation einer Shape-Memory Struktur auf Basis einer Pseudo-Rigid Body Modellierung: (links) Überlagerung der simulierten Trajektorie (2) des TCP während der Auslenkung in die vordefinierte Endpose (1) mit den mittels optischem Tracking an der selektiv lasergesinterten Struktur gemessenen Positionen des TCP (3) (Bild entnommen aus: Krieger et al. 2019)

Durch das Miteinbeziehen der resultierenden Trajektorie bei der Auslegung der Shape-Memory Struktur bietet sich eine weitere Möglichkeit, ein aufgabenspezifisches System zu spezifizieren. Um dies zu erreichen, müssen die Eigenschaften der integrierten Festkörpergelenke bei der Auslegung mitberücksichtigt werden. Neben den ohnehin beim Strukturentwurf berücksichtigten geometrischen Parametern α und R müssen zusätzlich die Dicke t und Breite b der FKGs (siehe Kapitel 7.1) sowie das Biege-E-Modul des verwendeten Werkstoffs, die entscheidenden Einfluss auf die mechanischen Gelenkeigenschaften haben, entsprechend mit ausgelegt werden. Durch das gezielte Einstellen der einzelnen FKG Steifigkeiten lassen sich dann räumliche Trajektorien für einen definierten, einfachen Lastfall implementieren. Da es sich bei den erzeugten Systemen um nachgiebige unterbestimmte Softroboterstrukturen handelt, lassen sich die Strukturen als Mechanismus nur für einen definierten Lastfall entwerfen. Variierende Lasten am Endeffektor stellen eine Herausforderung dar. Sehr steife FKG Strukturen können eine ungewollt auftretende Verformung teilweise kompensieren. Im Hinblick auf die grundsätzliche Eigenschaft des exakten Erreichens einer definierten Endpose, ist der beschriebene Ansatz zunächst nur für definierte Bewegungsaufgaben mit konstanter Last vorgesehen. Ein einfaches Anwendungsbeispiel für das gezielte Beeinflussen der FKG Eigenschaften, um eine gewünschte Bewegungsabfolge mit nur einem Aktuierungsfreiheitsgrad zu erreichen, ist in Abbildung 7.63 gezeigt. Über ein Zugseil, welches sich in die drei Finger der Struktur aufspaltet, erfolgt zunächst die Ausrichtung der Grundstruktur und anschließend das Schließen der drei Fingerelemente. Die FKGs in Kombination mit den Seilzugpositionen sind dabei so ausgelegt, dass bei kontinuierlich erhöhter Zugkraft die gewünschte Bewegungsabfolge resultiert.

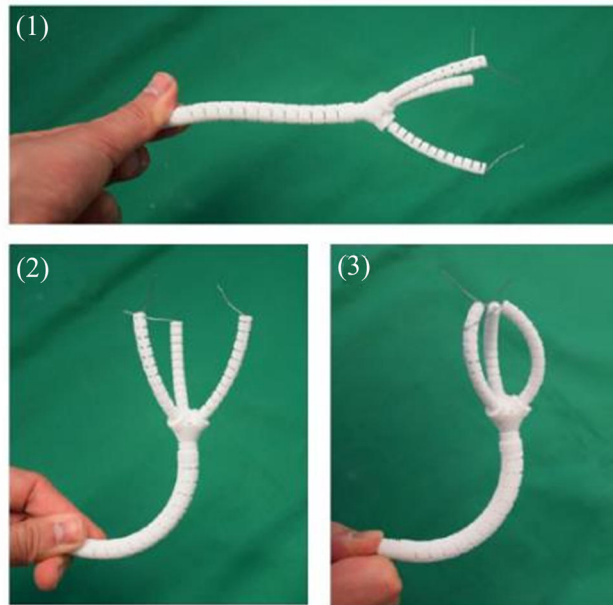


Abbildung 7.63: Anwendungsbeispiel für eine gezielte Beeinflussung der Festkörpergelenksteifigkeiten, um eine gewünschte Bewegungsabfolge mit nur einem Aktuierungsfreiheitsgrad realisieren zu können. Indem die Festkörpergelenke der ersten Krümmung deutlich weicher ausgelegt wurden als die Festkörpergelenke in den Fingerstrukturen des Greifers, resultiert die Bewegungsabfolge von (1) nach (3) (Bild entnommen aus: Krieger et al. 2019)

Während die Trajektorie zwischen Ausgangsposition und Endpose beim ursprünglichen Konzept der hier vorgestellten Shape-Memory Strukturen gezielt vernachlässigt wurde, stellt die zusätzliche Auslegung der Bewegungsbahn einen sehr interessanten Ansatzpunkt für weitere Forschung dar. Im Folgenden wird dieser Ansatz aber nicht tiefergehender bearbeitet.

7.8 Ansteuerungskonzepte

Ein weiterer Aspekt, der im Zuge dieser Arbeit untersucht wurde, sind geeignete Aktuierungsprinzipien für die individualisierbaren Manipulatorstrukturen. Hierbei lag der Fokus auf der Entwicklung von intuitiven Bedienkonzepten, die sich an die variierenden Endeffektoren anpassen lassen. Es wurden Ansätze zu rein mechanischen Bedienelementen verfolgt sowie elektrische Ansteuerungsprinzipien für robotische Systemvarianten. Als Ausblick können zusätzlich hybride Ansteuerungskonzepte vorgestellt werden, die rein mechanische und elektrische Komponenten kombinieren und so gezielt die jeweiligen Vorteile nutzen können.

7.8.1 Rein mechanische Ansteuerungsprinzipien für individualisierte Manipulatoren

Die rein mechanischen Bedienkonzepte wurden im Zuge der Entwicklung der individualisierbaren Manipulatorstrukturen stetig parallel zu den elektrisch robotischen Antriebskonzepten verfolgt. Die rein mechanische Übertragung der Kraft direkt vom Eingabeelement zur Manipulatorspitze bietet dabei den Vorteil, dass der Nutzer bei der Bedienung ein unmittelbares haptisches Feedback erhält. Außerdem kann eine Bewegungsübertragung ohne Latenz erfolgen, was zusätzlich eine intuitive Bedienung unterstützt.

Bedieneinheiten mit sphärischem Bedienelement

Roppenecker (2017) konnte bereits erfolgreich ein solch direktes Ansteuerungskonzept umsetzen, welches zunächst als Grundlage dient. Um eine Anpassung an die individualisierten Manipulatoren zu ermöglichen, ist die Grundstruktur der Basis parametrisiert implementiert (siehe Abbildung 7.64).

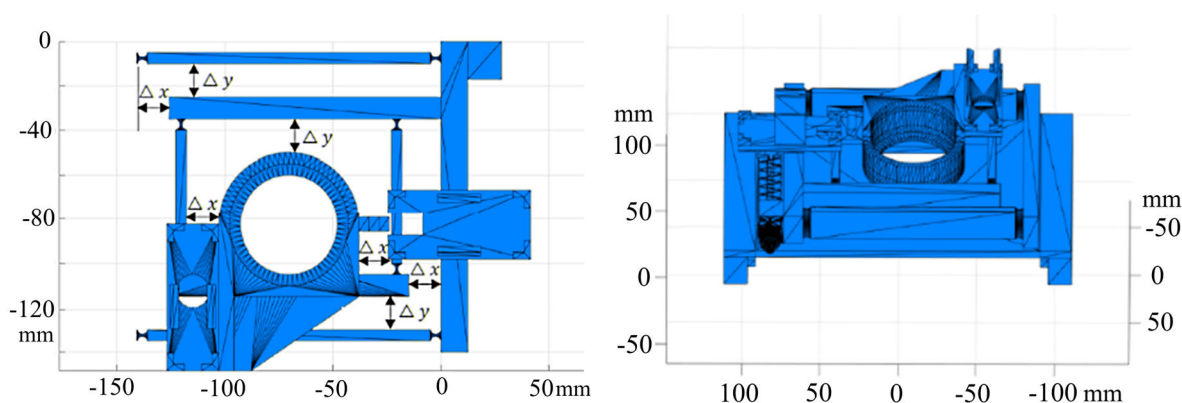


Abbildung 7.64: Parametrisierte Grundstruktur des rein mechanischen Bedienelements auf Basis von zwei senkrecht zueinander angeordneten Parallelogrammführungen

Die Basis besteht aus zwei ebenen senkrecht zueinander angeordneten Parallelogrammführungen, die durch die langen Hebelarme eine angenäherte Linearbewegung vollziehen. Auf der Koppel des zweiten Parallelogramms sind die zwei rotatorischen Elemente geführt. Am Ende der kinematischen Kette sitzt ein sphärisches Bedienelement. Als zusätzliche Funktion für die Bedieneinheit wurden ein Feststellmechanismus sowie die Integration eines Bedienelements für das Öffnen und Schließen des endoskopischen Instruments in das sphärische Bedienelement integriert. Die Arretierung hat den Vorteil, dass sich die Manipulatorarme ohne Krafteinleitung am Bedienelement nicht direkt in die Neutralposition zurückstellen. Die Haltefunktion, welche auch von robotischen Systemen ermöglicht wird, wird in dieser Arbeit für die rein mechanische Ansteuerung konzeptionell umgesetzt. Hierbei wird ein Federmechanismus in den Gesamtaufbau integriert, der ein Feststellen der zwei rotatorischen sowie der zwei translatorischen Bewegungsfreiheitsgrade der Bedieneinheit ermöglicht. Abbildung 7.65 zeigt den realisierten Aufbau mit dem integrierten Federelement (Abbildung 7.65 (grün)), welches es ermöglicht, den gesamten Mechanismus durch das Herunterdrücken der sphärischen Bedieneinheit freizuschalten. Es wird dabei die Verzahnung zwischen dem Rastelement an der Sphäre (Abbildung 7.65 (blau)) und der Führung (Abbildung 7.65 (grau)) gelöst, welche in der Rastposition den ersten rotatorischen Freiheitsgrad sperrt. Zusätzlich wird durch das Herunterdrücken die an der Aufnahme der sphärischen Bedieneinheit (Abbildung 7.65 (rot)) fixierte Rastelementplatte (Abbildung 7.65 (gelb)) durch die Stauchung des Federelements relativ zur Basis bewegt. Dadurch löst sich die Verzahnung der Rastelementplatte von dem auf der Unterseite der Basis angebrachten Gegenstück. Übt der Bediener keinen Druck mehr auf die Bediensphäre aus, wird also z. B. das Bedienelement losgelassen, so sorgt das Rückstellen des Federelements dafür, dass neben der am rotatorischen Freiheitsgrad angebrachten Verzahnung auch die Verzahnung auf der Rastelementplatte greift. Durch die Platte werden dadurch der zweite rotatorische Freiheitsgrad sowie die zwei translatorischen Freiheitsgrade gesperrt. Die Platte muss somit relativ zur Basis verdreht und in beliebiger x-y-Position einrasten können, was durch zwei ineinandergreifende Verzahnungsmuster nur schwer zu erreichen ist. Aus diesem Grund wurde als Gegenstück eine weiche Silikonmatte auf der Unterseite der Basis angebracht, welche es ermöglicht, dass die regelmäßig angeordneten pyramidenförmigen Zähne auf der Rastelementplatte den Mechanismus über die Federkraft in beliebiger Position feststellen können. Die Kraft, die für das Freischalten der Bewegung

aufgebracht werden muss, ergibt sich dann aus der Federkraft abzüglich der Rückstellkraft der Silikonmatte, die als Gegenstück für die Verzahnung auf der Rastelementplatte dient.

$$F_{\text{Bediener}} = k \cdot \Delta l_{\text{Feder}} = k \cdot (l_{\text{Feder},0} - l_{\text{Feder,Anschlag}}) \quad (7.28)$$

Sowohl die Federkonstante k als auch die Federlänge $l_{\text{Feder},0}$ sind dabei abhängig von der Geometrie des Federelements. Bei der gewählten Implementierung lassen sich dabei der Öffnungswinkel sowie die Dicke an den Federelementen einstellen.

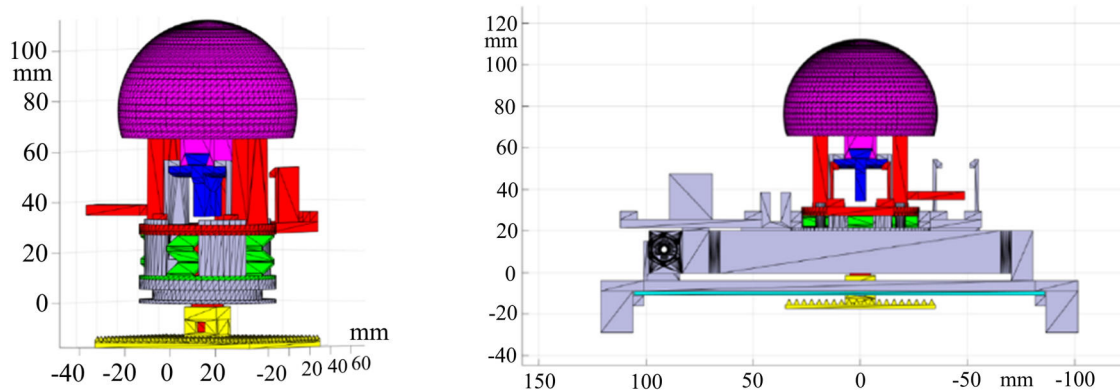


Abbildung 7.65: Rein mechanische Bedieneinheit mit integrierten Rastmechanismen. Die kinematische Struktur basiert auf zwei senkrecht zueinander angeordneten Parallelogrammführungen und zwei rotatorischen Bewegungsfreiheitsgraden. Die Bedienung erfolgt über ein sphärisches Bedienelement

Des Weiteren wurde von klinischer Seite die Integration eines intuitiven Bedienelements für das Instrument gewünscht. Hierfür wurde ein Tastelement entworfen, welches während des Umgreifens der Sphäre bedient werden kann. Entscheidend hierbei war es, die rotatorische Kipphebelbewegung in eine Linearbewegung für die Aktuierung des endoskopischen Instruments umzuwandeln. Abbildung 7.66 zeigt beispielhaft Mechanismen, die für die Umsetzung einer solchen Linearisierung der Rotationsbewegung geeignet sind und welche im Zuge der Entwicklung untersucht wurden.

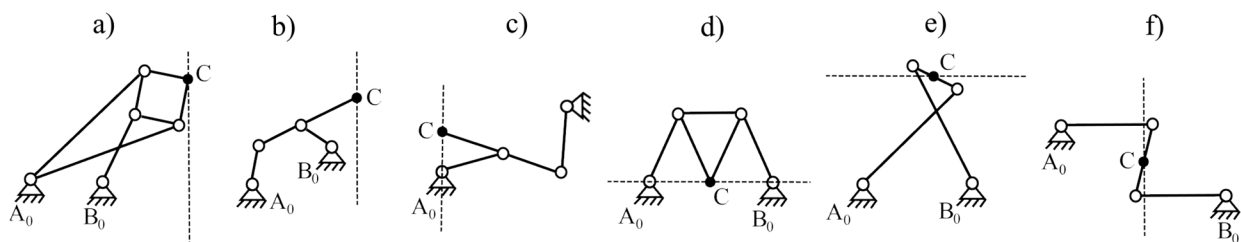


Abbildung 7.66: Mechanismen zur Übertragung einer rotatorischen Eingangsbewegung in eine möglichst lineare Ausgangsbewegung: (a) Exakte Geradföhrung nach Peaucellier, (b-c) approximierte Geradföhrungen nach Evans, (d) approximierte Geradföhrung nach Roberts, (e) approximierte Geradföhrung nach Chebyshev, (f) Watt'sche Geradföhrung. Die linearisierte Koppelkurve für den Koppelpunkt C ist jeweils angedeutet

Die Wahl eines geeigneten Mechanismus für die Geradföhrung erfolgt hauptsächlich unter Berücksichtigung des vorhandenen Bauraums im Bedienelement. Aufgrund des begrenzten Bauraums im Inneren der Sphäre, der bereits durch die zentral liegende Achse für den rotatorischen Freiheitsgrad eingeschränkt ist, wird eine möglichst kompakte Bauform benötigt. Das Koppelgetriebe nach Peaucellier (Abbildung 7.66 (a)) stellt zwar eine exakte Geradföhrung dar, benötigt aber einen Bauraum über die Gestellpunkte hinaus. Gleiches gilt für den Viergelenk-

Mechanismus nach Evans (Abbildung 7.66 (b)). Gegenüber der Geradföhrung nach Roberts (Abbildung 7.66 (d)) und Chebychev (Abbildung 7.66 (e)) bietet die Ausführung nach Watt (Abbildung 7.66 (f)) den Vorteil, dass die Koppelkurve zentral zwischen den Gestellpunkten verläuft, was sich besonders für die Anordnung des Mechanismus im Inneren des sphärischen Bedienelements eignet und sich gut mit dem Durchmesser der Sphäre skalieren lässt. Eine Skalierung des sphärischen Bedienelements ist dabei hinsichtlich des automatisierten Entwurfsprozess aufgrund einer Anpassung des Bedienelements an verschiedene Handgrößen von besonderer Bedeutung. Abbildung 7.68 zeigt sphärische Bedienelemente mit integrierter Watt'scher Geradföhrung. Durch die Betätigung des Tastelements wird die Aufnahme für das Endstück des endoskopischen Instruments dabei entlang der Koppelkurve angenähert linear, relativ zur Aufnahme des Instruments bewegt. Um eine Anpassung des Systems an beliebige endoskopische Standardinstrumente zu ermöglichen, ist eine Aufnahme für Steckadapter vorgesehen, die für das individuelle Instrument eingesetzt werden können. Die Aufnahme für das Endstück des Instrumentengriffs kann dabei universal ausgelegt werden, da dieser standardmäßig bei den gängigen endoskopischen Instrumenten kreisförmig ausgeführt ist (DIN 96289).

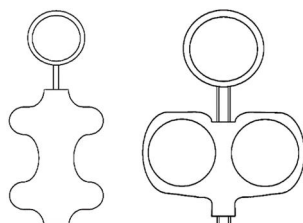


Abbildung 7.67: Schematische Darstellung von charakteristischen Griffgeometrien von flexiblen endoskopischen Standardinstrumenten

Durch die ringsum angeordneten Federn lassen sich Instrumente mit variierendem Ring-Durchmesser auf das universelle Adapterstück aufspannen. Abbildung 7.68 (c) zeigt beispielhaft Steckadapter für verschiedene endoskopische Instrumententypen. Klassische Griffgeometrien von endoskopischen Standardinstrumenten sind in Abbildung 7.67 schematisch dargestellt. Nach dem Einlegen des Instruments in das Bedienelement wird es durch das Verschließen des Deckels fixiert. Das sphärische Bedienelement kann samt dem integrierten Mechanismus für die Geradföhrung monolithisch in montiertem Zustand gedruckt werden. Der Deckel kann optional über eine Lasche verbunden mitgedruckt werden.

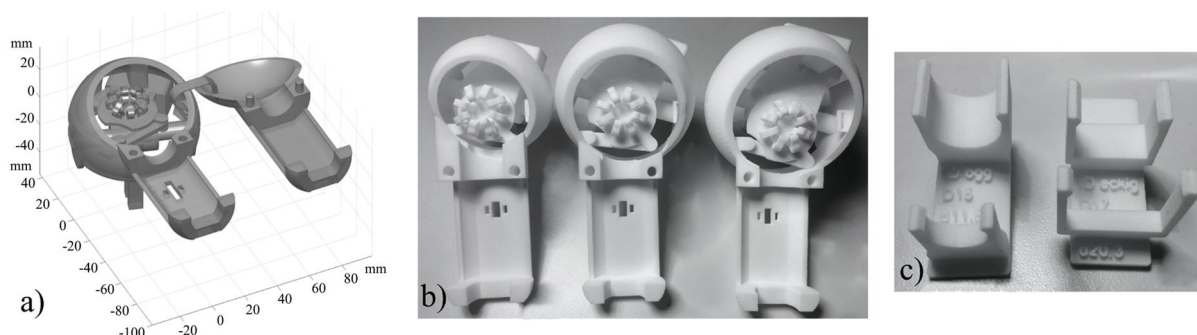


Abbildung 7.68: Sphärische Bedienelemente mit integrierter Watt'scher Geradföhrung zur Aktuierung von endoskopischen Standardinstrumenten: (a) Entworfenes Oberflächenmodell in MATLAB, (b) Skalierte sphärische Bedienelemente, (c) Steckadapter als Aufnahmen für spezifische endoskopische Instrumente

„Mimikry“ Master-Slave Aktuierungskonzept

Bei dem im Folgenden vorgestellten Konzept zur Steuerung von Softroboterstrukturen sollte eine alternative intuitive Ansteuerungsmöglichkeit für die beschriebenen individualisierbaren Manipulatorstrukturen entwickelt werden. Ziel dabei war es, die Kinematiken der variierenden Manipulatorstrukturen auf individuelle handgehaltene Bedienelemente zu übertragen und mit diesen eine intuitive Master-Slave Steuerung zu ermöglichen. Der Fokus lag dabei speziell auf Snake-like Manipulatorstrukturen, lässt sich aber prinzipiell auf jegliche Kinematik übertragen. Die Grundidee für dieses Bedienkonzept ist es, den individuellen Arbeitsraum der kinematischen Kette des Endeffektors zu skalieren und diesen mittels eines Bedienelements mit denselben Freiheitsgraden abzubilden. Es soll auf diese Weise ein anwendungsspezifisches Eingabeelement generiert werden, welches den vorgegebenen Manipulator widerspiegelt. Angelehnt an den Begriff Mimikry (engl. Mimicry = „Nachahmung“) aus der Biologie soll der Ansatz dieses Konzepts unterstrichen werden, dass durch einen automatisierten Entwurfsprozess der individualisierte Manipulator und zusätzlich ein Bedienelement generiert wird, dessen äußere Gestalt an die des Manipulators adaptiert ist. Grundsätzlich soll dabei die Bewegung des Bedienelements, welches sich bewegen kann wie der zu steuernde Manipulator, direkt an den Manipulator übertragen werden und von diesem nachgeahmt beziehungsweise reproduziert werden. Es handelt sich somit um eine Master-Slave Ansteuerung. Der Fokus auf das Abbilden der Manipulatorstruktur durch das Bedienelement soll zur intuitiveren Bedienung beitragen. Eine Erweiterung zu einer Follow-the-Leader Aktuierung nach Choset & Henning (1999) oder dem Konzept von Henselmans et al. (2019) ist nicht vorgesehen, da eine Ansteuerung der Manipulatorspitze im Arbeitsraum vergleichbar mit der Bewegung eines Standardendoskops angestrebt wird. Das heißt, die Pose des Bedienelements soll intuitiv direkt auf den Manipulator übertragen werden. Eine Nachverfolgung der Manipulatorspitze durch die Gesamtstruktur ist im Zuge dieser Arbeit nicht angestrebt. Abbildung 7.69 visualisiert das Ansteuerungskonzept schematisch.

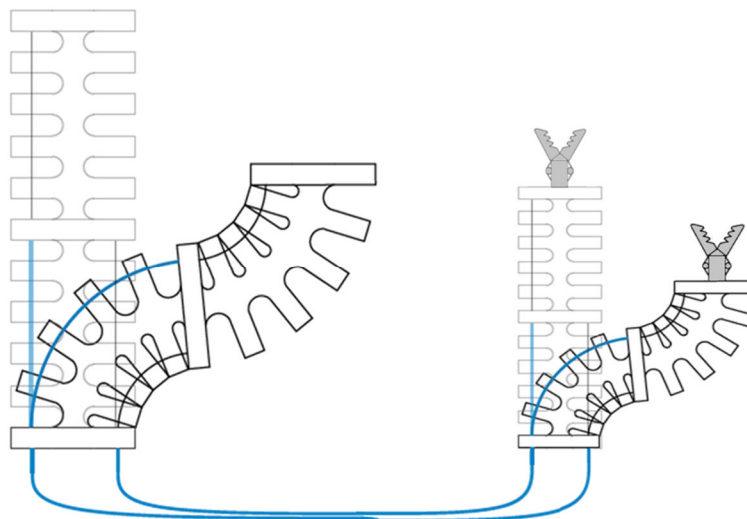


Abbildung 7.69: Konzept des „Mimikry“ Master-Slave Aktuierungskonzept zur intuitiven Ansteuerung von Snake-like Manipulatoren

Eine Herausforderung beim Entwurf der Bedienelemente stellte es dar, die durch ein Ziehen oder Schieben der Schubstangen beziehungsweise Seile in den Manipulatorarmen ausgelöste Bewegung akkurat auf die Bedienelemente zu übertragen. So muss die Bewegung der unteraktuierten Festkörpergelenkstrukturen, welche für den Anwendungsfall vereinfacht auch als gleichförmig für alle Festkörpergelenke eines Segments angenommen werden kann, durch einen geeigneten Mechanismus im Bedienelement abgebildet werden. Da für das Eingabeelement auch eine Festkörpergelenkkette für den flexiblen Teil gewählt wurde, muss die unterbestimmte FKG Struktur

am Eingabeelement modifiziert werden, um eine undefinierte Auslenkung des Eingabelements möglichst zu verhindern. Aus diesem Grund ist in das Bedienelement zentral ein versteifender runder Biegestab integriert. Optional können symmetrisch im Querschnitt des Bedienelements verteilt, zusätzliche Biegestäbe platziert werden (siehe Abbildung 7.70). Diese sind nur einseitig gelagert und wirken so als Versteifungselement in alle Biegerichtungen. Die in der Festkörpergelenkstruktur geführten Stabelemente lenken sich bei einer proximal initiierten Biegung kontinuierlich wie Biegebalken aus. Die umliegende unteraktuierte Festkörpergelenkstruktur wird durch die Stabelemente geführt. Dadurch werden ungewollte s-förmige Auslenkungen des Bedienelements eingeschränkt. Durch die Überlagerung der Auslenkung des einseitig eingespannten Biegestabs und der kinematischen Eigenschaften der ausgelegten Festkörpergelenkkette, bei welcher der größte Hebelarm bei einer proximalen Betätigung am untersten Festkörpererelement auftritt, lassen sich Auslenkungen auf einer angenäherten Kugeloberfläche erzeugen.

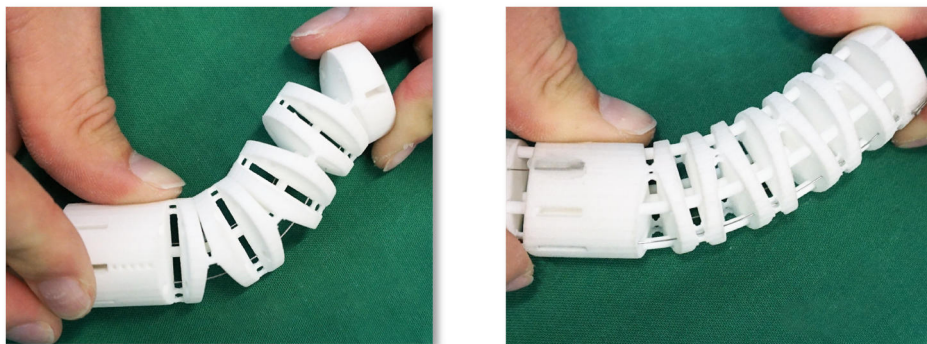


Abbildung 7.70: Vergleich von Festkörpergelenk Ketten als Eingabeelemente mit einem zentralen Stabelement (links) sowie einem zentralen und vier symmetrisch angeordneter Stabelementen (rechts) bei proximal angreifender Bedienkraft

Die Bewegung des Eingabelements lässt sich über Bowdenzüge mit Schubstangen als Bowdenzugseelen sehr direkt an die Manipulatorarme übertragen (siehe Abbildung 7.71). Die Aktuierung der Bowdenzüge muss hierbei invertiert erfolgen, d.h. wenn durch eine Biegung am Bedienelement eine Zugkraft an einer Schubstange initiiert wird, so wird diese bei der Manipulatorarmauslenkung invertiert übertragen. Bei einer Aneinanderkettung von mehr als zwei Sektionen können Bowdenzüge ineinander geführt werden, um den Außendurchmesser nicht unnötig zu vergrößern. Eine zusätzliche Hülle, die zwischen der Bowdenzugseele und der eigentlichen Bowdenzughülle geführt ist, kann dabei über einen integrierten Anschlag und durch die Bewegung relativ zum äußeren Lumen zur Aktuierung einer Sektion genutzt werden.

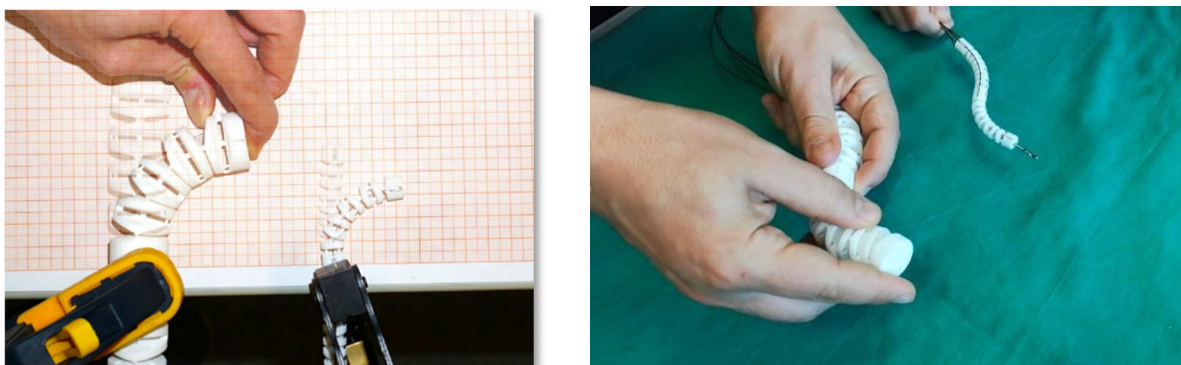


Abbildung 7.71: Entwurf von Festkörpergelenk Ketten-basierten Eingabeelementen für Master-Slave-Bedienkonzepte: (links) Untersuchung der Skalierungsfaktoren für die Auslegung der individualisierten Bedienelemente, (rechts) Realisiertes rein mechanisches Master-Slave Bedienelement zur Steuerung einer monolithischen Snake-like Manipulatorstruktur

Umgesetzt wurde dieses Bedienkonzept auch bei den Bedienelementen der kompakten SPOT Manipulatorvarianten „tip-mounted“ und „behind-tip-mounted“ (siehe Kapitel 7.9.3). Eine Möglichkeit zur Realisierung einer Rast- bzw. Haltefunktion bietet die Integration eines Biegeelements aus einem Material mit stark plastischem Verformungsverhalten. Im einfachsten Fall lässt sich der mittlere Biegestab ersetzen. Aluminium mit einem möglichst hohen reinen Aluminiumanteil weist beispielsweise ein stark plastisches Verformungsverhalten auf. Abbildung 7.72 zeigt beispielhaft eine auf diese Weise integrierte Haltefunktion. Es bietet sich an, das Biegeelement zusätzlich mit einer dämpfenden Hülle zu ummanteln, um Spannungsspitzen an Kontaktpunkten durch das Führen in der Festkörpergelenkstruktur zu vermeiden.

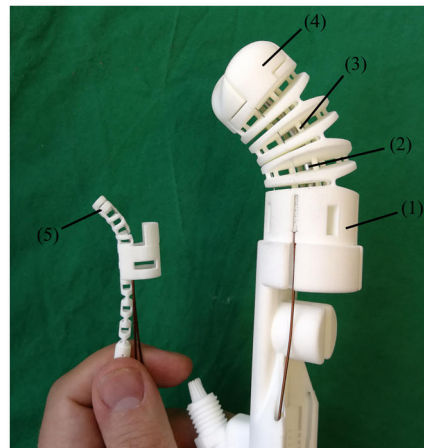


Abbildung 7.72: Ansteuerung einer Manipulatorstruktur mittels Mimikry-Bedienelement mit Haltefunktion durch ein integriertes Aluminium-Biegeelement: (1) Bedienelement, (2) zentral positionierter Al99,5Ti Draht mit 3 mm Durchmesser, (3) gedruckter Biegestab, (4) Griffmulde für den Daumen, (5) ausgeglenkter SPOT „tip-mounted“ Manipulators

Rastmechanismen für einzelne Aktuierungsfreiheitsgrade

Eine zusätzliche Möglichkeit für die einfache Aktuierung von über Seilzüge gesteuerten Mechanismen bieten lineare Rastmechanismen. Diese ermöglichen es, gezielt Zug- respektive Druckkräfte über einem definierten Hubweg an die Bowdenzüge zu übertragen. Die Rastelemente können mit einer konstanten regelmäßigen Verzahnung erzeugt werden oder es können beliebige Rastpositionen festgelegt werden (siehe Abbildung 7.74). Grundsätzlich besteht der Mechanismus aus einem Gehäuse, dem darin geführten Schlitten, einem Federrastelement, welches Schlitten und Führung verbindet und einem Deckel (siehe Abbildung 7.73).

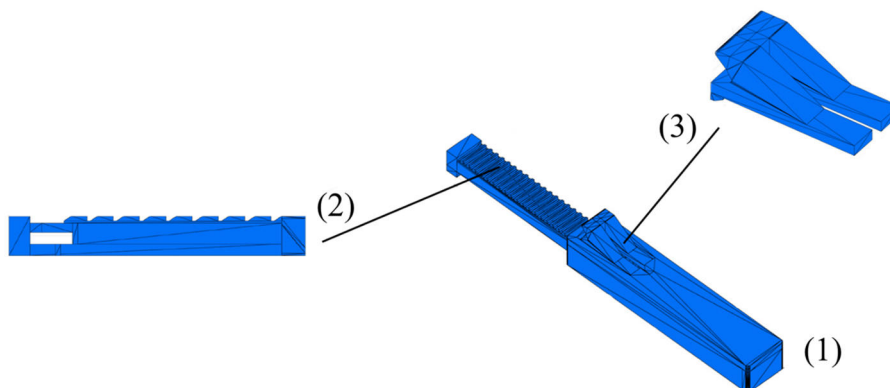


Abbildung 7.73: Prinzipieller Aufbau eines linearen Rastmechanismus bestehend aus dem Gehäuse (1), in welchem der Schlitten (2) geführt ist. Der Schlitten ist einseitig mit einer Verzahnung versehen, die es ermöglicht, ihn in den definierten Rastpositionen über das Federrastelement zu fixieren

Auf der Unterseite des Schlittens ist die entsprechende Verzahnung für das gewünschte Hubprofil aufgebracht und in die Unterseite der Führung ist ein Federmechanismus mit Rastelement integriert. Das Rastelement erzeugt bei der Bedienung mit den einzelnen Zähnen des Schlittens einen Formschluss, wodurch dieser in den einzelnen Hubpositionen blockiert wird (siehe Abbildung 7.73). In die Gegenrichtung ermöglicht das angeschrägte Rastelement das Weiterrücken in die nächste Rastposition. Durch ein Hebeelement kann der Rastmechanismus gelöst werden und so in beide Richtungen freigestellt werden.

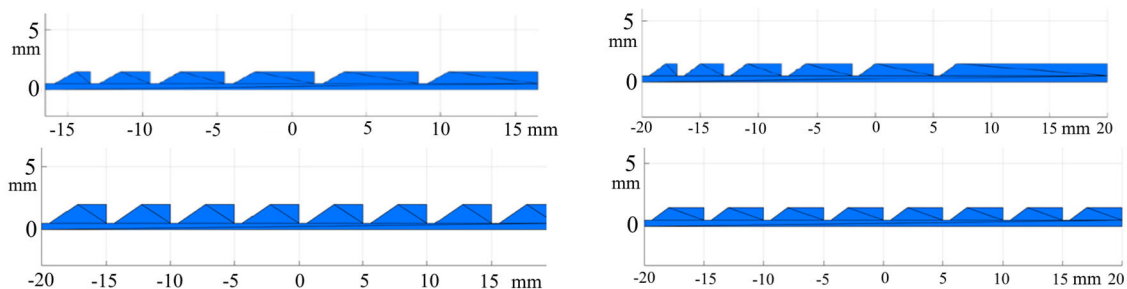


Abbildung 7.74: Beispielhafte Verzahnungsgeometrien, über welche die Schrittweite der Rastpositionen definiert wird

Die Herstellbarkeit der Verzahnung ist maßgeblich durch die Auflösung des Fertigungsverfahrens begrenzt (siehe Laserfokus und Schichtdicke beim SLS Verfahren). Durch die Berücksichtigung des Durchmessers des Laserfokus beim SLS ergibt sich, dass keine spitz zulaufenden Zahngeometrien gefertigt werden können. Dies muss im Entwurfsprozess berücksichtigt werden. Abbildung 7.75 zeigt schematisch, wie die kleinste herstellbare Verzahnungsgeometrie und somit auch die Auflösung der Schrittweite des Rastelements durch die fertigungsbedingten Randbedingungen beeinflusst werden.

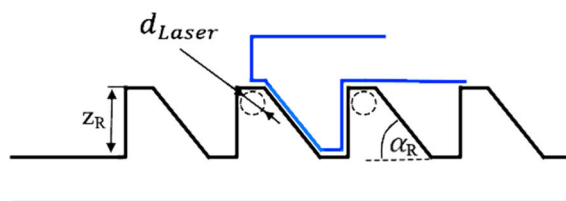


Abbildung 7.75: Einfluss der fertigungsbedingten Randbedingungen auf die kleinstmöglich fertigmögliche Zahngeometrie

Die minimale Auflösung des Hubwegs am linearen Rastelement ergibt sich somit zu:

$$\Delta Hub_{min} = 2 \cdot d_{Laser} + \frac{z_R}{\tan(\alpha_R)} + \Delta_{Spiel} \quad (7.29)$$

Für den Steigungswinkel an der Raste hat sich ein Wert von 35° als geeignet für einen guten haptischen Eindruck erwiesen. Der Grenzwert für die minimale Zahnhöhe z_R muss experimentell für die SLS gefertigten Verzahnungen ermittelt werden. Abbildung 7.76 zeigt die experimentell ermittelten aufbringbaren Zugkräfte für variierende Zahngrößen, wobei die Kraft über der Zahnhöhe z_R aufgetragen ist.

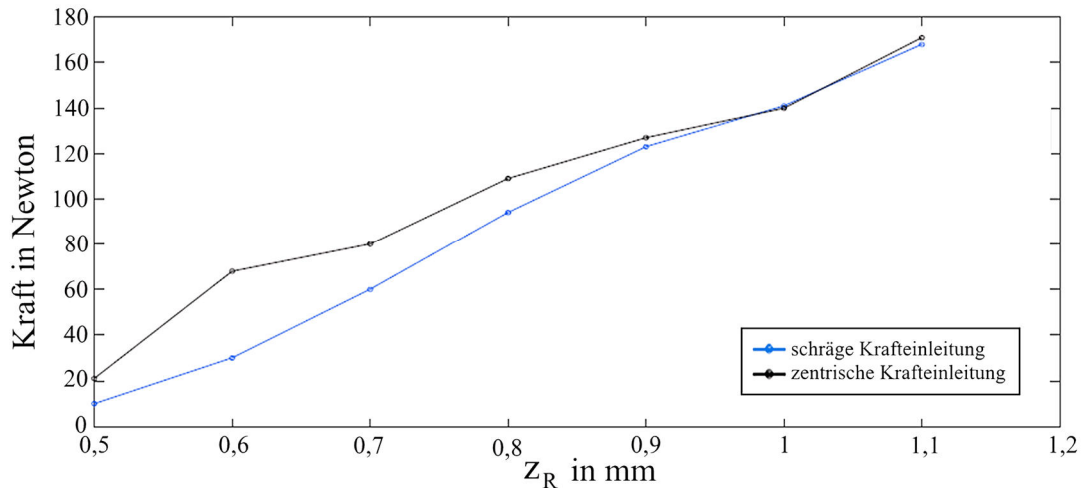


Abbildung 7.76: Aufbringbare Zugkraft bei selektiv lasergesinterten linearen Rastmechanismen für variierende Zahnhöhen z_R . Die initialen Messungen wurden für eine schräg am Schlitten angreifende Zugkraft sowie eine gerade am Schlitten angreifende Zugkraft durchgeführt und sollen einen orientierenden Richtwert für die Auslegung von selektiv lasergesinterten Rastmechanismen bieten

Zusammenfassend lassen sich mit einer minimalen Zahnhöhe von 1,0 mm robuste Rastmechanismen auslegen, da ab dieser Zahnhöhe kein Durchrutschen bei der Verzahnung auftritt, sondern durch die mechanische Festigkeit des Werkstoffs die maximale Zugkraft bestimmt werden kann. Die resultierende minimale Auflösung des linearen Hubs ergibt sich dabei mit 2,3 mm. Ab einer Zahnhöhe von 0,6 mm lassen sich funktionsfähige Rastmechanismen erzeugen. Bei einer reduzierten Auflösung des linearen Hubs auf 1,8 mm sind die Rastelemente aber weniger robust bei nicht axialer Krafteinleitung und sie weisen reduziertes haptisches und akustisches Feedback bei Umsetzen um eine Rastposition auf. Eine Reduzierung der Zahnhöhe auf unter 1,0 mm sollte deshalb lediglich bei kleinen auftretenden Zugkräften gewählt werden.

Um den Draht oder das Seil des Bowdenzugs im Inneren des Rastmechanismus zu führen, ist die Faltenbalg-Federstruktur vorgesehen, die den Schlitten und die Führung verbinden. Diese Federstruktur hat zudem die Aufgabe, bei Druckbelastungen ein Ausknicken des Drahtes zu verhindern, indem die Bereiche, in denen der Draht in der Struktur ohne Führung freiläuft, reduziert werden. Das Prinzip ist vergleichbar mit der Umsetzung bei den Kopplungsadaptern der SPOT Manipulatorstrukturen (vgl. Roppenecker (2017)).

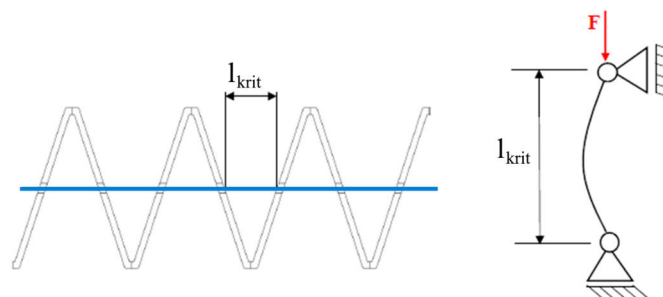


Abbildung 7.77: Berechnung der Faltenbalgstruktur auf Basis der maximal zulässigen Drahtlänge

Über die kritische Länge l_{krit} , bei der für runde Querschnitte nach Euler Knickung auftritt (vgl. Abbildung 7.77), lässt sich die Geometrie der Faltenbalg Federstruktur wie folgt berechnen:

$$l_{krit} = \sqrt{\pi^2 \cdot \frac{E \cdot I}{F}} \quad (7.30)$$

Der maximale Hub eines Rastmechanismus wird dabei durch die Federstruktur beeinflusst, da diese im gestauchten Zustand eine Begrenzung für den Hubweg darstellt. Für die Auslegung der Gesamtlänge des linearen Rastmechanismus ist deshalb zu berücksichtigen, dass die Faltenbalg Federstruktur im gestauchten Zustand eine wellige Form in der Führung einnimmt. Dies ist damit zu begründen, dass die Federstruktur im ungespannten Zustand mit minimalem Spiel zur Führung gedrückt wird und daher bei der Auslenkung der Feder eine Stauchung auftritt, die zu einer Auswölbung führt. Um im Berechnungsprozess die Gesamtlänge abschätzen zu können und automatisch an den gewünschten erreichbaren Hub der Struktur anpassen zu können, lässt sich die ausgewölbte Struktur über eine Sinuskurve approximieren. Unter Berücksichtigung der Dicke des Federelements kann so die Höhe des gestauchten Federelements abgeschätzt werden (siehe Abbildung 7.78).

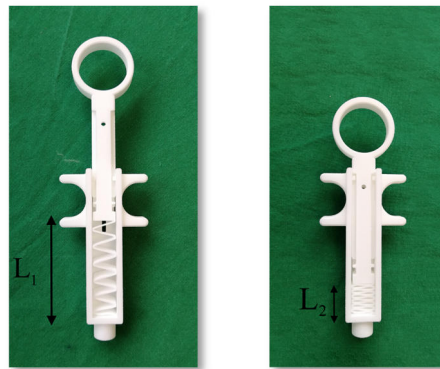


Abbildung 7.78: Selektiv lasergesinterte lineare Rastmechanismen mit Spritzengriff in den beiden Endpositionen des linearen Hubwegs

Für den monolithischen Entwurf der linearen Rastmechanismen ist zudem auf eine sinnvolle Anordnung des Federelements sowie des Schlittens im Hauptkörper zu achten. Hierbei wird die Feder im gestreckten Zustand gedrückt. Der Schlitten liegt in der Ausgangsposition lediglich in einer Aussparung im Hauptkörper. Das Bauteil kann so einteilig gedrückt werden. Vor dem Gebrauch wird der Schlitten dann spielfrei in die Führung im Hauptkörper eingeführt und durch einen integrierten Anschlag gegen ein Herausziehen gesichert. Als Interface zum Bediener kann optional ein Spritzenhandgriff an den Mechanismus ergänzt werden. Andernfalls kann der reine Basismechanismus in individuelle Bedienelemente integriert werden.

7.8.2 Elektrische Ansteuerungsprinzipien für robotische Manipulatoren

Neben den beschriebenen rein mechanischen Ansteuerungskonzepten wurden für die Manipulatorstrukturen auch elektrische Ansteuerungskonzepte untersucht und umgesetzt. Erste Ansätze für eine elektrische Ansteuerung wurden von Traeger et al. (2014) untersucht, wobei eine Ansteuerungseinheit für eine spezifische endoskopische Manipulatorkonfiguration umgesetzt wurde. Im Gegensatz dazu lag bei den im Folgenden vorgestellten Ansätzen der Fokus auf der Entwicklung von adaptierbaren elektrischen Ansteuerungskonzepten für automatisiert entworfene individualisierte Manipulatorstrukturen und der ex-vivo Evaluierung durch klinische Partner.

Elektrische Bedieneinheit mit individualisierbarer Getriebeeinheit

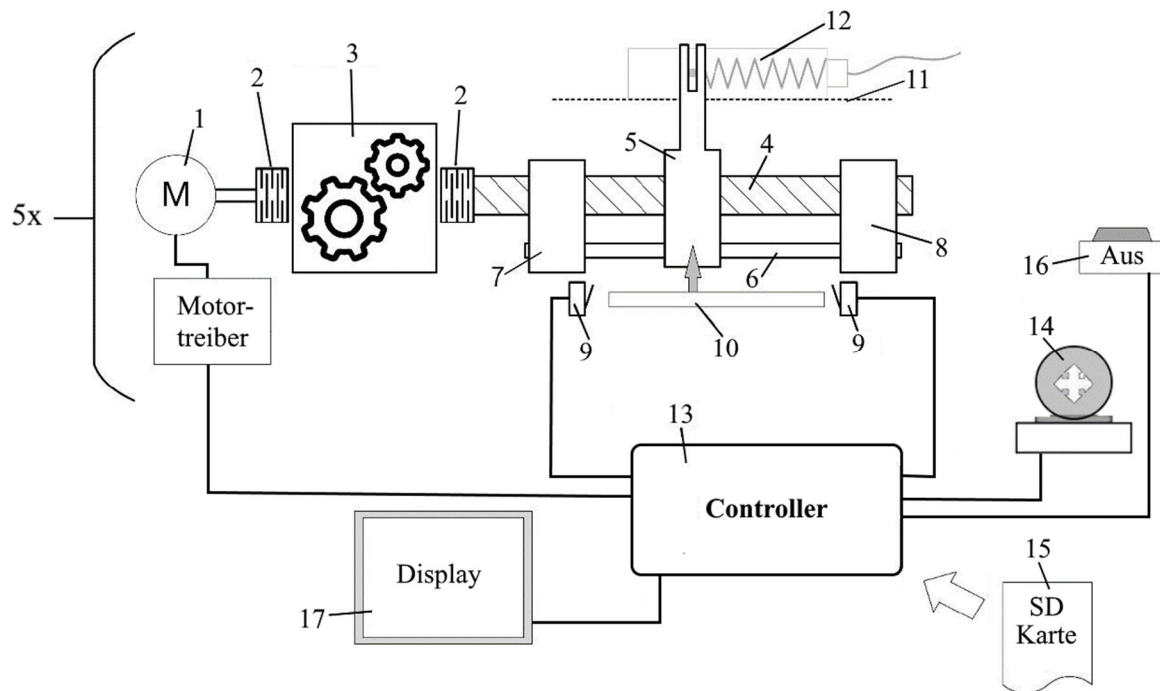


Abbildung 7.79: Schematische Struktur der elektrischen Antriebseinheit mit individualisierbarer Getriebeeinheit: (1) Schrittmotor, (2) Federstegkupplung, (3) individualisierbare austauschbare Getriebebox, (4) Gewindespindel, (5) Läufer, (6) Läuferführung, (7) Spindel-Festlager, (8) Spindel-Loslager, (9) Endanschlagstaster, (10) linearer Wegsensor, (11) Adapterplatte, (12) Kopplungsadapter der Manipulatorstruktur, (13) Controller-Platine, (14) Bedienelement, (15) SD-Karte, (16) Notaus-Taster, (17) Display. Für jeden Bewegungsfreiheitsgrad liegt ein Spindeltriebsstrang vor. Die individualisierbare Getriebebox wird nur bei den drei Freiheitsgraden der Manipulatorarmstruktur integriert (Bild angelehnt an: Krieger et al. 2018)

Ein elektrisches Ansteuerungskonzept, welches speziell für die endoskopischen SPOT Manipulatoren umgesetzt wurde, stellt die elektrische Bedieneinheit mit integrierter individualisierbarer Übersetzungsstufe dar (Krieger et al. 2018). Hierbei werden entsprechende Zahnradstufen direkt als Oberflächenmodelle erzeugt (Traeger et al. 2013). Dieses Konzept basiert auf einer elektrischen Bedieneinheit mit Schrittmotoren, die ein Spindelgetriebe antreiben, um so einen linearen Hub zu erzeugen. Zwischen den Schrittmotor und die Spindel ist zusätzlich eine Getriebeeinheit geschaltet, welche entsprechend der individuellen Manipulatorstrukturen angepasst und mittels additiver Fertigung hergestellt werden kann (siehe Abbildung 7.81). Die translatorische Hubbewegung wird dann genutzt, um die Kopplungsadapter der Manipulatorstruktur anzusteuern. Dadurch ist diese Ansteuerungsvariante mit dem rein mechanischen Ansteuerungskonzept (siehe Kapitel 7.8.1) kompatibel, was dem Grundgedanken des SPOT Systems mit seiner Anpassbarkeit an den Arzt, den Eingriff und den Patienten entspricht. Abbildung 7.79 und Abbildung 7.80 zeigen die Systemstruktur für das Ansteuerungskonzept mit den mechatronischen Komponenten. Die Steuerung ist auf einem BeagleBone (Revision C) Einplatinencomputer umgesetzt, welcher über einen mit 1 GHz getakteten AM3358 Cortex A8 Prozessor verfügt. Als Echtzeit-Betriebssystem wird die Software QNX (QNX Software Systems GmbH, Hannover) verwendet. Die Bedienung erfolgt in Anlehnung an die rein mechanische Bedienung über 3D Mäuse (SpaceNavigator, 3DConnexion, München). Die Telemanipulation erfolgt über die direkte Ansteuerung der Manipulatorfreiheitsgrade, die jeweils einem Eingabefreiheitsgrad der 3D Maus zugeordnet sind. Als zusätzliche Schnittstelle zum

automatisierten Entwurfsprozess der SPOT Manipulatoren steht eine SD-Kartenschnittstelle zur Verfügung, über welche geometrische Systemparameter, die während des Entwurfs generiert werden, an die Steuerung als config-File übergeben werden können.

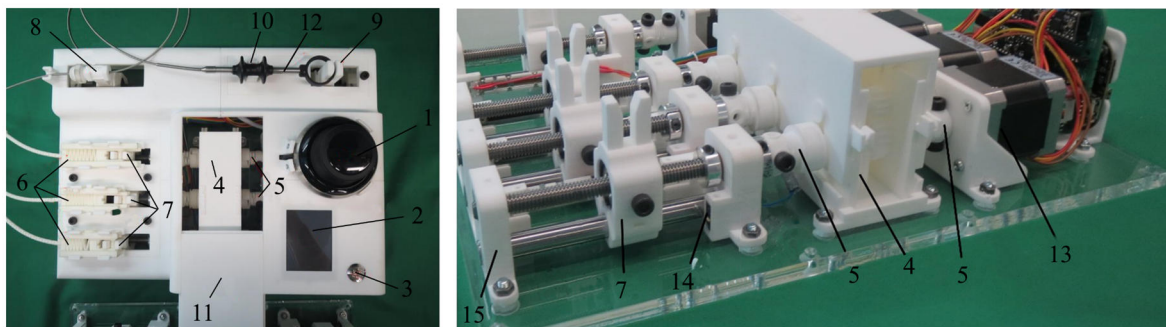


Abbildung 7.80: Elektrische Antriebseinheit für den endoskopischen SPOT Manipulator basierend auf Spindelantrieben mit Schrittmotoren: (1) 3D Maus als Bedienelement, (2) Display, (3) Notaus-Schalter, (4) Individualisierbare austauschbare Getriebeeinheit, (5) Lasergesinterte Federstegkupplungen, (6) Kopplungsadapter der Manipulatorstruktur, (7) Läufer, (8) Klemmelement zur Fixierung des Instruments, (9) Läufer zum Betätigen des Instruments, (10) Griff des endoskopischen Instruments, (11) Deckel, (12) Austauschbare Instrumentenaufnahme, (13) Schrittmotoren, (14) Endanschlagstaster, (15) Spindel-Lager (Bild entnommen aus: Krieger et al. 2018)

Entsprechend des Lastfalls und der gewünschten Dynamik des Systems kann beim automatisierten Entwurf des Manipulators automatisch eine Getriebebox generiert werden, wenn diese elektrische Bedienvariante gewählt wird. Die Bedieneinheit verfügt über die drei translatorischen Freiheitsgrade für die drei Bewegungsfreiheitsgrade des Manipulatorarms. Die Aufnahmeclips für die Kopplungsadapter sind nach dem Poka Yoke Prinzip gestaltet. So können die Kopplungsadapter jeweils auf die Bedieneinheit aufgesteckt werden. Zusätzlich stehen zwei Freiheitsgrade für die Instrumentenmanipulation zur Verfügung (siehe Abbildung 7.80). Die Instrumentenbewegung und -aktuierung erfolgt über Schlitten, die linear relativ zur Einspannung des Instruments bewegt werden können.

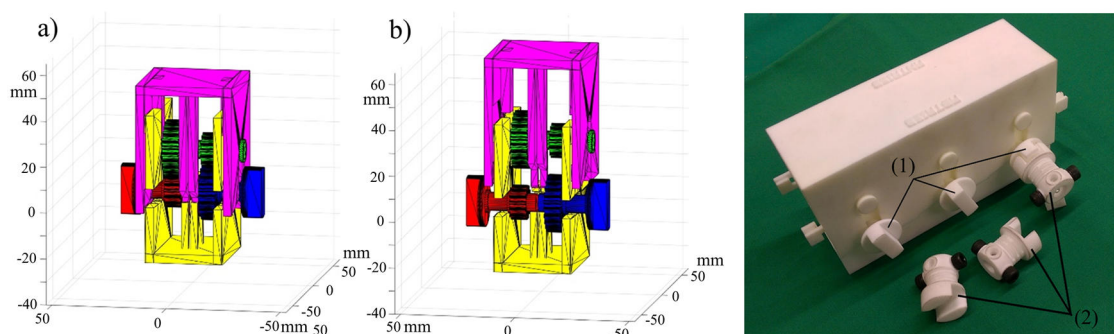


Abbildung 7.81: Individualisierbare Getriebebox mit Stirnrad-Übersetzungsstufe: (links) Darstellung der Übersetzungsstufe eines Spindelantriebsstranges im montierten Zustand (a) und in der Konfiguration als Baugruppe für eine monolithische additive Fertigung (b). Die Getriebebox wird zur Montage einfach zusammengeschoben und rastet im montierten Zustand über Schnapphaken ein; (rechts) Selektiv lasergesinterte Getriebeeinheit für die drei Antriebsstränge für die Manipulatorarmstruktur (Bild entnommen aus: Krieger et al. 2018)

Die Steuerung der Instrumente erfolgt auch über die 3D Maus, wobei das Öffnen und Schließen über Tastendrucke ausgelöst wird. Eine alternative Ansteuerung für das Öffnen und Schließen des Instruments wurde auf Wunsch des klinischen Partners (Prof. Dr. Meining, Universitätsklinikum Würzburg ehemals Universitätsklinikum Ulm) mittels Gestensteuerung (Myo Band, Thalmic Labs Inc. (heute North Inc.), Waterloo, Kanada) umgesetzt und während der DGE-BV 2018 Live-OP Übertragung in einer Demo des SPOT Systems vorgestellt. Hierbei nutzt der Arzt seine Wadenmuskulatur zur Aktuierung des Greifinstruments. Die Aktuierung der Kopplungsadapter sowie der Instrumente kann dabei durch eine sterile Folie erfolgen (siehe Abbildung 7.82).

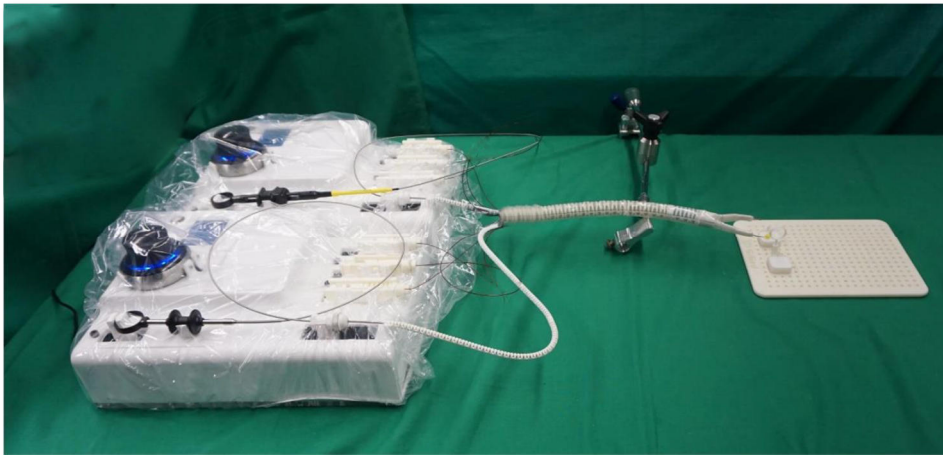


Abbildung 7.82: Steril Konzept für die elektrische Ansteuerung: Abdeckung der unsterilen elektrischen Bedieneinheit mit einer sterilen Folie. Die Instrumente können durch die sterile Folie hindurch auf die Aufnahmen aufgesteckt werden

Zusammenfassend stellt dieses Ansteuerungskonzept eine an das endoskopische SPOT System angepasste Steuereinheit mit fix verbauten Schrittmotoren und Spindelgetrieben dar, deren Übertragungsverhalten über eine integrierte individualisierbare Getriebeeinheit an variierende SPOT Geometrien angepasst werden kann.

Elektrisches modulares Bedienkonzept mit Robotikservomotoren

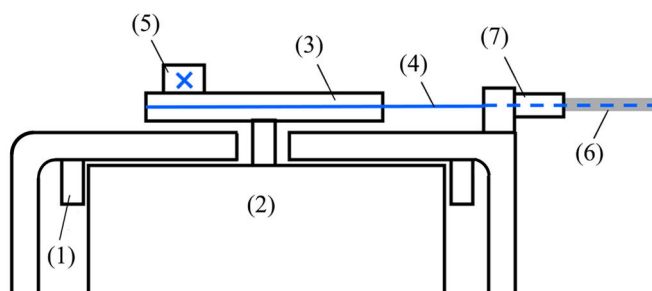


Abbildung 7.83: Schematische Darstellung eines modularen elektrischen Antriebsmoduls: (1) Gehäuse mit integrierter Aufnahme entsprechend der Geometrie des gewählten Robotikservomotors, (2) Robotikservomotor bzw. Smart Servo, (3) Übersetzungselement, (4) Bowdenzugseele, (5) Fixierung für den Bowdenzug am Übersetzungselement, (6) Bowdenzughülle, (7) Fixierung für die Bowdenzughülle mit integrierter Stellschraube zum Einstellen der Vorspannung der Bowdenzüge

Mit dem zweiten elektrischen Ansteuerungskonzept soll die Modularität sowie die Anpassbarkeit an individualisierte Manipulatorstrukturen noch gezielter berücksichtigt werden. Dabei wurde ein kompaktes und sehr direktes Ansteuerungsprinzip umgesetzt, bei dem Robotikservomotoren bzw. Smart Servos über ein rotatorisches Übersetzungselement direkt die Bowdenzüge aktuieren (siehe Abbildung 7.83). Einen besonderen Vorteil bietet dieses Konzept bei Doppelzug-Systemen, bei denen über einen Motor die beiden gegenläufigen Zugseile gleichzeitig angesteuert werden können, wenn die Seilzugführungen symmetrisch ausgelegt sind. Für die Verwendung des Konzepts bei Systemen, die zur Aktuierung nur eine Schubstange zur Zug- und Schubkraftübertragung nutzen, erfolgt die Betätigung des Bowdenzugs über eine einfache Linearführung mit Zahnstangengetriebe, auf welche die Kopplungsadapter des SPOT Systems (siehe Kapitel 7.6) aufgesteckt werden können. Für die Antriebseinheiten werden je nach Anzahl der Freiheitsgrade des Manipulators und dem Lastfall entsprechende Motoren ausgewählt und zu einer Baugruppe angeordnet. So kann automatisch ein passendes Gehäuse hinzu konstruiert werden. An den Motoren sind Steckverbinder vorgesehen, die es ermöglichen, die Manipulatorstruktur über die montierten Übersetzungselemente auf die Bedieneinheit aufzustecken. Damit wird, wie mit den Kopplungsadaptern, das Konzept verfolgt, dass der montierte Manipulator mit den rein mechanischen Komponenten sterilisiert werden kann und für den Einsatz auf die unsterile, mit einer sterilen Folie abgedeckten elektrischen Bedieneinheit aufgesteckt werden kann.

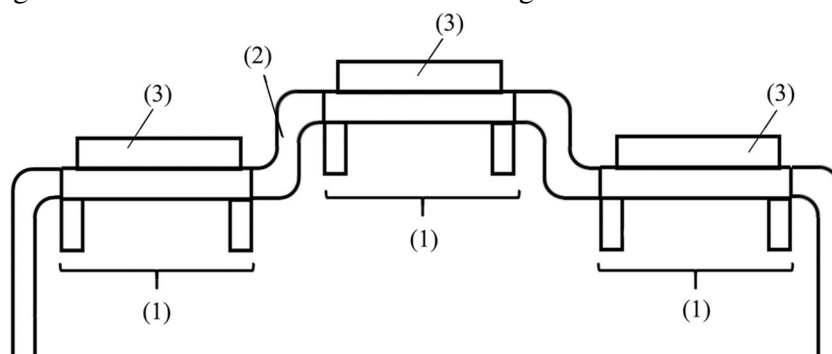


Abbildung 7.84: Schematische Darstellung einer elektrischen Antriebseinheit mit automatisiertem Gehäuse: (1) Gehäuse mit integrierter Aufnahme entsprechend der Geometrien der gewählten Robotikservomotoren, (2) Gehäuse, (3) Übersetzungselement

Die Variante der Doppelzugsysteme zeigt besondere Vorteile bei größer dimensionierten Systemen, bei denen hohe Zugkräfte an den Bowdenzügen auftreten. Da bei reinem Zug auf die Bowdenzugseele keine Gefahr des Ausknickens besteht, können Bowdenzughüllen mit gezielt auf

Druckkraft optimierte Drahtwicklungen verwendet werden. Als Bowdenzughüllen haben sich bezüglich der Druckfestigkeit Federdrahtspiralen mit einfacher Wicklung als besonders vorteilhaft erwiesen (0,3 mm Federdraht 1.4301 einfach gewickelt mit 0,5 mm Innendurchmesser (LUPA Präzisionsfedern, Hardt, Deutschland)). Drahtgeflechte, wie sie bei den endoskopischen SPOT Varianten mit Schubstangenaktuierung verwendet werden, zeichnen sich durch eine höhere Flexibilität und eine verbesserte Längenbeständigkeit bei auftretenden Zugkräften aus. Die in Kombination mit einer PTFE Beschichtung verwendeten Drahtgeflechte (Microlumen, Oldsmar, USA) weisen jedoch eine reduzierte Druckfestigkeit auf, was zum Aufstauchen der Hülle bei hohen Zugkräften an der Bowdenzugseele führt. Aus diesem Grund werden bei Doppelzugsystemen die Federdrahtspiralen mit erhöhter Druckfestigkeit eingesetzt.

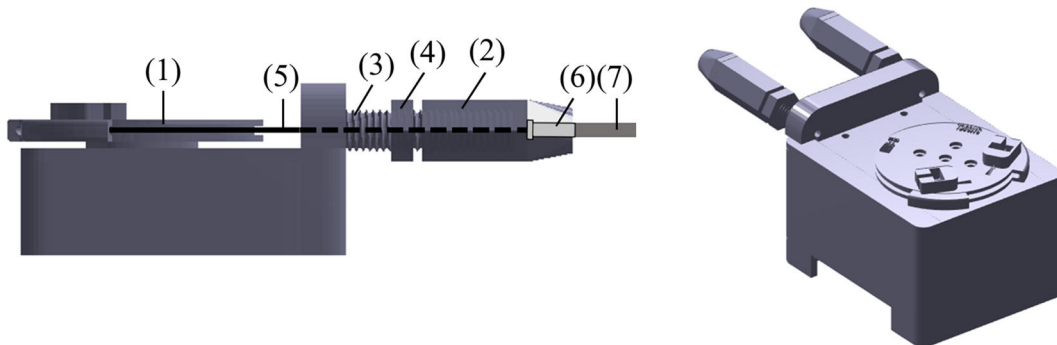


Abbildung 7.85: Realisierung der modularen elektrischen Antriebsmodule:
 (1) Übersetzungselement mit Fixierung für die Bowdenzugseele, (2) Stellschraube zum Einstellen der Vorspannung an den Bowdenzügen, (3) Gewindestrukturalelement für die Führung der Stellschraube, (4) Kontermutter, (5) Bowdenzugseele, (6) Aderendhülse am Ende der Bowdenzughülle, (7) Bowdenzughülle

Zugriffe auf die Steuerung der Roboterservos sind bei der Implementierung des Ansteuerungskonzepts zunächst über MATLAB (MathWorks, Natick, USA) oder hardwarenahe Programmierung über Mikrocontroller (μC) möglich, z.B. wurde als Standardkomponente für den Entwurf der automatisiert entworfenen Bedieneinheiten ein Arduino Mega vorgesehen. Verwendet werden Smart Servos der Firma Feetech (FeeTech, Shenzhen, China), genauer die Modelle SM40BL (4Nm), SM85CL (8,5Nm) und SM120BL (12Nm) in Kombination mit der FE-URT-1 Platine. Die Ansteuerung der Servos erfolgt über ein proprietäres RS485-Protokoll der Herstellerfirma.

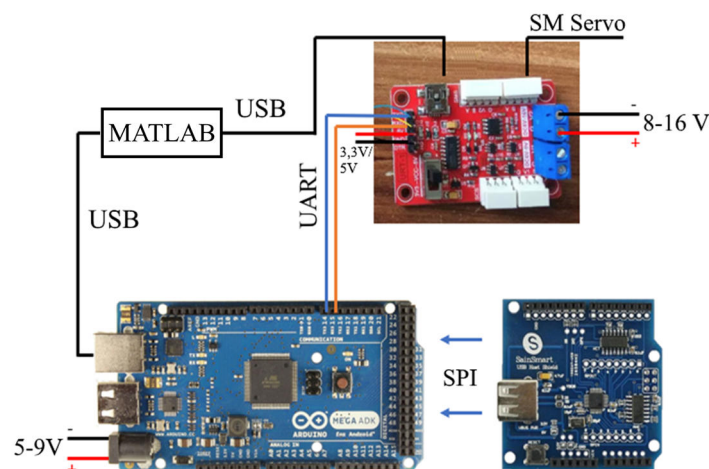


Abbildung 7.86: Elektronikkonzept für die Ansteuerung der Robotikservomotoren über UART- und USB-Schnittstelle

Die Kommunikation mit der Treiberplatine erfolgt entweder vom μC aus über UART oder von MATLAB aus über eine USB Schnittstelle (siehe Abbildung 7.86). Bei der Ansteuerung über MATLAB wird eine von Dominik Rumschötel am Lehrstuhl MiMed implementierte Bibliothek eingebunden. Für die konzeptionelle Umsetzung wurde zunächst standardmäßig eine 3D Maus (SpaceMouse, 3Dconnexion, München, Deutschland) als Eingabegerät vorgesehen. Diese wird über das Arduino eingebunden, wozu eine zusätzliche Möglichkeit zum Einbinden eines HID-Eingabegeräts benötigt wird, da dies nicht nativ unterstützt wird. Dafür wird ein USB-Host Shield (USB Host ADK Shield, SainSmart, Berlin, Deutschland) benötigt, das auf dem Arduino angebracht wird und über die SPI-Schnittstelle mit diesem kommuniziert. Eine Echtzeitsteuerung wurde für dieses Ansteuerungskonzept noch nicht implementiert.

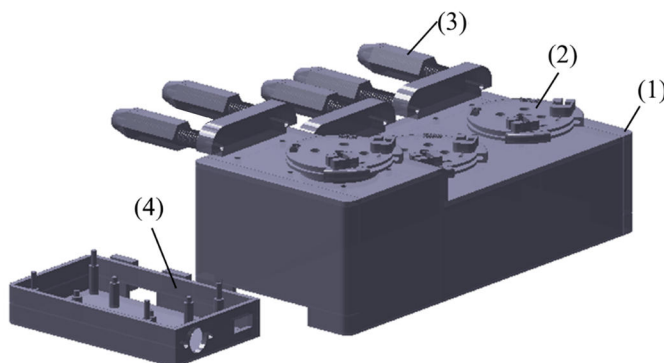


Abbildung 7.87: Automatisiert entworfene Gehäuseeinheit für einen Manipulatorarm mit drei Bewegungsfreiheitsgraden: (1) Gehäuse, (2) Übersetzungselement, (3) Stellschraube, (4) Elektronikgehäuse zum Anstecken an das Motorengehäuse

Abbildung 7.87 zeigt beispielhaft die automatisiert entworfene Gehäuseeinheit für einen Manipulatorarm mit drei Bewegungsfreiheitsgraden. Die Übersetzungselemente werden auf Adapter an den Motoren aufgeklippt. Hierfür können die einzelnen drei Übersetzungselemente in einem Montagerahmen bzw. in eine Gehäuseabdeckung (siehe Abbildung 7.88) integriert werden, um eine einfachere und eindeutige Montage zu gewährleisten. Die Übersetzungselemente und die Stellschrauben zum Einstellen der Vorspannung an den Bowdenzügen werden mit dem Manipulatorsystem montiert und für den Einsatz auf die Bedieneinheit aufgesteckt.

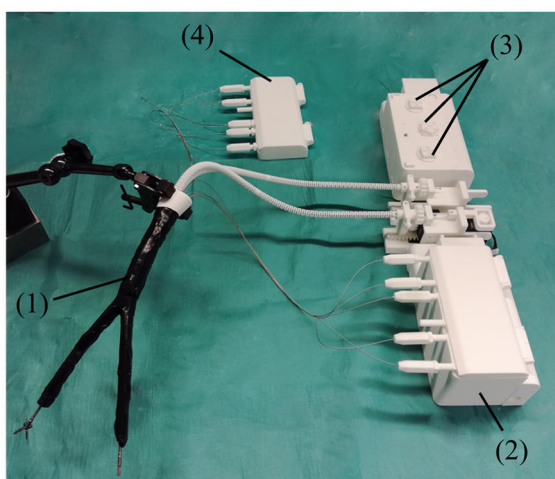


Abbildung 7.88: Selektiv lasergesinterter SPOT Manipulator mit starrem Schaft und Doppelzug-System zur Aktuierung: (1) Ummantelter SPOT Manipulator, (2) Motorgehäuse, (3) Adapter an den Abtriebsachsen der Servomotoren, die ein Aufklippen der Übersetzungselemente ermöglichen, (4) in einer Gehäuseabdeckung integrierte Übersetzungselemente, die durch das Aufstecken der Gehäuseabdeckung mit den Adaptern an den Servomotoren verbunden werden (Bild entnommen aus: Krieger et al. 2020)

Elektrische Ansteuerung von Snake-like Strukturen über individualisierte Master-Slave Bedieneinheiten

Entsprechend dem Konzept zur Erzeugung von individualisierten Eingabeelementen, die den Arbeitsraum der spezifischen Manipulatorstruktur abbilden (vgl. Kapitel 7.8.1), wurden ebenfalls robotische Steuerkonzepte untersucht. Im Vergleich zur rein mechanischen Ansteuerung, können so der Manipulator und die Bedieneinheit räumlich getrennt aufgebaut werden. Zudem lässt sich das Halten einer Position am Manipulator sowie am Bedienelement leichter realisieren. Umgesetzt wurde die Ansteuerung durch die Integration von Series-Elastic-Link Roboterantriebsmodulen (HEBI Robotics, Pittsburgh, USA), die es ermöglichen, die aktuell an den Motoren anliegenden Drehmomente bei der Steuerung und Regelung zu berücksichtigen. An das Bedienelement wurden pro Bewegungsfreiheitsgrad je ein Modul gekoppelt, welche mit niedrigem Übersetzungsverhältnis gewählt wurden, um eine Regelung gegen Null Drehmoment zu begünstigen. Für die Aktuierung der Manipulatorfreiheitsgrade wurde ebenfalls jeweils ein Modul gekoppelt. So ist es möglich die Bowdenzugbewegung je Freiheitsgrad am Bedienelement zu detektieren und durch eine Invertierung sowie unter Berücksichtigung der sich aus der Geometrie des Bedienelements ergebenden Skalierung in Steuersignale für den Manipulator zu wandeln. Durch die Rückmeldung der wirkenden Drehmomente durch die Antriebsmodule ist es zudem möglich, eine Kraftregelung zu implementieren, die die am Manipulator aufzubringenden Auslenkkräfte über die Bedieneinheit skaliert an den Bediener rückmeldet. Abbildung 7.89 zeigt den konzeptionellen Aufbau der robotischen Ansteuerungseinheiten für eine monolithische Snake-like Manipulatorstruktur.

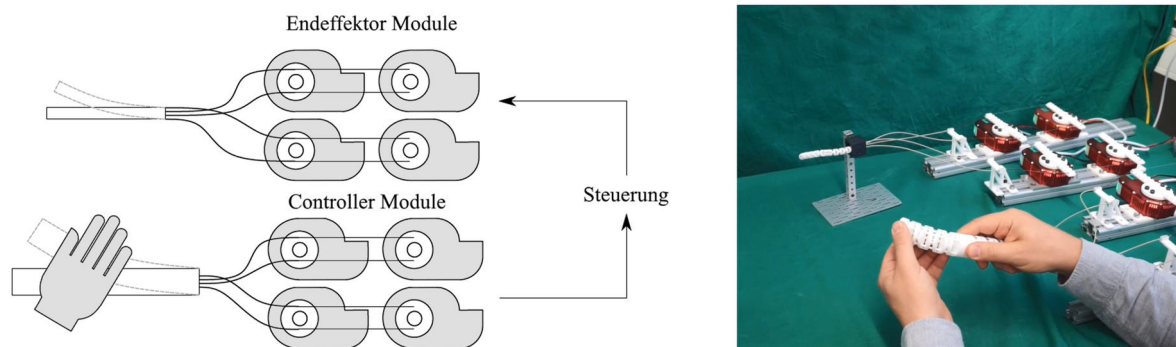


Abbildung 7.89: Elektrisches Mimikry Aktuierungskonzept mit monolithischen Master-Slave Bedieneinheiten: (links) Schematische Darstellung des elektrischen Antriebskonzepts; (rechts) Realisierung der elektrischen Mimikry Ansteuerung mittels Series-Elastic-Link Roboterantriebsmodulen

7.8.3 Hybride Ansteuerungskonzepte

Als hybride Ansteuerungskonzepte können auch elektrische und rein mechanische Komponenten für die Aktuierung der Manipulatorstrukturen umgesetzt werden. Beispielsweise kann die Ausstellbewegung eines Freiheitsgrades, ein zusätzlicher Kameraarm oder die Versteifungsfunktion oder Ansteuerung von Schaftsegmenten über eine elektrische Ansteuerung realisiert werden, während die Bewegung der Manipulatorarme über rein mechanische Bedieneinheiten umgesetzt wird. Das Konzept eines robotisch steuerbaren Schafts und mechanisch gesteuerten Instrumenten verfolgt zum Beispiel auch das Flex Robotic System der Firma Medrobotics (siehe Kapitel 3.5.1).

7.9 Systemvarianten

Im folgenden Kapitel sollen nun verschiedene SPOT Systemvarianten und weitere monolithische Manipulatorstrukturen vorgestellt werden, die entsprechend der in Kapitel 7.6 und 7.7 sowie Kapitel 7.8 vorgestellten Konzepte für unterschiedliche Anwendungsszenarien entworfen wurden. Die Generierung der Manipulatoren erfolgte dabei auf Basis des automatisierten Entwurfsprozesses für monolithische Festkörpergelenkstrukturen.

7.9.1 Zweiarmiger endoskopischer SPOT Manipulator

Das Manipulatorkonzept mit zwei Armen, die eine bimanuelle Manipulation durch das seitliche Anstellen der Instrumente zueinander ermöglichen, wurde bereits von Roppenecker bei der ersten Umsetzung eines modularen 3D gedruckten Manipulators beschrieben (Roppenecker 2017). Im Zuge dieser Arbeit soll die automatisierte Konstruktion von SLS gefertigten Manipulatoren umgesetzt werden, wobei die zweiarmige Struktur zunächst als Grundlage dient (Krieger et al. 2017a). Das System besteht aus einer passiven Wirbelstruktur und zwei Manipulatorarmen an deren Spitze. Die Kinematik der Manipulatorarme versucht dabei die Freiheitsgrade des menschlichen Arms nachzubilden, wofür drei Festkörpergelenksektionen (Schultergelenk mit zwei DoF; Ellbogengelenk mit einem DoF) verwendet werden. Die Festkörpergelenke des mittleren Freiheitsgrades sind dabei parallel und zentriert zum Instrumentenkanal positioniert, während bei den beiden weiteren Freiheitsgraden der Hebelarm für den Bowdenzug maximiert wurde, indem die Festkörpergelenke jeweils nach Außen versetzt wurden. Zusätzlich zu den drei DoF des Manipulatorarms und der Vor- und Rückwärtsbewegung des Instruments im Arbeitskanal ist zudem das Öffnen und Schließen des Instruments in die Bedieneinheit integriert worden. Dafür wurde ein Drucktaster im kugelförmigen Bedienelement vorgesehen, der es ermöglicht, das endoskopische Standardinstrument über einen integrierten Mechanismus zu betätigen. Durch die Integration einer intuitiven Bedienung des Öffnens und Schließens der Instrumente, ermöglicht es diese Systemvariante, dass der Manipulator autonom/autark vom Operateur bedient werden kann. Im Vergleich zum Stand der Technik oder der ersten Varianten des endoskopischen Manipulatorsystems (Roppenecker 2017) muss die Betätigung der Instrumente nicht mehr von einem Assistenten übernommen werden, sondern kann direkt durch den operierenden Arzt mitgesteuert werden. Für das bimanuelle Arbeiten wird ein Arm typischerweise mit einer endoskopischen Greifzange und der andere mit einem Kauterwerkzeug ausgestattet (siehe Abbildung 7.90). Die Systemvariante eignet sich für flexible Standard-Gastroskope (ca. Ø10 mm) und schlanke pädiatrische Gastroskope (ca. Ø6 mm). Der Außendurchmesser einer Manipulatorstruktur für ein Standard-Gastroskop beträgt 20 mm x 15 mm und bei Verwendung eines pädiatrischen Gastroskops 16 mm x 11 mm. Die Bedienung des Systems kann entweder über die rein mechanischen Bedieneinheiten mit sphärischem Bedienelement (siehe Kapitel 7.8.1) oder auch über eine elektrische Bedieneinheit (siehe Kapitel 7.8.2) erfolgen. Dabei werden die drei Bewegungsfreiheitsgrade des Arms über einen translatorischen sowie zwei rotatorische Freiheitsgrade an der Bedieneinheit abgebildet. Zudem kann über einen zusätzlichen translatorischen Freiheitsgrad das Instrument im Arbeitskanal vor und zurück bewegt werden (Roppenecker 2017; Krieger et al. 2017a). Die Betätigung der Instrumente erfolgt wie beschrieben über den zusätzlich integrierten Taster-Mechanismus. Die rein mechanische Bedieneinheit kann mittels einer Klemme an der OP-Tischschiene befestigt werden. Bei der robotischen elektrisch angesteuerten Ausführung wird für jeden Manipulatorarm eine elektrische Antriebseinheit genutzt. Die Ansteuereinheit wird im Einsatz mit einer sterilen Folie abgedeckt und die individualisierten Einweg-Manipulatorsysteme werden mit den Kopplungsadaptern aufgesteckt (Krieger et al. 2018).



Abbildung 7.90: Endoskopischer zweiarmiger SPOT Manipulator für ein 6 mm-Gastroskop

7.9.2 Einarmiger endoskopischer SPOT Manipulator

Der einarmige endoskopische SPOT Manipulator stellt eine schlankere Systemvariante dar, die besonders in Kombination mit einem Ø10 mm-Gastroskop eingesetzt werden kann, um den Gesamtdurchmesser des Systems zu verringern. Im Vergleich zum konventionellen Vorgehen bei einer ESD ermöglicht dieses System ein zusätzliches Instrument mit fünf Freiheitsgraden zu manipulieren. Dabei können entweder ein Greifwerkzeug oder ein Schneidewerkzeug im zusätzlichen Arm geführt werden. Die Führung des Kauterwerkzeugs bietet zusätzlich Bewegungsfreiheit beim Um- und Unterschneiden z.B. von tumorösen Gewebe. Wird eine endoskopische Greifzange im Manipulatorarm geführt (siehe Abbildung 7.91), bietet dies die Möglichkeit, Gewebe zu manipulieren, aufzuspannen oder zu retrahieren. Die Schnittbewegung erfolgt dabei wie beim konventionellen Vorgehen durch die Bewegung der Endoskopspitze mittels des im Arbeitskanal geführten Schneidinstruments. Das Verfahren orientiert sich damit stärker am konventionellen Operationsablauf. Das System kann für ein flexibles Standard-Gastroskop (ca. Ø10 mm) oder schlankere pädiatrische Gastroskope (ca. Ø6 mm) ausgelegt werden. Die Ansteuerung kann sowohl über eine rein mechanische Bedieneinheit mit sphärischem Bedienelement als auch mittels robotisch elektrischer Ansteuereinheit erfolgen. Der Außendurchmesser des Systems beträgt 15,5 mm x 15 mm bei der Verwendung eines Standard-Gastroskops und 11,5 mm x 11 mm in Kombination mit einem pädiatrischen Gastroskop (ca. Ø6 mm). Abbildung 7.91 zeigt eine einarmige Systemvariante für ein Standard-Gastroskop.

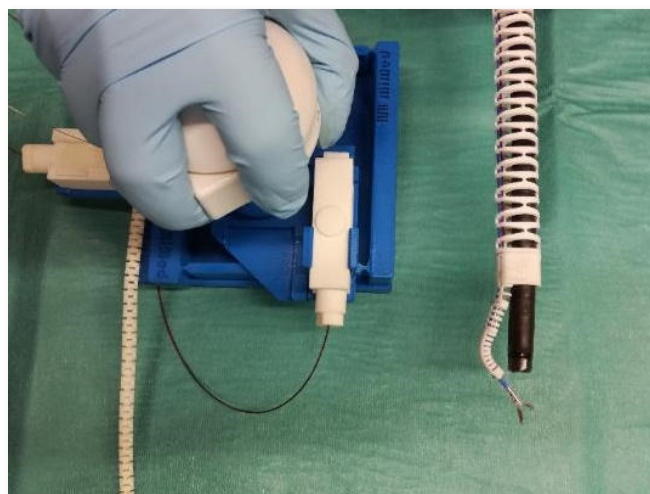


Abbildung 7.91: Endoskopischer einarmiger SPOT Manipulator für ein 10 mm-Gastroskop

7.9.3 Handgehaltene endoskopische SPOT Systemvariante „behind-tip-mounted“

Der Ansatz für schlanke einarmige Systeme zur Manipulation von Gewebe mit einem zusätzlichen Greifinstrument wurde weiterentwickelt, um noch kompaktere Systeme realisieren zu können. Angelehnt an den konventionellen Operationsablauf, bei dem das endoskopische Instrument vom Assistenten in der Hand gehalten wird, zielt dieser Systementwurf auf ein ebenso handgehaltenes Bedienelement ab. Dieses lässt sich gut in den bestehenden OP-Ablauf integrieren, soll dabei jedoch eine verbesserte Manipulierbarkeit des Instruments ermöglichen. Für diese Kompaktsysteme wurde auch die Manipulatorstruktur miniaturisiert. Die Systemvariante weist einen Manipulatorarm mit drei Freiheitsgraden auf (siehe Abbildung 7.93 (links)). Der erste Bewegungsfreiheitsgrad ermöglicht das Ausstellen der Armstruktur. Da der Manipulator hinter der beweglichen steuerbaren Spitze am proximalen Ende des Endoskops fixiert wird, ermöglicht das Ausstellen, dass sich die Endoskopspitze kollisionsfrei relativ zum Manipulatorarm bewegen lässt. Zudem verfügt die Spitze des Manipulatorarms über zwei zusätzliche Freiheitsgrade. Die Ausstellbewegung wird durch eine Festkörpergelenksection mit parallel angeordneten Festkörpergelenken realisiert, wobei der Hebelarm zum Angriffspunkt des Bowdenzugs maximiert wurde. Die steuerbare Spitze des Arms ist eine Festkörpergelenksection mit alternierenden, zum Instrumentenkanal zentrierten, parallelen Festkörpergelenken. Es ist so möglich, den Manipulatorarm seitlich relativ zur Endoskopspitze anzustellen. Es bietet sich daher an, im Arbeitskanal des Arms ein zusätzliches Greifinstrument zur Gewebemanipulation zu führen, während die Schneidebewegungen, wie konventionell, über die Bewegung der Endoskopspitze ausgeführt werden können. Damit wird die konventionelle Bedienung des Endoskops während der Resektion nicht beeinflusst, sondern lediglich ein zusätzliches, manipulierbares Instrument zum Halten von Gewebe zur Verfügung gestellt. Eine Einschränkung bei der Bewegung des Systems stellen die unterschiedlichen Arbeitsräume von Manipulatorarm und Endoskopspitze dar. Je extremer das Endoskop ausgelenkt ist, umso weiter muss sich auch der Manipulatorarm auslenken, um diesem zu folgen. Dadurch wird die Bewegungsmöglichkeit des Manipulatorarms relativ zur Endoskopspitze in den Extrempositionen stark eingeschränkt (siehe Abbildung 7.92). Eine optimale Relativbewegung zwischen Endoskopspitze und Manipulatorarm wird bei dieser Systemvariante erreicht, wenn die Endoskopspitze wenig ausgelenkt ist. Sie eignet sich somit bevorzugt für einfach zu erreichende Läsionen.



Abbildung 7.92: SPOT Systemvariante „behind-tip-mounted“ nach dem ex-vivo Experiment. Der Manipulatorarm kann der Auslenkung der Endoskopspitze nur bis zu einem Grenzwinkel folgen

Gesteuert wird das System wie beim konventionellen Eingriff (vgl. Kapitel 3.2.2) durch einen Assistenten, der die Steuerung des Manipulatorarms sowie die Aktuierung des im Arbeitskanal geführten Instruments übernimmt. Im Vergleich zu den SPOT Varianten mit mechanischen Bedieneinheiten mit sphärischem Bedienelement sind die handgehaltenen Systemvarianten darauf ausgelegt, die Assistenz bei der Instrumentenmanipulation zu unterstützen, anstatt dem Operateur

das Durchführen autonomer MIC Eingriffe zu ermöglichen. Während bei der konventionellen Bedienung des Endoskops das Instrument lediglich translatorisch parallel zur optischen Achse bewegt werden kann, wird durch den Manipulatorarm das Anstellen sowie Abspreizen des Instruments relativ zur Endoskopspitze ermöglicht. Gesteuert wird der Manipulator über eine handgetragene Bedieneinheit (siehe Abbildung 7.93). Die zwei Bewegungsfreiheitsgrade der Manipulatorspitze werden über ein Joystick-ähnliches Bedienelement, basierend auf dem beschriebenen Master-Slave-Konzept (siehe Kapitel 7.8.1), gesteuert. Der Freiheitsgrad zum Ausstellen des Arms wird hingegen über einen zusätzlichen linearen Rastmechanismus ausgelöst. So kann dieser in beliebiger Position festgestellt werden und ermöglicht ein dauerhaftes Ausstellen des Arms, wodurch Kollisionen bei der Bewegung der Endoskopspitze verhindert werden. Das Handstück besteht zudem aus zwei Teilen, einem innengeführten Schlitten sowie dem Handgriff, in welchem der Schlitten geführt ist. Auf den Schlitten kann ein endoskopisches Standardinstrument in eine Aufnahme aufgesteckt werden. Entsprechend des verwendeten Instruments können Adapter für die Fixierung des Instruments am Schlitten direkt mitgedrückt werden. Am Handstück lässt sich der Schlitten translatorisch relativ zum Handgriffelement bewegen. Auf diese Weise lässt sich das Instrument im Arbeitskanal bzw. die Instrumentenspitze relativ zur Manipulatorspitze translatorisch bewegen. Zwischen dem Handstück und der Manipulatorspitze dient ein PTFE Schlauch als Arbeitskanal. Der Schlitten kann, nachdem das endoskopische Instrument aufgesteckt wurde, mittels eines Deckels fixiert werden. Der Deckel ist so ausgelegt, dass das Bedienelement des endoskopischen Instruments frei liegt und vom Anwender über den Daumen bedient werden kann. Die handgehaltene Einheit kann so beidhändig bedient werden, wobei die führende Hand den Schlitten greift und diesen relativ zum Handgriff verschieben kann und zudem über den Daumen den Master-Slave Controller bedient. Die zweite Hand hält den Handgriff und kann mit dem Daumen direkt das Bedienelement am endoskopischen Instrument betätigen. Das Instrument kann durch ein zusätzliches Clipselement im geschlossenen beziehungsweise geöffneten Zustand festgestellt werden. Die Systemvariante zeichnet sich durch ein kompaktes Systemdesign mit intuitivem Bedienkonzept aus, dass sich als handgetragenes System gut in den bestehenden OP-Workflow integrieren lässt. Das System eignet sich für flexible Standard-Gastroskope (ca. Ø10 mm), wobei der Außendurchmesser der Manipulatorstruktur 14,5 mm x 10,5 mm beträgt.

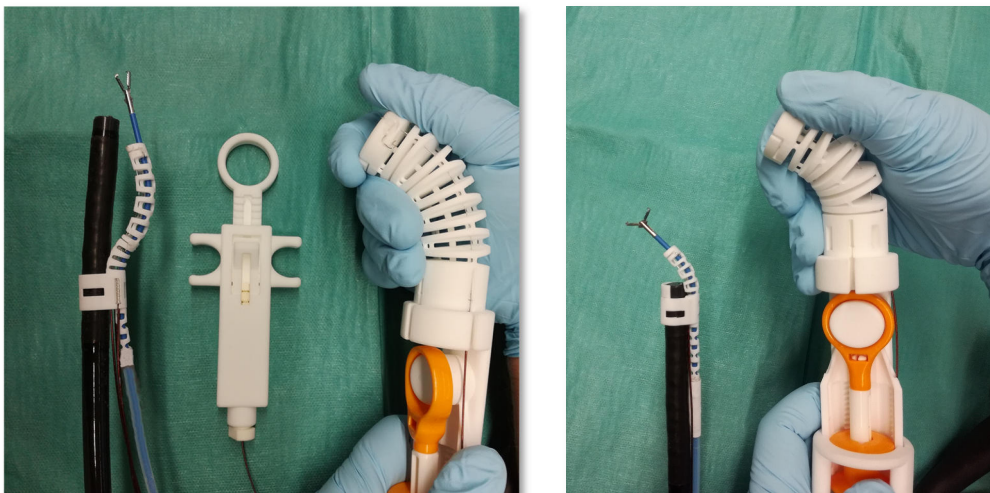


Abbildung 7.93: Handgehaltene SPOT Manipulatorsysteme: (links) „behind-tip-mounted“ Systemvariante mit drei Bewegungsfreiheitsgraden. Das Ausstellen des Manipulatorarms über den ersten Freiheitsgrad ermöglicht eine kollisionsfreie Bewegung der Endoskopspitze relativ zur Manipulatorspitze; (rechts) „tip-mounted“ Systemvariante mit zwei Bewegungsfreiheitsgraden. Das geführte Instrument wird durch den Manipulatorarm relativ zur Endoskopspitze bewegt

7.9.4 Handgehaltene endoskopische SPOT Systemvariante „tip-mounted“

Mit der „tip-mounted“ Systemvariante wurde ein Manipulatorkonzept entworfen, welches sich aufgrund der Positionierung an der Endoskopspitze besonders für Eingriffe eignet, bei denen die Endoskopspitze stark ausgelenkt werden muss. Allgemein ist diese Systemvariante universell einsetzbar, jedoch weist sie bedingt durch die Bauform einen reduzierten Arbeitsraum des Manipulatorarms auf. Durch die Befestigung an der Spitze des Endoskops, also am Ende dessen beweglichen Bereiches, konnte die Zahl der Bewegungsfreiheitsgrade um eins reduziert werden, da keine Ausstellbewegung zur Kollisionsvermeidung zwischen Endoskopspitze und Manipulatorarm benötigt wird (siehe Abbildung 7.93). Zudem kann der Manipulator kürzer ausgelegt werden. Die zwei Freiheitsgrade des Manipulators ermöglichen die Bewegung des endoskopischen Standardinstruments im halbkugelförmigen Arbeitsraum vor der Endoskopspitze im Sichtfeld der Optik des Endoskops. Die Festkörpergelenksection des Arms besteht aus alternierenden, zum Instrumentenkanal zentriert und parallel angeordneten Festkörpergelenken, die über zwei Schubstangen in den Bowdenzügen angesteuert werden. Die beiden Schubstangen sind um 90° versetzt um den Endoskopkanal angeordnet, wodurch eine nierenförmige Außenkontur des Manipulators, welche eng am Endoskop anliegt, ermöglicht wird. Der maximale Außendurchmesser des Systems beträgt 14,5 mm x 10,5 mm bei Verwendung eines Standard-Gastroskops. Zur Befestigung an der Endoskopspitze dient ein Clipelement, welches an den Durchmesser des verwendeten Standardendoskops angepasst werden kann. Dabei wird der Manipulatorarm so positioniert, dass der Abstand zum Arbeitskanal, in welchem standardmäßig das Kauterwerkzeug zum Schneiden des Gewebes geführt wird, maximiert wird. Diese Anordnung ermöglicht es, den Arbeitsraum des manipulierten Greifwerkzeugs im Arbeitskanal des Manipulators relativ zum im Arbeitskanal des Endoskops geführten Instruments optimal auszunutzen. Die Bedienung des „tip-mounted“ Systems erfolgt ebenfalls über die bereits beschriebene handgetragene Master-Slave-Bedieneinheit (vgl. „behind-tip-mounted“ Systemvariante), jedoch ohne den zusätzlichen linearen Rastmechanismus. Abbildung 7.94 zeigt die Bedienung eines „tip-mounted“ SPOT Systems in Kombination mit einem Standard-Gastroskop.

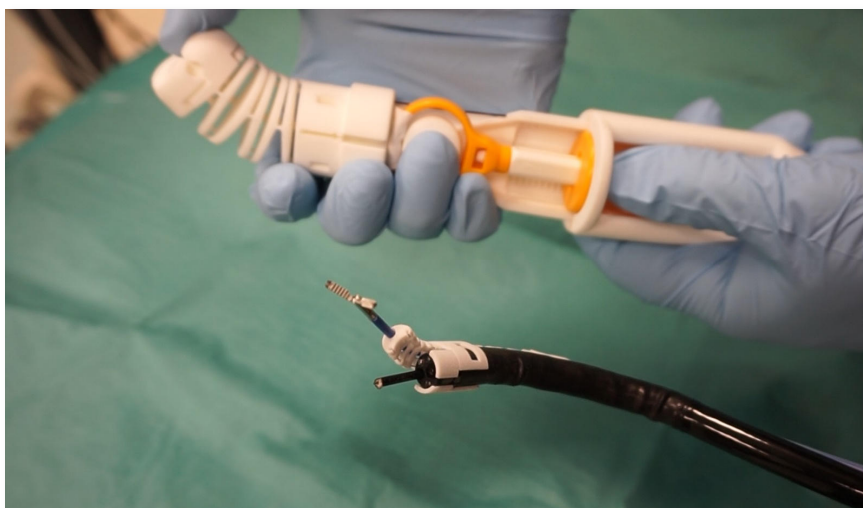


Abbildung 7.94: Bedienung eines „tip-mounted“ SPOT Systems in Kombination mit einem Standard-Gastroskop. Über den Manipulatorarm kann eine endoskopische Greifzange mit zwei Freiheitsgraden relativ zur Endoskopspitze bewegt werden. Die Schneidbewegung erfolgt, wie beim konventionellen Eingriff, über die Bewegung der Endoskopspitze

7.9.5 Weitere konzeptionelle Systemvarianten

Im Folgenden sollen anhand einer Auswahl an Beispielen weiterer Systemkonzepte die Möglichkeiten zur Anwendung der Entwurfsmethode für monolithische Manipulatorstrukturen dargestellt werden. Diese Systeme werden im Rahmen dieser Arbeit als Konzepte vorgestellt, bei denen Manipulatorstrukturen für beispielhafte Anwendungsfälle umgesetzt wurden. Eine weiterführende Evaluierung der Systemvarianten erfolgte im Rahmen dieser Arbeit nicht.

HNO Shape-Memory Manipulator

Eine Anwendung bei der Instrumente in ein Lumen eingeführt werden, um dort gezielt eine Position zu erreichen, beispielsweise für eine Resektion oder Biopsie, stellen HNO Eingriffe in der Stirnhöhle oder im Rachen dar. Für diese Eingriffstypen wurde eine schlanke Systemvariante entworfen, die auf den beschriebenen Shape-Memory Strukturen basiert und so die Programmierung verschiedener Endposen ermöglicht. Prinzipiell besteht das System aus einem Führungsrohr, welches als Edelstahlrohr oder als SLS gedrucktes Rohr vorgesehen werden kann (siehe Abbildung 7.95), der patientenindividuellen Shape-Memory Struktur sowie einem Handstück zur Aktuierung der Struktur.

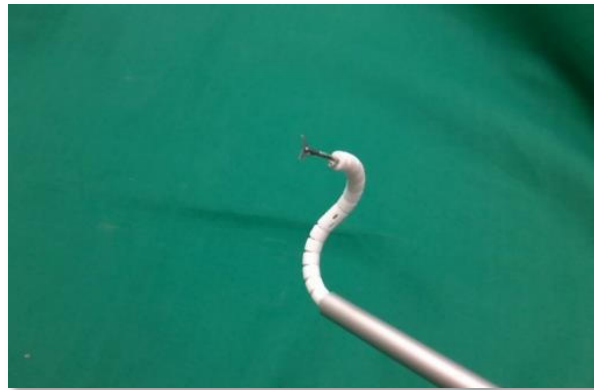


Abbildung 7.95: Shape-Memory Manipulator in einem Führungsrohrchen aus Edelstahl. Die Struktur nimmt bei der Aktuierung durch das integrierte Zugseil eine um 90° verwundene S-Biegung ein und ermöglicht so die Manipulation eines flexiblen HNO-Instruments.

In einem präoperativen Planungsprozess können eine, beziehungsweise zwei gewünschte Endposen definiert werden, um im Lumen gezielt eine Position zu erreichen. Der Querschnitt der Struktur ist dabei rund ausgelegt, wobei innen ein Instrumentenkanal für ein flexibles 1,7 mm HNO-Instrument vorgesehen ist. Für diese Konfiguration beträgt der Außendurchmesser der Manipulatorstruktur 5 mm. Abbildung 7.95 zeigt eine beispielhafte Struktur mit einer um 90° verwundenen S-Biegung. Wird die Shape-Memory Struktur aus dem Führungsrohr vorgeschoben, ist diese zunächst flexibel und kann so gut durch eine Engstelle in das Lumen eingebracht werden. Durch die Ansteuerung der integrierten Zugseile lässt sich dann die vorab definierte Endpose einnehmen. Auch wenn die Shape-Memory Struktur erst teilweise aus dem Führungsrohr geschoben wird, kann diese bereits aktuiert werden. Dies ermöglicht eine zusätzliche Manipulierbarkeit bei dieser Systemvariante. Beispielsweise kann so die Spitze der Struktur während des Einführvorgangs geschwenkt werden. Diese Funktionalität ist in Abbildung 7.96 veranschaulicht.

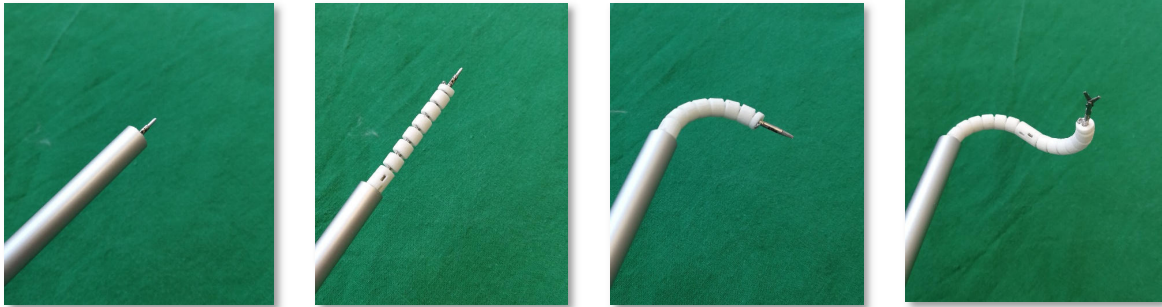


Abbildung 7.96: Möglichkeiten zur abschnittswisen Aktuierung einer in einem Edelstahlrohr geführten Shape-Memory Manipulatorstruktur

Abbildung 7.97 zeigt weitere Systemvarianten, die in ihrer Systemstruktur und Größe für den Zugang zur Blase ausgelegt wurden. Durch die verbesserten Bauteileigenschaften durch eine Nachbehandlung mittels Oberflächenglättens speziell bei dünnwandigsten Strukturen, lassen sich kleinste Manipulatorstrukturen realisieren. Zusätzlich wurde eines der Systeme nachträglich gefärbt. In der Bachelorarbeit von Thomas Riedel (2019) wurden diesbezüglich Standard-Nylon-Textilfarbstoffe hinsichtlich Zytotoxizität untersucht und potenziell geeignete Farbstoffe identifiziert. Für den lösungsmittelbasierten Oberflächenglättungsprozess wurde in einem zertifizierten externen Labor ein Zytotoxizitätstest nach ISO 10993-5 und 10993-12 veranlasst, wobei für SLS gefertigte geglättete Bauteile keine negativen zytotoxischen Effekte nachgewiesen werden konnten.

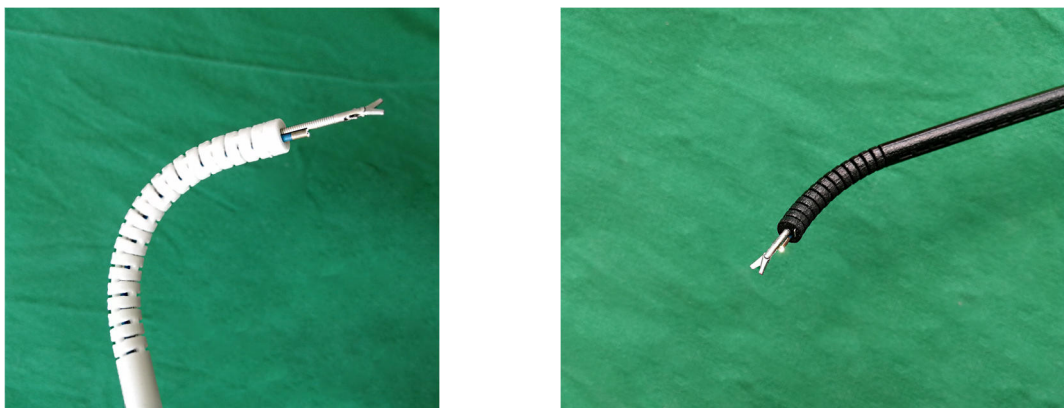


Abbildung 7.97: Systemvarianten mit 4,5 mm Außendurchmesser und zwei Arbeitskanälen für eine Mikrokamera minnieScope-XS (Enable Inc., Redwood City, USA) mit 1,4 mm Durchmesser und ein flexibles Instrument mit einem Durchmesser von 1,8 mm: (links) mit zwei Bewegungsfreiheitsgraden über alternierende Festkörpergelenke, (rechts) mit einem in der Ebene abwinkelbaren Bewegungsfreiheitsgrad

8. Experiment

Im Zuge der Entwicklung der individualisierten selektiv lasergesinterten Manipulatorstrukturen wurden die Systeme regelmäßig hinsichtlich ihrer funktionellen und mechanischen Eigenschaften untersucht. Im Folgenden wird eine experimentelle Untersuchung der Positioniergenauigkeit für die automatisiert entworfenen monolithischen Shape-Memory Strukturen vorgestellt. Darüber hinaus wird die Evaluierung von Manipulatorvarianten am ex-vivo Versuch für verschiedene Anwendungsfälle gezeigt.

8.1 Experimentelle Untersuchung der Positioniergenauigkeit von Shape-Memory Strukturen in Abhängigkeit der geometrischen Gestaltung der Kontaktflächen

Beim automatisierten Entwurf der sogenannten Shape-Memory Strukturen wird eine monolithische Festkörpergelenkstruktur in ihrer geometrischen Form so ausgelegt, dass sie in ihren Endanschlagspositionen gezielt vordefinierte Posen einnehmen kann. Beim automatisierten Entwurf werden fertigungsbedingte Grenzparameter, wie minimale Spaltmaße, minimale Wandstärken und die Konturgenauigkeit in Abhängigkeit vom Laserfokussdurchmesser bei der Berechnung der Geometrie berücksichtigt. Dennoch treten bei der Fertigung mittels SLS und beim Nachbearbeiten fertigungsbedingte Ungenauigkeiten bei der Bauteilgeometrie auf. Außerdem ist für das entwickelte Konzept für das Erreichen der Endposen die Position der Seilzüge relativ zu den Festkörpergelenken von entscheidender Bedeutung. Um die Auswirkungen dieser Effekte auf die Positioniergenauigkeit von mittels SLS gefertigten Shape-Memory Strukturen in Abhängigkeit verschiedener Kontaktflächengeometrien beurteilen zu können, werden die Bewegungen der additiv gefertigten Probekörper mit Hilfe eines optischen Trackingsystems vermessen (Krieger et al. 2019).

Fragestellung: Es soll untersucht werden, wie genau die ausgelenkte Endpose von mittels SLS gefertigter Festkörpergelenkstrukturen mit dem Berechnungsmodell übereinstimmt. Durch ungenau abgebildete Kanten aufgrund des Fertigungsprozesses kommt es zu einem veränderten Anschlagswinkel. Es soll untersucht werden, welchen Einfluss größere Kontaktflächen bzw. aufwendigere Kontaktgeometrien, wie integrierte Verzahnungen, auf die Positioniergenauigkeit haben.

Hypothese: Die Genauigkeit der Auslenkung hängt von der Summe der einzelnen erreichten Auslenkwinkel pro Festkörpergelenksegment ab, welche durch die Art der Kontaktflächen beeinflusst werden können. Es soll der Einfluss größerer Kontaktflächen und komplexerer Kontaktstrukturen mit integrierter Verzahnung auf die Positioniergenauigkeiten für die Strukturspitze untersucht werden, wobei eine Verbesserung der Positioniergenauigkeiten durch größere Kontaktflächen vermutet wird.

Materialien: Die Messung der Position der Spitze der Festkörpergelenkstruktur erfolgt mittels eines optischen Trackingsystems bestehend aus einer Polaris Vicra Stereokamera (NDI Medical, Waterloo, Kanada) und Glaskugel-Trackern. Zur Bestimmung der Ausrichtung des Testkörpers wird ein Tracker mit drei Glassphären verwendet, der an der Basis fixiert wird. Zusätzlich wird an der Strukturspitze eine einzelne Trackerkugel befestigt. Alle untersuchten Probekörper wurden mit einer EOS Formiga P100 mit dem Material PA2200 gefertigt (EOS, Krailling, Deutschland). Als Basis zum Einspannen der Festkörper wird eine ebenfalls SLS gefertigte Aufnahme verwendet. Zur Aktuierung der Struktur über einen Seilzug wird ein HEBI X5-4 Series-Elastic Aktuator modul verwendet (HEBI Robotics, Pittsburgh, USA).

Versuchsparameter: Es wurden verschiedene Festkörpergelenkstrukturen für eine vorgegebene Endpose untersucht. Als vorgegebene Endpose wurde ein ebener Viertelkreis mit einem Radius von 50 mm gewählt (siehe Abbildung 8.1). Eine ebene Kontur wurde als Vorgabe für die Probekörper gewählt, da die Auslenkung in einer Ebene dazu führt, dass alle Winkelfehler in eine Richtung seriell addiert werden. Somit stellt diese Konfiguration einen kritischen Anwendungsfall dar. Die Probekörper werden mit rundem Querschnitt generiert.

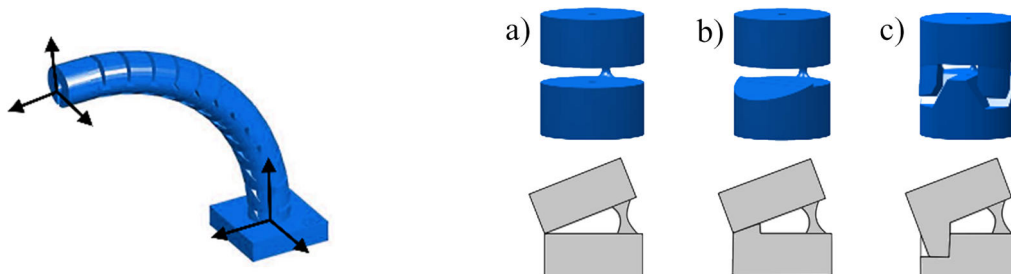


Abbildung 8.1: Testkörper zur Messung der Positioniergenauigkeit der Strukturspitze mit varierten Kontaktflächengeometrien: (a) Punktkontakt, (b) Flächenkontakt, (c) Verzahnung

Neben der Kontaktflächengeometrie wurde zusätzlich die Anzahl an Festkörpergelenksegmenten für jeden Probekörpertyp zwischen sieben und zwölf Elementen variiert, um unterschiedliche Strukturentwürfe zu berücksichtigen. Pro Kontaktflächentyp wurden 16 Probekörper getestet ($n=48$). Der Versuch ist auf die Messung der Position der Strukturspitze bzw. des Endeffektors beschränkt. Für Testkörpervarianten mit verschiedenen ausgelegten Kontaktflächengeometrien (Punktkontakt, Flächenkontakt, Verzahnung (siehe Abbildung 8.1)) soll eine quantitative Aussage über die Genauigkeit der Position der Strukturspitze getroffen werden.

Methoden: Für die Messergebnisse wurden der Mittelwert und die Standardabweichung bestimmt. Der Vergleich der Mittelwerte erfolgt mittels einseitigem Zweistichproben t-Testes. Das Signifikanzniveau soll hierbei 0,01 betragen.

Versuchsaufbau: Für die Messung wird an den Probekörpern der Glaskugel-Tracker fixiert. Anschließend wird der Probekörper in die Aufnahme gesteckt und der Seilzug mit dem Aktuatormodul verbunden. Die Auslenkung erfolgt über den Series-Elastic-Link Motor, der die Möglichkeit bietet, das anliegende Moment auszugeben. Bei der Ansteuerung wird die Struktur ausgelenkt, bis die Anschlagposition durch den überproportionalen Anstieg der Zugkraft detektiert wird. Anschließend wird die Zugkraft definiert um konstante 5 N erhöht. Über die Stereokamera wird die Position der Referenztracker an der Basis sowie der Tracker an der Strukturspitze gemessen (siehe Abbildung 8.2). Die Lage des Probekörpers relativ zum Referenztracker ist durch das formschlüssige Einstecken des Probekörpers in die Aufnahme definiert.

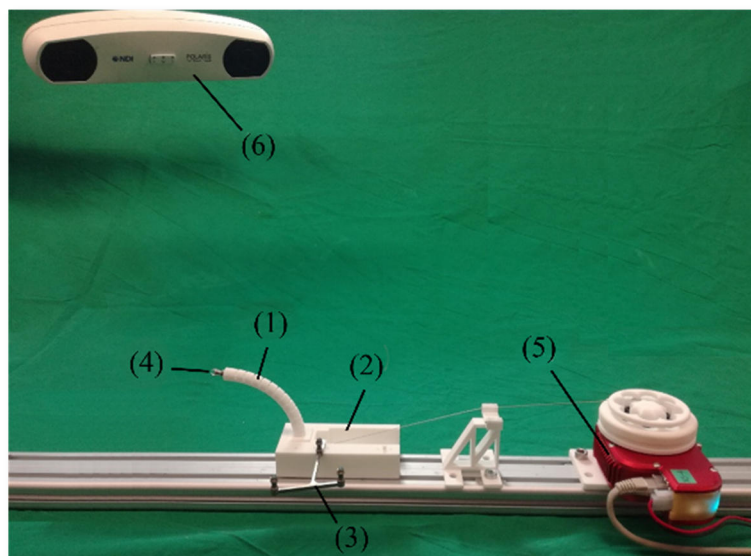


Abbildung 8.2: Versuchsaufbau zur Messung der Positioniergenauigkeit der Strukturspitze mittels eines optischen Trackingsystems: (1) Probekörper mit variierten Kontaktflächentypen, (2) Basis mit Aufnahme für den Probekörper, (3) Referenztracker, (4) Trackerkugel an der Strukturspitze, (5) Series-Elastic-Link Motor, (6) optische Tracking Kamera (Bild entnommen aus: Krieger et al. 2019)

Ableitung der Ergebnisse aus den Messwerten: Der Positionsfehler wird ermittelt, indem die gemessene Position mit der Trackerkugel an der Strukturspitze $\mathbf{p}_{TCP,meas}$ mit der theoretischen Position $\mathbf{p}_{TCP,target}$, die als Vorgabe für den automatisierten Entwurf der Strukturen vorgegeben wurde, verglichen wird. Die homogene Transformationsmatrix ${}^{target}\mathbf{T}_{ref}$ zwischen dem Referenztracker (*ref*) und dem Bezugskoordinatensystem des Probekörpers (*target*) ergibt sich aus der Geometrie der Aufnahme. Somit lässt sich der Positionsfehler e wie folgt berechnen:

$${}^{target}\mathbf{p}_{TCP,meas} = {}^{target}\mathbf{T}_{ref} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{ref}^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{p}_{TCP,meas} \quad (8.1)$$

$$e = \left| {}^{target}\mathbf{p}_{TCP,target} - {}^{target}\mathbf{p}_{TCP,meas} \right| \quad (8.2)$$

Die Fehlerberechnung erfolgt in MATLAB (MathWorks, Natick, USA). Tabelle 8.1 zeigt den Mittelwert und die Standardabweichung des absoluten Positionsfehlers für die drei Probekörpertypen. Für den Probekörper mit Punktkontakt beträgt der Mittelwert des gemessenen Positionsfehlers 7,8 mm mit einer Standardabweichung von 3,4 mm, während bei Flächenkontakt ein mittlerer Fehler von 2,8 mm bei einer Standardabweichung von 0,9 mm und bei Probekörpern mit integrierter Verzahnung ein mittlerer Fehler von 2,5 mm bei einer Standardabweichung von 1,3 mm auftritt.

Tabelle 8.1: Messergebnisse für den absoluten Positionsfehler für die drei verschiedenen Kontaktgeometrien (angelehnt an: Krieger et al. 2019)

Kontaktflächengeometrien	n	Mittelwert in mm	Standardabweichung in mm
Punktkontakt	16	7,8	3,4
Flächenkontakt	16	2,8	0,9
Verzahnung	16	2,5	1,3

Ein Vergleich mittels einfaktorieller Varianzanalyse zeigt einen Unterschied der Mittelwerte der Stichproben. Unter Annahme von Normalverteilung und gleicher Varianz können die einzelnen Mittelwerte durch einen t-Test verglichen werden, wobei ein signifikanter Unterschied für ein Signifikanzniveau von 0,01 zwischen den untersuchten Probekörpern mit Punktkontakt und Flächenkontakt ($t_{krit}(0,99, 30) = -2,457$; $t = -5,687$) sowie zwischen Punktkontakt und Verzahnung ($t_{krit}(0,99, 30) = -2,457$; $t = -5,824$) vorliegt. Die Messwerte für die Probekörper mit Flächenkontakt und die mit integrierter Verzahnung weisen keinen signifikant nachweisbaren Unterschied auf ($t_{krit}(0,99, 30) = -2,457$; $t = -0,759$).

Zusammenfassung und Diskussion der Ergebnisse: Es wird deutlich, dass die Art der Kontaktgeometrie der Anschläge an den Zwischenelementen von entscheidender Bedeutung ist im Hinblick auf die Genauigkeit der Auslenkung von real additiv gefertigten Festkörpergelenkstrukturen. Die Realisierung möglichst großer Anschlagflächen bietet hier Vorteile, da der Einfluss fertigungsbedingter Ungenauigkeit bei der Abbildung von Konturkanten reduziert wird. Darüber hinaus bieten aufwendigere Kontaktstrukturen, wie integrierte Verzahnungen, das Potential die Torsionssteifigkeit der Gesamtstruktur speziell im ausgelenkten Zustand zu erhöhen, wodurch die Positionsgenauigkeit für die Strukturspitze erhöht wird. Laserfokusbereich (ca. 450 μm) sowie Pulverkorndurchmesser (ca. 56 μm) beeinflussen die Konturgenauigkeit stark und müssen daher bei der Auslegung der Geometrien beim automatisierten Entwurfsprozess berücksichtigt werden. Unter Berücksichtigung der Fertigungsmethode bietet der Entwurf funktionaler Kontaktgeometrien jedoch ein großes Potenzial für die Optimierung der Shape-Memory Strukturen. Anzumerken ist, dass bei diesem Experiment lediglich die Endposition der Strukturspitze gemessen wurde. Die Größenordnung des ermittelten absoluten Positionsfehlers der Spitze lässt zwar eine Abschätzung der Größenordnung des Fehlers der Abweichung entlang der gesamten Kontur zu, eine Messung der resultierenden Gesamtpose der ausgelenkten Festkörpergelenkstruktur sollte zukünftig jedoch beispielsweise mittels optischer 3D Messtechnik angestrebt werden.

8.2 Evaluation der elektrischen Ansteuerung für das endoskopische SPOT System am explantierten Schweinemagen (ex-vivo)

Neben den rein mechanischen Bedienkonzepten wurden in dieser Arbeit auch Lösungskonzepte für eine elektrische Ansteuerung der individualisierten Manipulatorstrukturen untersucht. Für die endoskopische SPOT Variante wurde in diesem Zusammenhang die Ansteuerbarkeit mittels der in 7.8.2 beschriebenen elektrischen Bedieneinheit untersucht. Der Versuch ist auch in Krieger et al. (2018) beschrieben.

Fragestellung: Lässt sich eine ESD ex-vivo am explantierten Schweinemagen mittels eines zweiarmigen endoskopischen SPOT Systems mit elektrisch robotischer Ansteuerung erfolgreich durchführen? Dieser erste Test zur Evaluation des elektrischen Ansteuerungskonzepts wird mit den Ergebnissen der rein mechanischen Ansteuerung (Roppenecker 2017; Krieger et al. 2017) verglichen.

Hypothese: Mittels eines elektrisch angesteuerten zweiarmigen endoskopischen SPOT Manipulators lässt sich eine ex-vivo ESD vergleichbar gut durchführen wie mittels eines rein mechanisch angesteuerten SPOT Systems.

Materialien: Die Versuche wurden jeweils unter Verwendung eines zweiarmigen SPOT Manipulatorsystems und zwei elektrischen Bedieneinheiten (vgl. Kapitel 7.8.2) durchgeführt. In den Arbeitskanälen der Manipulatorarme wurden dabei rechts ein HF-Messer (KD-611L, Olympus, Tokyo, Japan) und links eine endoskopische Greifzange geführt. Die Versuche erfolgten am

explantierten Schweinemagen. Das Unterspritzen der Läsion erfolgte mit Indigocarmin-Kochsalzlösung.

Versuchsparameter: Es wurden neun Laborversuche von ungeübten Probanden am offenen Schweinemagen durchgeführt ($n_U = 9$). Zusätzlich wurden zwei ESDs am geschlossenen Schweinemagen im Laborversuch vom klinischen Projektpartner durchgeführt ($n_E = 2$).

Methoden: Für die durchgeführten ex-vivo ESDs wurden jeweils die benötigten Resektionszeiten und das Auftreten von Perforationen dokumentiert. Diese können mit den Vergleichswerten für rein mechanisch aktuierten endoskopischen SPOT Systemen (Krieger et al. 2017a) verglichen werden. Der Vergleich der Mittelwerte erfolgt mittels einseitigen Zweistichproben t-Tests. Das Signifikanzniveau soll hierbei 0,01 betragen.

Versuchsaufbau: Die Durchführung des ex-vivo Versuchs erfolgte zunächst entsprechend dem in Krieger et al. (2017a) vorgestellten Setup am explantierten offenen Schweinemagen. Die Visualisierung des Situs erfolgte bei der vereinfachten ex-vivo ESD Prozedur über ein im Endoskopkanal des SPOT Systems geführtes, starres Endoskop (7230 FA, Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland) im Test OP Saal des Lehrstuhls MiMed der TU München (siehe Abbildung 8.3). Es wurden jeweils Läsionen mit einem Durchmesser von ca. 19 mm markiert, unterspritzt und anschließend im Versuch resektiert.

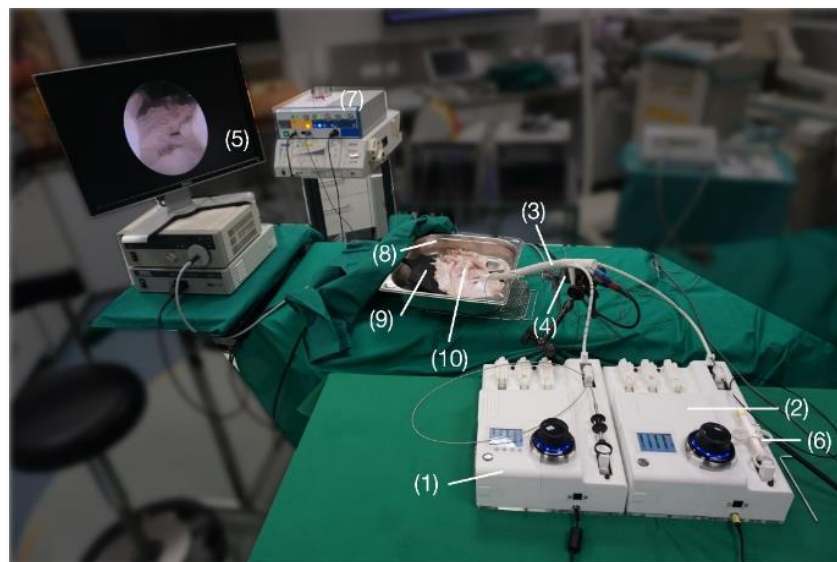


Abbildung 8.3: Versuchsaufbau für das Experiment zur Durchführung einer ex-vivo ESD mit einem elektrisch angesteuerten SPOT Manipulator am explantierten Schweinemagen im MiMed Test OP: (1-2) Elektrische Bedieneinheit, (3) endoskopischer SPOT Manipulator, (4) Endoskop, (5) Bildschirm mit Endoskopbild, (6) endoskopisches Instrument, (7) HF-System für Kautermesser, (9) Gegenelektrode für Kauter, (10) explantierter Schweinemagen (Bild entnommen aus: Krieger et al. 2018)

Darüber hinaus wurde das System von Seiten des klinischen Projektpartners (Forschergruppe Interventionelle und Experimentelle Endoskopie (InExEn) um Professor Meining (Uniklinikum Ulm; heute: Uniklinikum Würzburg) anhand von zwei ESDs am geschlossenen Schweinemagen im Testlabor InExEn am Uniklinikum Ulm getestet. Hierbei wurde zur Visualisierung ein flexibles Standard-Gastroskop verwendet (Olympus 160, Olympus, Tokio, Japan). Der explantierte Schweinemagen wurde am Magenausgang vernäht, um eine Insufflation zu ermöglichen (siehe Abbildung 8.4 (a)). Neben einer Läsion mit einem Durchmesser von ca. 19 mm erfolgte zusätzlich eine Resektion einer größeren Läsion mit ca. 30 mm Durchmesser mit Hilfe des elektrischen SPOT Systems.

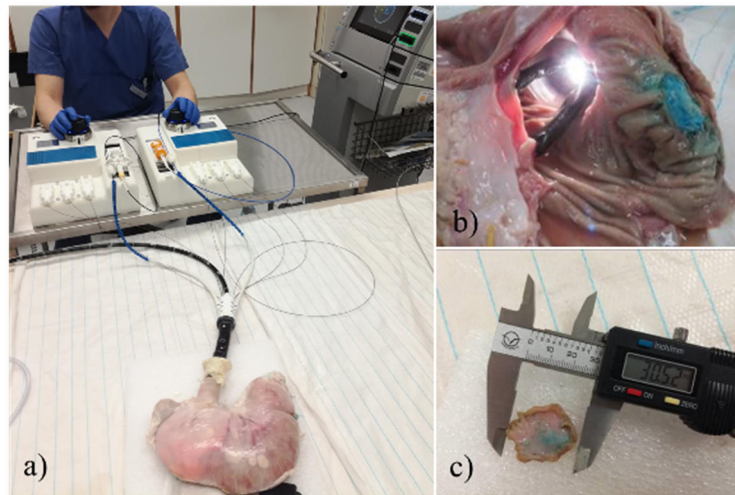


Abbildung 8.4: Versuchsaufbau für das Experiment zur Durchführung einer ex-vivo ESD mit einem elektrisch angesteuerten SPOT Manipulator am explantierten Schweinemagen im InExEn Testlabor: (a) Experimenten-Setup mit insuffliertem Schweinemagen, (b) geöffneter Magen nach erfolgreicher ESD mit nicht perforierter Resektionsstelle, (c) Resektat (Bild entnommen aus: Krieger et al. 2018)

Ableitung der Ergebnisse aus den Messwerten: Bei den neun Laborversuchen der ungeübten Probanden betrug der Mittelwert der für die Resektionen benötigten Zeit 11,8 min mit einer Standardabweichung von 5,9 min. Hierbei traten keine Perforationen auf. Die durch den klinischen Projektpartner durchgeführten Versuche ergaben eine Resektionszeit von 10,2 min für die Ø19 mm Läsion und eine Resektionszeit von 12,8 min für die Ø30 mm Läsion. Es wurden bei der Nachkontrolle der Resektionsstellen ebenfalls keine Perforationen entdeckt. Unter der Annahme von Normalverteilung und gleicher Varianz kann der Mittelwert durch einen zweiseitigen t-Test mit den Messwerten des rein mechanischen Bedienkonzepts aus Krieger et al. (2017a) verglichen werden ($n_{\text{mech}}=25$, Mittelwert und Standardabweichung der Resektionszeit im ex-vivo Versuch mit rein mechanischem Manipulator: 6,5 min \pm 3,9 min). Es wurde ein Signifikanzniveau von 0,01 vorausgesetzt. Hierbei wurden die zehn Versuche mit einer Läsionsgröße von ca. 19 mm zusammengefasst ($n_{\text{elekt}}=10$, Mittelwert und Standardabweichung der Resektionszeit im ex-vivo Versuch mit elektrisch aktuiertem Manipulator: 11,6 min \pm 5,5 min). Beim Vergleich der Mittelwerte wird deutlich, dass die durchschnittliche Resektionszeit bei den Versuchen mit elektrischer Bedieneinheit etwas höher liegt als bei den Versuchen mit rein mechanischer Bedieneinheit. Die Auswertung des beidseitigen t-Tests zeigt, dass unterschiedliche Mittelwerte vorliegen ($t_{\text{krit}}(0,99, 33) = -2,733$; $t = -3,101$).

Zusammenfassung und Diskussion der Ergebnisse: Es konnte anhand der Versuche gezeigt werden, dass eine ESD mittels der endoskopischen SPOT Systeme auch mit elektrischem Bedienkonzept erfolgreich durchführbar ist. Der direkte Vergleich mit dem rein mechanischen Bedienkonzept zeigt jedoch längere, aber nach wie vor akzeptable Operationszeiten. Als Ursache könnte, nach der Befragung der Probanden, eine ergonomischere Bedienung des rein mechanischen Systems aufgrund der haptischen Rückmeldung über die Bedienkräfte, der direkten Bewegungsübertragung und der größeren Auslenkwinkel zur Ansteuerung am Bedienelement im Vergleich zu den verwendeten 3D Mäusen beim elektrischen System zugrunde liegen. Der tiefere Vergleich der beiden Ansteuerungskonzepte könnte zukünftig detaillierter untersucht werden.

8.3 Evaluierung der entworfenen Manipulatorsystemvarianten im ex-vivo Versuch

Um die Anpassbarkeit der entwickelten Systeme an variierende klinische Anwendungsfälle zu untersuchen, wurden endoskopische Submukosadissektionen (ESD) anhand unterschiedlicher Lokalisationen im Magen sowie im Darm simuliert. Die ESD stellt eine effektive Behandlungsmethode für Frühkarzinome dar, es handelt sich dabei jedoch um ein anspruchsvolle und dadurch zeitaufwändige Operationstechnik (De Ceglie et al. 2016). Die Eingriffe erfolgten ex-vivo im Experimenten-Setup mit explantiertem Schweinemagen und -darm. Vor dem Hintergrund des schnellen automatisierten Entwurfsprozesses für individualisierte Manipulatoren wurden ausgehend von der endoskopischen zweiarmigen SPOT (Single Port Over Tube) Variante iterativ Systeme entworfen und gefertigt, die an die Herausforderungen der jeweiligen Lokalisationen angepasst wurden. Auf diese Weise entstand eine Evolutionsserie der SPOT Manipulatorstrukturen, deren Untersuchung im Folgenden beschrieben wird (siehe Walter et al. 2021).

Fragestellung: Ausgehend von der bisherigen Evaluierung der endoskopischen zweiarmigen Manipulatoren (Zizer et al. 2016; Roppenecker 2017; Krieger et al. 2017a), bei denen die Einsetzbarkeit eines monolithischen, selektiv lasergesinterten Manipulators für minimalinvasive Eingriffe anhand einer in-vivo ESD nachgewiesen werden konnte, wird nun die Individualisierbarkeit der Systeme untersucht. Anhand ex-vivo Versuchen soll untersucht werden, inwieweit an den medizinischen Anwendungsfall adaptierte Manipulatorsysteme vorteilhaft eingesetzt werden können. Der Fokus der Untersuchung liegt dabei auf der Evaluierung der Durchführbarkeit endoskopischer Eingriffe mit Hilfe neuartiger SPOT Systemvarianten.

Hypothese: Mit Hilfe des entwickelten automatisierten Entwurfsprozesses lassen sich monolithische Manipulatoren mit verschiedenen charakteristischen Systemeigenschaften herstellen. Es wird erwartet, dass die Systemvarianten bei gastroenterologischen Eingriffen in Kombination mit endoskopischem Standardinstrumentarium unterstützend einsetzbar sind und je nach Konfiguration vorteilhafte Eigenschaften bei spezifischen Anwendungsfällen zeigen.



Abbildung 8.5: Standard-Gastroskop in Inversion mit „tip-mounted“ SPOT Manipulator

Materialien: Es wurden sechs Systemvarianten entworfen und mittels SLS gefertigt. Diese sind in Abbildung 8.7 gezeigt und umfassen eine zweiarmige und eine einarmige SPOT Variante für ein Standard-Gastroskop (ca. Ø10 mm) sowie eine zwei- und eine einarmige SPOT Variante mit integriertem Endoskopkanal für pädiatrische flexible Endoskope (ca. Ø6 mm). Außerdem wurden speziell für den Einsatz bei anspruchsvollen Lokalisationen, wie beispielsweise Läsionen, die mit dem Gastroskop nur in Inversion erreichbar sind, noch schlankere Systeme entworfen. Diese kompakten Systemvarianten schränken die Bewegung der Endoskopspitze weniger ein, da auf eine Schaftstruktur verzichtet werden kann. Hierbei wurden die einzelnen Manipulatorarme als „tip-mounted“ und „behind-the-tip-mounted“ Konfigurationen entworfen (genauere Übersicht zu den Systemvarianten siehe Kapitel 7.9). Die Algorithmen zum automatisierten Entwurf von SLS gefertigten monolithischen Manipulatorstrukturen ermöglichten hier eine schnelle Auslegung und

Realisierung der neuen Systemvarianten. Die SLS gefertigten Manipulatorsysteme wurden in Kombination mit einem Standard-Gastroskop (Olympus GIF HQ160, Olympus, Tokio, Japan) beziehungsweise einem pädiatrischen Gastroskop (Olympus GIF-XP160N, Olympus, Tokio, Japan) eingesetzt. Die ESDs am Magen wurden im ex-vivo Schweinmodell durchgeführt. Für die ESDs am Darm wurde ebenfalls ein explantiertes Schweineorgan verwendet. Versuche erfolgten im Versuchslabor der klinischen Forschergruppe Interventionelle und Experimentelle Endoskopie (InExEn) um Professor Meining (Uniklinikum Ulm; heute: Uniklinikum Würzburg).

Versuchsparameter: Es wurden 28 ESDs am ex-vivo Modell durchgeführt (7 Antrum, 7 Corpus, 7 Coecum, 7 Rektum). Durch die unterschiedlichen Lokalisationen wurden verschiedene Randbedingungen und Schwierigkeitsgrade abgebildet. Im Corpus wurden die Läsionen jeweils so platziert, dass der minimalinvasive Eingriff in Inversion, also einer um rund 180° ausgelenkten Gastroskopspitze, erfolgen musste (vgl. Abbildung 8.5). Die Eingriffe am Coecum wurden durch einen künstlichen Modellzugang simuliert (siehe Abbildung 8.8 (c)), an dessen Ende der explantierte Schweinedarm fixiert wurde.

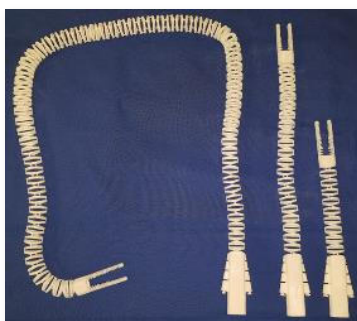


Abbildung 8.6: Zweiarmige SPOT Manipulatorvarianten für die verschiedenen untersuchten Lokalisationen (Coecum, Antrum und Corpus, Rektum)

Insgesamt wurden die sechs in Abbildung 8.7 dargestellten SPOT Systemtypen variiert (zweiarmiges SPOT System mit 10 mm-Gastroskop, zweiarmiges SPOT System mit 6 mm-Gastroskop, einarmiges SPOT System mit 10 mm-Gastroskop, einarmiges SPOT System mit 6 mm-Gastroskop, „behind-tip-mounted“ SPOT Manipulator, „tip-mounted“ SPOT Manipulator) (vgl. Kapitel 7.9). Zusätzlich wurde pro Lokalisation eine konventionelle ESD als Vergleich durchgeführt.

Methoden: Die Effizienz des jeweiligen Verfahrens wurde durch Berechnung des Verhältnisses der resezierten Fläche über die Zeit (cm^2/min) beurteilt. Im Umfang dieser Arbeit konnte für jeden Anwendungsfall nur ein Versuch durchgeführt werden. Aufgrund der sehr geringen Stichprobenanzahl ist eine statistische Auswertung zwischen den einzelnen Versuchen nicht sinnvoll möglich. Die Auswertung und qualitative Beurteilung erfolgt hinsichtlich der Durchführbarkeit der Interventionen und der Abtragsrate je nach Systemtyp.

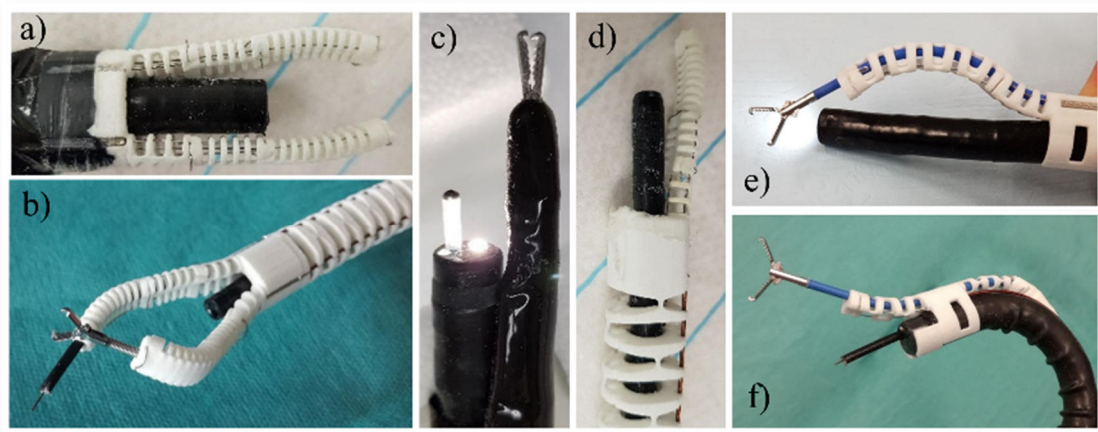


Abbildung 8.7: Im Experiment untersuchte SPOT Systemvarianten: (a) zweiarmiges SPOT System mit Standard-Gastroskop, (b) zweiarmiges SPOT System mit pädiatrischem Gastroskop, (c) zweiarmiges SPOT System mit Standard-Gastroskop, (d) zweiarmiges SPOT System mit pädiatrischem Gastroskop, (e) „behind-tip-mounted“ SPOT Manipulator mit Standard-Gastroskop, (f) „tip-mounted“ SPOT Manipulator mit Standard-Gastroskop (Bild entnommen aus: Walter et al. 2021)

Versuchsaufbau: Bei der Durchführung der Versuche wurde der Schweinemagen bzw. der Schweinedarm zunächst umgestülpt, um eine vergleichbare Markierung für eine ca. 30 mm große Läsion zu setzen. Hierfür wurden in Antrum, Corpus, Rektum bzw. Coecum mit einer HF-Markierungsnadel (Marking Probe, Ovesco, Tübingen, Germany) jeweils eine Umrandung um ein 50 Cent Stück markiert (siehe Abbildung 8.8 (a)). Magen bzw. Darm wurden dann zurückgedreht und vernäht. Anschließend wurde das verwendete System mit dem jeweilig entsprechenden Endoskop in das ex-vivo Modell eingeführt. Bei der Verwendung von zweiarmigen Systemen wurde das Gastroskop in einer um den Abdomen des Operators befestigten Docking Station fixiert (ScopeDoc, Wilson Cook, Bloomington, USA). Somit konnte die Bedieneinheit mit beiden Händen über die sphärischen Bedienelemente gesteuert werden. Die Operationen wurden entweder von einem Operateur mit ausgewiesener jahrelanger Endoskopie Erfahrung durchgeführt oder im Falle der einarmigen Systeme und der konventionellen ESD unter Mithilfe eines zusätzlichen erfahrenen Assistenten. Vor der Resektion wurde die markierte Läsion mit einer Inzisionsnadel über den Arbeitskanal des Gastroskops mit Indigocarmin-Kochsalzlösung unterspritzt (siehe Kapitel 3.2.2). Bei zweiarmigen Systemvarianten wurde im Arbeitskanal des rechten Manipulatorarms ein HF-Messer (Hook-Knife, KD-625QR, Olympus, Tokio, Japan) geführt. In den Arbeitskanal des linken Manipulatorarms wurde eine endoskopische Greifzange eingeführt (Remove Grasper, Ovesco, Tübingen, Deutschland). Bei der Verwendung des Endoskops mit 6 mm Außendurchmesser musste aufgrund des kleineren Arbeitskanals mit nur 2 mm Durchmesser die Spitze einer HF-Schlinge als Schneidwerkzeug verwendet werden (Medwork, Höchststadt, Deutschland). Nach der Resektion wurden die Resektate geborgen und hinsichtlich Durchmesser und einer erfolgreichen en-bloc Resektion beurteilt. Als Parameter jeder durchgeführten ESD wurden die anatomische Lokalisation, die durchgeführte ESD Technik mit dem jeweiligen System, die Resektionszeit, die Durchführbarkeit einer en-bloc Resektion, unerwünscht aufgetretene Ereignisse und sonstige Vorkommnisse dokumentiert.

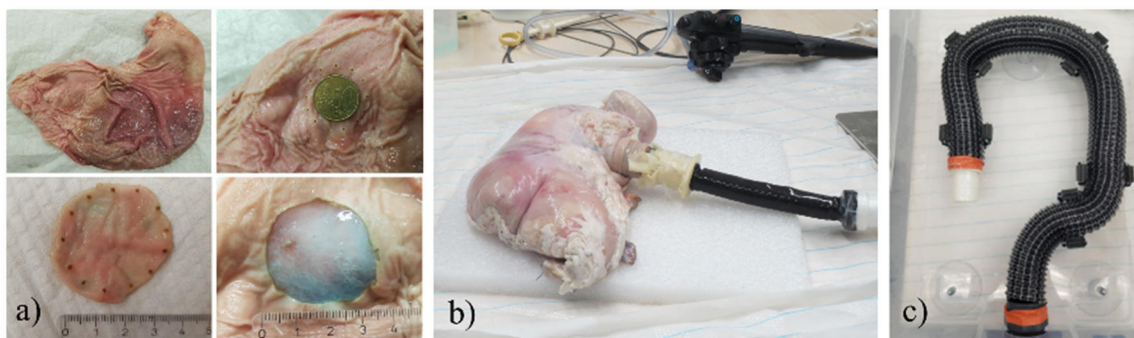


Abbildung 8.8: Versuchssetup für die unterschiedlichen ESD Szenarien: (a) Markieren der Läsion (Bild entnommen aus: Walter et al. 2021), (b) ESD im am Magenausgang zugenähten explantierten Schweinemagen, (c) Simulierter Zugang zum Coecum

Ableitung der Ergebnisse aus den Messwerten: Von den 28 ESDs (7 Antrum, 7 Corpus, 7 Coecum, 7 Rektum) konnten 21 erfolgreich durchgeführt werden. In vier Fällen war dabei das pädiatrische 6 mm-Endoskop zu fragil für ein zuverlässiges Erreichen der Läsion. In drei Fällen war die ESD mit dem entsprechenden Manipulator nicht vollständig durchführbar. Tabelle 8.2 und Tabelle 8.3 zeigen die dokumentierten Ergebnisse für die jeweiligen Lokalisationen. Alle komplett durchgeführten ESDs wurden en-bloc entfernt. Bei den Eingriffen, bei denen ein SPOT System verwendet wurde, sind keine Perforationen aufgetreten. Die zweiarmigen Systeme wurden durch den Operateur positiv bewertet, da diese eine autonome, bimanuelle Durchführung einer ESD ermöglichen. Die „tip-mounted“ Systemvariante wurde wegen der universellen Einsetzbarkeit und speziell aufgrund des Ansteuerungskonzepts als sehr positiv bewertet.

Tabelle 8.2: Experimentergebnisse für die am explantierten Schweinemagen durchgeführten ex-vivo ESDs (angelehnt an: Walter et al. 2021)

<i>Location</i>	<i>Technique</i>	<i>Endoscope</i>	<i>Manipulator arms</i>	<i>En-bloc resection (y/n)</i>	<i>Resection Time (in min)</i>	<i>Resected area/time (in cm²/min)</i>	<i>Adverse events/ comments</i>
Antrum	Standard	Standard	n/a	y	22.25	0.32	none
	Overtube	Standard	1	y	13.26	0.53	none
	Overtube	Pediatric	2	y	13.43	0.53	none
	Overtube	Standard	2	y	27.32	0.26	none
	Overtube	Pediatric	1	y	23.17	0.31	none
	Tip mounted	Standard	1	y	9.83	0.72	none
	Behind tip mounted	Standard	1	y	18.58	0.38	none
Corpus	Standard	Standard	n/a	y	14.72	0.48	none
	Overtube	Standard	1	n	n/a	n/a	Restricted arm movement
	Overtube	Pediatric	2	n	n/a	n/a	Endoscope too frail
	Overtube	Standard	2	n	n/a	n/a	Restricted arm movement
	Overtube	Pediatric	1	n	n/a	n/a	Endoscope too frail
	Tip mounted	Standard	1	y	7.25	0.98	none
	Behind tip mounted	Standard	1	y	19.17	0.37	none

Tabelle 8.3: Experimentergebnisse für die am explantierten Schweinedarm durchgeführten ex-vivo ESDs (angelehnt an: Walter et al. 2021)

<i>Location</i>	<i>Technique</i>	<i>Endoscope</i>	<i>Manipulator arm</i>	<i>En-bloc resection (y/n)</i>	<i>Resection Time (min)</i>	<i>Resected area/time (cm²/min)</i>	<i>Adverse events/comments</i>
Cecum	Standard	Standard	n/a	y	22.5	0.31	none
	Overtube	Standard	1	y	35.0	0.20	none
	Overtube	Pediatric	2	n	n/a	n/a	Endoscope too frail
	Overtube	Standard	2	y	9.12	0.78	none
	Overtube	Pediatric	1	n	n/a	n/a	Endoscope too frail
	Tip mounted	Standard	1	y	6.33	1.12	none
	Behind tip mounted	Standard	1	y	12.85	0.55	none
Rectum	Standard	Standard	n/a	y	16.38	0.43	none
	Overtube	Standard	1	y	18.87	0.37	none
	Overtube	Pediatric	2	y	31.67	0.22	none
	Overtube	Standard	2	y	21.93	0.32	none
	Overtube	Pediatric	1	y	12.42	0.57	none
	Tip mounted	Standard	1	y	22.02	0.32	none
	Behind tip mounted	Standard	1	n	n/a	n/a	Restricted arm movement

Zusammenfassung und Diskussion der Ergebnisse:

Anhand der vier Szenarien konnten Systemvarianten mit verschiedenen Eigenschaften getestet werden. Auffällig ist, dass der lange Zugangsweg beim Coecum nicht mit den fragileren pädiatrischen Gastroskopen möglich war. Hierbei war aufgrund der schwächeren internen Bowdenzüge keine Positionierung des Systems über die lange Distanz über den simulierten Zugangsweg zum Darm möglich. Beim Arbeiten mit dem Endoskop in Inversion (siehe Lokalisation im Corpus) ist sowohl die bimanuelle Gewebemanipulation mittels zweiarmligen SPOT Systems als auch die Gewebemanipulation mittels des einarmigen SPOT Systems nur eingeschränkt möglich, da die Ausrichtung der Gesamtsysteme über die innen geführten Gastroskope limitiert war. Die in der passiven Wirbelstruktur, welche bei den Systemvarianten als Schaft dient, geführten Bowdenzüge mit Schubstangen als Bowdenzugseelen behindern die Bewegung der Endoskopspitze bei sehr großen Auslenkwinkeln (Arbeiten in Inversion). Die noch schlankeren Systemvarianten „tip-mounted“ und „behind-tip-mounted“ zeigen besonders bei diesen anspruchsvollen Lokalisationen Vorteile. Im Umfang dieser Arbeit konnte für jeden Anwendungsfall nur ein Versuch durchgeführt werden, was einen detaillierten Vergleich der Systemvarianten und eine statistische Auswertung schwierig macht. Eine Tendenz ist speziell bei der Systemvariante „tip-mounted“ zu erkennen, bei der der Mittelwert der Abtragsrate über alle vier Versuche ungefähr doppelt so hoch liegt wie beispielsweise bei den konventionell durchgeführten ex-vivo ESDs ($\mu_{\text{tip-mounted}}=0,79 \text{ cm}^2/\text{min}$; $\mu_{\text{konv}}=0,39 \text{ cm}^2/\text{min}$). Dies lässt vermuten, dass diese Assistenzsystemtypen vorteilhaft eingesetzt werden können. Auf einen t-Test wurde hier aufgrund der geringen Stichprobenanzahl verzichtet. Hinsichtlich der kompakten „tip-mounted“ und „behind-tip-mounted“ Systemvarianten ist zu berücksichtigen, dass diese Konzepte stark an der Aufgabenteilung beim Ablauf einer konventionellen ESD orientiert sind, indem der Assistent die Steuerung des Instruments übernimmt. Es wird dem Assistenten durch den Manipulatorarm eine zusätzliche Möglichkeit zur Instrumentenmanipulation eines Greifinstruments im Arbeitsraum vor der Endoskopspitze gegeben, während der Operateur die Schneidbewegungen wie bei der konventionellen ESD über die Endoskopspitze steuert. Da es sich beim Operateur mit Professor

Alexander Meining um einen erfahrenen Endoskopiker handelte, sind die guten Ergebnisse mit diesen Systemvarianten vermutlich auf eine besonders steile Lernkurve zurückzuführen. Dem hingegen bieten die zweiarmigen SPOT Manipulatoren dem Operateur die Möglichkeit, eine ESD komplett autonom durchzuführen, da das Greifinstrument wie auch das Schneidinstrument bimanuell mittels der zwei Manipulatorarme gesteuert werden können. Während die zweiarmigen Systemvarianten bei starken Auslenkungen der Endoskopspitze in den Versuchen nur bedingt einsetzbar waren, zeigten sie bei Lokalisationen mit direkterem Zugang vielversprechendes Potenzial. Autonome ESDs waren ohne auftretende Perforationen in Antrum, Coecum und Rektum erfolgreich durchführbar. Aufgrund der neuartigen bimanuellen Steuerung der zwei endoskopischen Instrumente im Vergleich zur konventionellen ESD, ist für diese Systemvarianten ein noch stärkerer Lerneffekt für den Operateur zu erwarten.

9. Zusammenfassung und Ausblick

In dieser Arbeit wurde der erste automatisierte Entwurfsprozess für individualisierbare, monolithische und mittels additiver Fertigung herstellbarer Manipulatorsysteme für die minimalinvasive Chirurgie (MIC) entwickelt. Auf Basis der realisierten strukturellen Konzepte und der implementierten Entwurfssoftware ist es möglich, patientenindividuelle Assistenzsysteme für minimalinvasive Eingriffe, die zusätzlich an die Bedürfnisse und Wünsche des Operateurs sowie den spezifischen Anwendungsfall angepasst werden können, zu entwerfen und unmittelbar mittels selektivem Lasersintern zu fertigen. Die Systeme ermöglichen den minimalinvasiven Zugang zum Operationsgebiet über eine natürliche Körperöffnung oder künstlich gesetzte Schnitte sowie die Manipulation eines oder mehrerer endoskopischer Standardinstrumente im Körperinneren.

Motivation: Die minimalinvasive Chirurgie bietet aufgrund eines reduzierten Traumas, einem schnelleren Heilungsverlauf nach der Operation mit kürzerem Krankenhausaufenthalt sowie einem besseren kosmetischen Ergebnis durch weniger und kleinere Narben deutliche Vorteile für den Patienten im Vergleich zur konventionellen „offenen“ Chirurgie. Jedoch bringen die verlängerten Zugangswege über natürliche Körperöffnungen sowie das Operieren mit limitierter Bewegungsfreiheit in eingeschränkten Arbeitsräumen im Körperinneren besonders anspruchsvolle Randbedingungen bei minimalinvasiven chirurgischen Eingriffen mit sich. Speziell eine en-bloc R0-Resektion, also das Entfernen eines Tumors im Ganzen und ohne Verletzung des tumorösen Gewebes, stellt eine besonders anspruchsvolle Aufgabe bei den ohnehin technisch anspruchsvollen minimalinvasiven Eingriffstechniken dar, die sich durch einen erhöhten Zeitaufwand und eine flache Lernkurve auszeichnen. Das Ziel in der minimalinvasiven Chirurgie ist es hierbei, den Operateur mit speziell geeignetem Instrumentarium, Assistenzsystemen sowie optischen Systemen, die ein bimanuelles seitliches Manipulieren unter endoskopischer Sicht ermöglichen, optimal zu unterstützen. Ziel dieser Arbeit ist es, den schnellen Entwurf und die Herstellung von solchen sogenannten Multi-Tasking Plattformen für die MIC zu ermöglichen, die in ihrer Systemstruktur optimal an die spezifische Anwendung und den Patienten angepasst werden können.

Konzept und Realisierung: Es wurde ein automatisierter Entwurfsprozess für monolithische Manipulatorstrukturen für den Einsatz in der minimalinvasiven Chirurgie entwickelt, der es ermöglicht, individualisierte Assistenzsysteme zu entwerfen und unmittelbar mittels selektivem Lasersintern (SLS) zu fertigen. Unter Berücksichtigung von experimentell ermittelten Fertigungsrandbedingungen und Herstellungsgrenzen für dünnwandige Festkörpergelenkstrukturen mittels SLS können die Systeme als Einweg-Manipulatoren (Disposables) ausgelegt und additiv gefertigt werden. Hierbei wurde speziell die Nachbearbeitung der SLS gefertigten Bauteile hinsichtlich des Einflusses auf die Materialeigenschaften untersucht.

Für den Entwurf von monolithischen Festkörpergelenkstrukturen wurden charakteristische Funktionselemente identifiziert und als grundlegende Strukturelemente im Entwurfsprozess implementiert. Die Grundstruktur der Manipulatoren auf Basis der monolithischen Festkörpergelenkketten ist durch eine sehr gute Skalierbarkeit – und speziell Miniaturisierbarkeit – sowie hinsichtlich der Realisierung von Einweg-Systemen durch einen minimierten Montageaufwand gekennzeichnet. Als Manipulatorarmkinematik wurde zunächst ein auf Vorarbeiten am Lehrstuhl basierendes zweiarmiges Manipulatorkonzept aufgegriffen, weiterentwickelt und in den automatisierten Entwurfsprozess überführt. Bezüglich der Synthese der kinematischen Grundstruktur der Manipulatoren wurden unterschiedliche Entwurfskonzepte untersucht und implementiert. Prinzipiell werden auf Grundlage eines vorgegebenen gewünschten Arbeitsraums bzw. einer vorgegebenen Kinematik oder einer vorgegebenen gewünschten Endpose monolithische Manipulatorstrukturen als Folge von flexiblen Festkörpergelenken, welche die Bewegungsfreiheitsgrade der Gesamtstruktur definieren, und starren Zwischenelementen, welche

die äußere Form der Struktur sowie funktionelle Eigenschaften festlegen, erzeugt. Der Entwurf von Manipulatorstrukturen auf Basis von vorgegebenen Arbeitsräumen bzw. kinematischen Ketten, die sich im definierten Arbeitsraum frei steuern lassen, wird in dieser Arbeit hauptsächlich anhand der SPOT (Single Port Overtube) Manipulatoren dargelegt. Für die Berechnung von monolithischen Festkörpergelenkketten, die vordefinierte Endposen gezielt einnehmen können und welche sich mittels einer minimalen Anzahl an Aktuierungsfreiheitsgraden steuern lassen, wird in dieser Arbeit das Konzept der Shape-Memory Strukturen vorgestellt. Um die Manipulatorstrukturen als Assistenzsysteme bei minimalinvasiven Eingriffen verwenden zu können, wurden Zusatzkomponenten wie Schaftstrukturen, Ummantelungen, Dichtkonzepte, Bowdenzugsysteme sowie Bedienkonzepte für die individualisierbaren Manipulatoren entwickelt. Es wurden hierbei verschiedene rein mechanische und elektrisch robotische Bedienkonzepte für die monolithischen Manipulatorstrukturen untersucht und umgesetzt, um die Anpassbarkeit und Individualisierbarkeit der Gesamtsysteme zu gewährleisten. In enger interdisziplinärer Zusammenarbeit mit den klinischen Projektpartnern wurden die Systeme regelmäßig erprobt und weiterentwickelt.

Es können auf diese Weise anwendungsspezifische Manipulatoren entworfen werden, die patientenindividuell (z.B. Anpassung des Arbeitsraums der Manipulatorarme an die Anatomie oder den Befund des Patienten, Dimensionierung des Systems und Spezifikation der Manipulatorkinematik anhand anatomischer Randbedingungen etc.), an die Anforderungen und Wünsche des operierenden Arztes (z.B. Adaption des Systems an die bevorzugt verwendeten Standardinstrumente, beliebige Spezifikation der Anzahl und des Arbeitsraums der Manipulatorarme, Verwendung bevorzugter elektrischer oder rein mechanischer Bedienkonzepte etc.) sowie an den spezifischen Eingriffstyp (z.B. flexible, starre, gezielt auslenkbare oder versteifbare Schaftstrukturen, Skalierung der Systeme, Anpassung der Bedienelemente etc.) angepasst werden können.

Ergebnis: Es wurde in dieser Arbeit eine Entwurfssoftware implementiert, die die automatisierte Erzeugung von Manipulatorstrukturen ermöglicht. Anhand des entwickelten Entwurfsprozesses wurden unterschiedliche Systemvarianten realisiert und in Zusammenarbeit mit den klinischen Projektpartnern regelmäßig evaluiert. Speziell anhand des endoskopischen therapeutischen Eingriffs einer endoskopischen Submukosadisektion (ESD) wurden hierbei Systemvarianten mit unterschiedlichen Konzepten zur Auslegung und Positionierung der Manipulatorarme sowie mit unterschiedlichen Konzepten hinsichtlich der Integration in den OP-Workflow realisiert und am ex-vivo Modell evaluiert. Eine vollumfängliche Untersuchung der Vorteile von individualisierten Manipulatoren war im Zuge der vorliegenden Arbeit, welche den grundlegenden Entwurf von individualisierten Manipulatorstrukturen untersucht, nicht möglich. Erste experimentelle Untersuchungen zeigen jedoch vielversprechende Ergebnisse hinsichtlich der vorteilhaften Einsetzbarkeit der hier vorgestellten Systeme. Die Systeme zeichnen sich dabei durch unterschiedliche charakteristische Eigenschaften aus, wie beispielsweise das Ermöglichen einer durch den Operateur autonom durchführbaren ESD. Darüber hinaus ermöglichen sie die erfolgreiche und effiziente Durchführung von ESD Eingriffen ohne das Auftreten von Perforationen. Die Durchführbarkeit des endoskopischen Eingriffs wird dabei jedoch für verschieden komplizierte Lokalisationen der Läsion im Magen bzw. Darm von der gewählten Manipulatorvariante beeinflusst.

Ausblick: In Zukunft gilt es, die Systeme weiter klinisch zu erproben, um auf diese Weise langfristig eine medizinische Zulassung für die additiv gefertigten Assistenzsysteme anstreben zu können. Über eine klinische Studie, welche durch eine Ethik-Kommission genehmigt werden muss, sollten die Systeme weiter evaluiert und der klinische Nutzen der Systeme endgültig nachgewiesen werden.

Hinsichtlich des automatisierten Entwurfs von aufgaben- und anwendungsspezifischen Manipulatoren muss der individuelle Nutzen für den Patienten weiter erforscht werden. Es stellt sich hierbei die Frage, inwieweit eine komplette Individualisierbarkeit der Systeme vorteilhaft im Vergleich zur Realisierung eines Spektrums an Systemvarianten (z.B. S, M, L, XL) sein kann. Da bisher noch keine individualisierbaren Manipulatorsysteme für den klinischen Einsatz existieren, liegen auch noch keine Erkenntnisse zum klinischen Nutzen vor. Vor dem Hintergrund, dass in der vorliegenden Arbeit eine Grundlage für die schnelle Auslegung und Herstellung von aufgabenspezifischen Manipulatorstrukturen gelegt wurde, sollten nun verstärkt die Vorteile von patientenindividuellen Assistenzsystemen untersucht werden.

Bezüglich der Shape-Memory Strukturen stellt die Untersuchung weiterer Berechnungsmethoden zur Auslegung von Strukturen mit mehreren vorgegebenen Endposen dar, z.B. unter Verwendung von Ansätzen zur Lösung der inversen Kinematik von unterbestimmten kinematischen Ketten. Außerdem stellt das Berechnen von Shape-Memory Strukturen auf Basis einer neben der gewünschten Endpose zusätzlich vorgegebenen gewünschten Trajektorie eine interessante Weiterentwicklung der in dieser Arbeit entwickelten Strukturen und Entwurfsmethoden dar. Hierfür müsste gezielt die Festkörpergelenksteifigkeit jedes einzelnen Segments der Festkörpergelenkkette so ausgelegt werden, dass die überlagerte Bewegung bei der Aktuierung durch eine minimale Anzahl an Aktuierungsfreiheitsgraden entsprechend der vorgegebenen Trajektorie erfolgt.

Die Ummantelung oder speziell das Umgießen der Festkörpergelenkketten, um diese in einen weichen Hüllkörper einzubetten, sollte hinsichtlich einer verbesserten Robustheit der Systeme untersucht werden. Allgemein bietet die Kombination aus extrinsisch weichen Softroboterstrukturen, also nachgiebige Strukturen aus nicht zwingend weichem Material, und intrinsisch weichen Strukturen, d.h. Softroboterstrukturen, die aus sehr weichen Materialien hergestellt werden, ein großes Potenzial, welches zukünftig weiter erforscht werden sollte. Hierbei können die extrinsisch weichen Mechanismen oder funktionellen Strukturen ein Innenskelett für den weichen Körper des Softroboters bilden, wodurch eine Funktionsintegration und bionische, beispielsweise an der menschlichen Skelettstruktur orientierte Systemstrukturen umgesetzt werden könnten.

Liste der im Rahmen dieser Arbeit entstandenen Studienarbeiten:

Die folgenden studentischen Arbeiten konnte ich während meiner Zeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl MiMed betreuen. Teile der erarbeiteten Ergebnisse sind auch in die Kapitel Realisierung und Experimente dieser Arbeit eingeflossen.

Clara-Maria Kuball (2016): Masterarbeit „Analyse, Synthese und automatisierte Auslegung von selektiv lasergesinterten Festkörpergelenkstrukturen“

Valentin Ameres (2017): Semesterarbeit „Algorithmen zur direkten Erzeugung elastischer Strukturen mittels MATLAB zur Fertigung mit additiven Verfahren“

Sabine Zacherl (2017): Masterarbeit „Faltbare lasergesinterte Aufspreizmechanismen für den Einsatz in der minimal-invasiven Chirurgie“

Thomas Thalsofer (2017): Masterarbeit „Elektrisches Antriebskonzept mit individualisierbarer Übersetzungsstufe für ein selektiv lasergesintertes Robotersystem für die minimal-invasive Chirurgie“

Lara Wehrmeyer (2017): Bachelorarbeit „Ummantelung eines individualisierbaren Manipulatorsystems für die minimalinvasive Chirurgie“

Sebastian Dengler (2018): Semesterarbeit „Mimikry Aktuierungskonzept für monolithische Snake-Like Manipulatoren“

Kyra Kleine (2018): Semesterarbeit „Monolithische extrinsisch weiche Strukturen zur Benetzung beliebiger Oberfläche zur Fertigung mittels selektivem Lasersintern“

Ruben Schön (2018): Semesterarbeit „Automatisierter Entwurf von nachgiebigen soft-robotischen Greifern mit Festkörpergelenk-Skelettstruktur“

Simon Schiele (2018): Masterarbeit „Automatisierter Entwurf monolithischer Softrobotik Strukturen mit definierten Endposen“

Cornelia Speidel (2018): Semesterarbeit „Mechanische Aktuierungsmechanismen zur Instrumentenaktuierung für endoskopische Standard-Instrumente“

Korbinian Rzepka (2018): Bachelorarbeit „Untersuchung von Möglichkeiten zur Nachbearbeitung von selektiv lasergesinterten Bauteilen“

Joachim Happ (2019): Bachelorarbeit „Automatisierter Entwurf von 3D-druckbaren Rastmechanismen“

Thomas Riedel (2019): Bachelorarbeit „Untersuchung von gefärbten SLS-Bauteilen hinsichtlich Zytotoxizität sowie UV- und Migrationsbeständigkeit“

Sebastian Reigber (2019): Semesterarbeit „Weiterentwicklung eines elektrischen Antriebskonzepts für selektiv lasergesinterte Manipulatorsysteme für die Single-Port Laparoskopie“

Clemens Schilling (2019): Masterarbeit „Experimentelle Untersuchung und Auslegung von selektiv lasergesinterten Festkörpergelenkstrukturen als Manipulatoren in der minimal invasiven Chirurgie“

Korbinian Rzepka (2020): Semesterarbeit „Erstellung eines modularen elektrischen Antriebskonzepts für 3D gedruckte Manipulatorstrukturen“

Laura Meier (2020): Bachelorarbeit „Untersuchung von Sterilisationsmethoden für lasergesinterte Manipulatoren für den Einsatz in der minimalinvasiven Chirurgie“

Sebastian Baumgartner (2020): Semesterarbeit „Entwicklung eines MATLAB-Tools zur Generierung von 3D-druckbaren unrunder Zahnradmechanismen mit variabler Übersetzung“

10. Literaturverzeichnis

- Abbott, D. J., Becke, C., Rothstein, R. I., and Peine, W. J. (2007). “Design of an endoluminal NOTES robotic system.” *2007 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, IEEE.
- Agarwal, D. K., Sharma, V., Toussi, A., Viers, B. R., Tollefson, M. K., Gettman, M. T., and Frank, I. (2020). “Initial Experience with da Vinci Single-port Robot-assisted Radical Prostatectomies.” *Eur. Urol.*, 77(3), 373–379.
- Alshiek, J., Bar-El, L., and Shobeiri, S. A. (2019). “Vaginal Robotic Supracervical Hysterectomy in an Ovine Animal Model: The Proof of Concept.” *Open J. Obstet. Gynecol.*, 09(08).
- Amanov, E., Nguyen, T.-D., and Burgner-Kahrs, J. (2015). “Additive manufacturing of patient-specific tubular continuum manipulators.” *Med. Imaging 2015 Image-Guided Proced. Robot. Interv. Model.*, R. J. Webster and Z. R. Yaniv, eds., 94151P.
- Arkenbout, E. A., Henselmans, P. W. J., Jelínek, F., and Breedveld, P. (2015). “A state of the art review and categorization of multi-branched instruments for NOTES and SILS.” *Surg. Endosc.*, 29(6), 1281–1296.
- Atallah, S., Martin-Perez, B., Keller, D., Burke, J., and Hunter, L. (2015). “Natural-orifice transluminal endoscopic surgery.” *Br. J. Surg.*, 102(2), e73–e92.
- Baillie, J. (2007). “The endoscope.” *Gastrointest. Endosc.*, 65(6), 886–893.
- Bardaro, S. J., and Swanström, L. (2006). “Development of advanced endoscopes for natural orifice transluminal endoscopic surgery (NOTES).” *Minim. Invasive Ther. Allied Technol.*, 15(6), 378–383.
- Berducci, M., Fuchs, H. F., Omelanczuk, P., Broderick, R. C., Harnsberger, C. R., Langert, J., Nefa, J., Jaureguiberry, P., Gomez, P., Miranda, L., Jacobsen, G. R., Sandler, B. J., and Horgan, S. (2016). “Phase II clinical experience and long-term follow-up using the next-generation single-incision platform FMX314.” *Surg. Endosc.*, 30(3), 953–960.
- Berthet-Rayne, P., Gras, G., Leibrandt, K., Wisanuvej, P., Schmitz, A., Seneci, C. A., and Yang, G. Z. (2018a). “The i 2 Snake Robotic Platform for Endoscopic Surgery.” *Ann. Biomed. Eng.*, 46(10), 1663–1675.
- Berthet-Rayne, P., Leibrandt, K., Kim, K., Seneci, C. A., Shang, J., and Yang, G.-Z. (2018b). “Rolling-Joint Design Optimization for Tendon Driven Snake-Like Surgical Robots.” *2018 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, IEEE, 4964–4971.
- Boškoski, I., and Costamagna, G. (2019). “Endoscopy robotics: Current and future applications.” *Dig. Endosc.*, 31(2), 119–124.
- Brecht, S. V., Krieger, Y. S., Stolzenburg, J. U., and Lueth, T. C. (2016). “A new concept for a Single Incision Laparoscopic Manipulator System integrating intraoperative Laparoscopic Ultrasound.” *2016 IEEE Int. Conf. Robot. Biomimetics, ROBIO 2016*, IEEE, 51–56.
- Brecht, S. V., Stock, M., Stolzenburg, J.-U., and Lueth, T. C. (2019). “3D Printed Single Incision Laparoscopic Manipulator System Adapted to the Required Forces in Laparoscopic Surgery.” *2019 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, IEEE, 6296–6301.
- Breuninger, J., Becker, R., Wolf, A., Rommel, S., and Verl, A. (2013). *Generative Fertigung mit Kunststoffen*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Bruns, C. (2013). “Grundlagen der onkologischen Chirurgie.” *Chir. Basisweiterbildung*, K. K. Jauch KW., Mutschler W., Hoffmann J., ed., Berlin, Heidelberg: Springer.
- Burgner-Kahrs, J., Rucker, D. C., and Choset, H. (2015). “Continuum Robots for Medical Applications: A Survey.” *IEEE Trans. Robot.*, 31(6), 1261–1280.
- Burgner, J., Gilbert, H. B., and Webster, R. J. (2013). “On the computational design of concentric tube robots: Incorporating volume-based objectives.” *2013 IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, IEEE.

- Can, S., Fiolka, A., Mayer, H., Knoll, A., Schneider, A., Wilhelm, D., Meining, A., and Feussner, H. (2008). "The mechatronic support system 'HVSPS' and the way to NOTES." *Minim. Invasive Ther. Allied Technol.*, 17(6).
- Carus, T. (2014). *Operationsatlas Laparoskopische Chirurgie. Oper. Laparoskopische Chir.*, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Carus, T., Grebe, W., and Coburg, A. J. (2001). "Laparoskopische Cholecystektomie: Goldstandard auch bei der akuten Cholecystitis? / Laparoscopic Cholecystectomy: Gold Standard in Acute Cholecystitis?" H. W., ed., *Deutsche Gesellschaft für Chirurgie*, Springer, Berlin, Heidelberg, 872–873.
- Ceglie, A. De, Hassan, C., Mangiavillano, B., Matsuda, T., Saito, Y., Ridola, L., Bhandari, P., Boeri, F., and Conio, M. (2016). "Endoscopic mucosal resection and endoscopic submucosal dissection for colorectal lesions: A systematic review." *Crit. Rev. Oncol. Hematol.*, 104, 138–155.
- Chang, K. J. (2019). "Endoscopic foregut surgery and interventions: The future is now. The state-of-the-art and my personal journey." *World J. Gastroenterol.*, 25(1), 1–41.
- Chen, Y., Li, Y., Chen, Y., and Li, Y. (2018). "CIAD-Computational Intelligence Assisted Design." *Comput. Intell. Assist. Des.*, Boca Raton, FL : CRC Press, Taylor & Francis Group, 2018.: CRC Press, 99–114.
- Cheon, B., Gezgin, E., Ji, D. K., Tomikawa, M., Hashizume, M., Kim, H. J., and Hong, J. (2014). "A single port laparoscopic surgery robot with high force transmission and a large workspace." *Surg. Endosc.*, 28(9), 2719–2729.
- Chew, M. H., Wong, M. T. C., Lim, B. Y. K., Ng, K. H., and Eu, K. W. (2011). "Evaluation of current devices in single-incision laparoscopic colorectal surgery: A preliminary experience in 32 consecutive cases." *World J. Surg.*, 35(4), 873–880.
- Choset, H., and Henning, W. (1999). "A Follow-the-Leader Approach to Serpentine Robot Motion Planning." *J. Aerosp. Eng.*, 12(2), 65–73.
- Cianchetti, M., Ranzani, T., Gerboni, G., Nanayakkara, T., Althoefer, K., Dasgupta, P., and Menciassi, A. (2014). "Soft Robotics Technologies to Address Shortcomings in Today's Minimally Invasive Surgery: The STIFF-FLOP Approach." *Soft Robot.*, 1(2), 122–131.
- Ciocîrlan, M. (2019). "Low-cost disposable endoscope: pros and cons." *Endosc. Int. Open*, 07(09), E1184–E1186.
- Conger, B. T., Illing, E., Bush, B., and Woodworth, B. A. (2014). "Management of lateral frontal sinus pathology in the endoscopic era." *Otolaryngol. - Head Neck Surg. (United States)*, 151(1), 159–163.
- Coy, J. A., Kuball, C.-M., Roppenecker, D. B., and Lueth, T. C. (2013). "Flexural Modulus of Lasersintered PA 2200." *Vol. 2A Adv. Manuf.*, American Society of Mechanical Engineers.
- Culmone, C., Smit, G., and Breedveld, P. (2019). "Additive manufacturing of medical instruments: A state-of-the-art review." *Addit. Manuf.*, 27, 461–473.
- Datta, R. R., Dieplinger, G., Wahba, R., Kleinert, R., Thomas, M., Gebauer, F., Schiffmann, L., Stippel, D. L., Bruns, C. J., and Fuchs, H. F. (2020). "True single-port cholecystectomy with ICG cholangiography through a single 15-mm trocar using the new surgical platform 'symphonX': first human case study with a commercially available device." *Surg. Endosc.*, 34(6), 2722–2729.
- Denzer, U., Beilenhoff, U., Eickhoff, A., Faiss, S., Hüttl, P., Smitten, S., Jakobs, R., Jansen, C., Keuchel, M., Langer, F., Lerch, M., Lynen Jansen, P., May, A., Menningen, R., Moog, G., Rösch, T., Rosien, U., Vowinkel, T., Wehrmann, T., and Weickert, U. (2016). "S2k-Leitlinie Qualitätsanforderungen in der gastrointestinalen Endoskopie, AWMF Register Nr. 021–022." *Z. Gastroenterol.*, 53(12).
- Desai, J. P., Patel, R. V., Ferreira, A., and Agrawal, S. (2018a). *The Encyclopedia of Medical Robotics*. World Scientific.

- Desai, J. P., Sheng, J., Cheng, S. S., Wang, X., Deaton, N. J., and Rahman, N. (2019). "Toward Patient-Specific 3D-Printed Robotic Systems for Surgical Interventions." *IEEE Trans. Med. Robot. Bionics*, 1(2), 77–87.
- Desai, R., McCann, J., and Coros, S. (2018b). "Assembly-aware design of printable electromechanical devices." *UIST 2018 - Proc. 31st Annu. ACM Symp. User Interface Softw. Technol.*, New York, New York, USA: ACM Press, 457–472.
- Deyhle, P., Sulser, H., and Säuberli, H. (1974). "Endoskopische Ektomie eines Magenfrühkarzinoms mit der Diathermieschlinge – eine therapeutische Methode?" *Endoscopy*, 6(3), 195–198.
- Donno, A. De, Zorn, L., Zanne, P., Nageotte, F., and Mathelin, M. de. (2013). "Introducing STRAS: A new flexible robotic system for minimally invasive surgery." *2013 IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, IEEE.
- Eickhoff, A., Dam, J. Van, Jakobs, R., Kudis, V., Hartmann, D., Damian, U., Weickert, U., Schilling, D., and Riemann, J. F. (2007). "Computer-Assisted Colonoscopy (The NeoGuide Endoscopy System): Results of the First Human Clinical Trial ('PACE Study')." *Am. J. Gastroenterol.*, 102(2).
- Entsfellner, K., Kuru, I., Maier, T., Gumprecht, J. D. J., and Lueth, T. C. (2014). "First 3D printed medical robot for ENT surgery - Application specific manufacturing of laser sintered disposable manipulators." *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, IEEE, 4278–4283.
- Erckenbrecht, J. F., and Jonas, S. (2015a). *Viszeralmedizin*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Erckenbrecht, J. F., and Jonas, S. (2015b). *Viszeralmedizin. Viszeralmedizin*, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Feussner, H., Krieger, Y., Wilhelm, D., Brunner, S., Ostler, D., Meining, A., and Lueth, T. C. (2019). "Mechatronic support system for notes and monoport surgery – A new approach." *Surg. Technol. Int.*, 34, 1–7.
- Fischer, M. (2010). "Anwendungsspezifische Kinematikentwicklung unter Einsatz modularer Prototypen." Dissertation, TU München, Fakultät Maschinenbau.
- Friedrich, R. (2016). "Modellierung und Optimierung nachgiebiger Mechanismen auf Basis elastischer Festkörpergelenke mit Hilfe von nichtlinearen Finiten Balkenelementen." Dissertation, Helmut-Schmidt-Universität Hamburg, Fakultät Maschinenbau.
- Fritsch, H., and Kühnel, W. (2018). *Taschenatlas der Anatomie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Fuchs, K. H., and Breithaupt, W. (2012). "Transgastric small bowel resection with the new multitasking platform EndoSAMURAI™ for natural orifice transluminal endoscopic surgery." *Surg. Endosc.*, 26(8), 2281–2287.
- Furuse, H., and Ozono, S. (2010). "Transurethral resection of the bladder tumour (TURBT) for non-muscle invasive bladder cancer: Basic skills." *Int. J. Urol.*, 17(8), 698–699.
- Gafford, J., Ranzani, T., Russo, S., Aihara, H., Thompson, C., Wood, R., and Walsh, C. (2016). "Snap-on robotic wrist module for enhanced dexterity in endoscopic surgery." *2016 IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, IEEE.
- Gero, J. S., and Sudweeks, F. (1992). *Artificial Intelligence in Design '92. Artif. Intell. Des. '92*, (J. S. Gero and F. Sudweeks, eds.), Dordrecht: Springer Netherlands.
- Gierth, M., and Burger, M. (2018). "Transurethrale Resektion der Blase." *Endosk. Urol. - Atlas und Lehrb.*, R. Hofmann, ed., Berlin, Heidelberg: Springer.
- González-Panizo-Tamargo, F., Rojas-Sánchez, Á., Miranda-García, P., Juzgado-Lucas, D., and Vázquez-Sequeiros, E. (2014). "Endoscopic management of common pathologies with a new suturing system." *Rev. Esp. Enferm. Dig.*, 106(6), 413–7.
- Gosisirikul, C., Don Chang, K., Raheem, A. A., and Rha, K. H. (2018). "New era of robotic surgical systems." *Asian J. Endosc. Surg.*, 11(4), 291–299.

- GOV (2020b) ClinicalTrials.gov [Internet]. Bethesda (MD): National Library of Medicine (US). 2019 Dez 12 . Identifier NCT04196062, EndoMaster EASE System for Treatment of Colorectal Lesions (MASTERCESD); 2020 Apr 24 [cited 2022 Apr 27]. Available from: <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT04196062>
- GOV (2020a) ClinicalTrials.gov [Internet]. Memic Innovative Surgery: National Library of Medicine (US). 2019 Okt 01 . Identifier NCT04109989, Clinical Assessment - Hominis™ Surgical System; 2020 Feb 18 [cited 2022 Apr 27]. Available from: <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT04109989>
- Gul, J. Z., Sajid, M., Rehman, M. M., Siddiqui, G. U., Shah, I., Kim, K.-H., Lee, J.-W., and Choi, K. H. (2018). “3D printing for soft robotics – a review.” *Sci. Technol. Adv. Mater.*, 19(1).
- Haber, G.-P., Autorino, R., Laydner, H., Yang, B., White, M. A., Hillyer, S., Altunrende, F., Khanna, R., Spana, G., Wahib, I., Fareed, K., Stein, R. J., and Kaouk, J. H. (2012). “SPIDER Surgical System for Urologic Procedures With Laparoendoscopic Single-Site Surgery: From Initial Laboratory Experience to First Clinical Application.” *Eur. Urol.*, 61(2), 415–422.
- Haerst, M. J., Wolf, R., Schönberger, M., Wintermantel, E., Engelsing, K., Heidemeyer, P., and Bastian, M. (2015). “Ageing processes in laser sintered and injection moulded PA12 following hygienic reprocessing.” *Rapid Prototyp. J.*, 21(3), 279–286.
- Haidegger, T., and Rudas, I. J. (2014). “From Concept to Market: Surgical Robot Development.” *Handb. Res. Adv. Robot. Mechatronics*, 242.
- Harer, J., and Baumgartner, C. (2018). *Anforderungen an Medizinprodukte Praxisleitfaden für Hersteller und Zulieferer*. Hanser Fachbuch.
- Hautmann, R., and Gschwend, J. E. (Eds.). (2014). *Urologie*. Springer-Lehrbuch, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Hayashi, M., Asakuma, M., Komeda, K., Miyamoto, Y., Hirokawa, F., and Tanigawa, N. (2010). “Effectiveness of a Surgical Glove Port for Single Port Surgery.” *World J. Surg.*, 34(10), 2487–2489.
- Hein, C. M.; Dietz, C.; Krieger, Y. S., Lueth, T. C. (2017). “Patient Individual Hand Rehabilitation Robot - PIH-Robot.” *Glob. Student Innov. Chall. iCREATE 2017*, Kobe, Japan.
- Hein (ehem. Friedrich), C. (2013). “Snake-Like Kinematik mit gezielter Versteifung für die minimalinvasive Chirurgie.” Semesterarbeit: TU München, Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik.
- Henselmans, P. W., Smit, G., and Breedveld, P. (2019). “Mechanical Follow-the-Leader motion of a hyper-redundant surgical instrument: Proof-of-concept prototype and first tests.” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, 233(11), 1141–1150.
- Herrmann, T. R. W., Wolters, M., and Kramer, M. W. (2017). “Transurethral en bloc resection of nonmuscle invasive bladder cancer.” *Curr. Opin. Urol.*, 27(2), 182–190.
- Hess, M., and Fleischer, S. (2020). “Ambulante Kehlkopfoperationen – transnasal und transoral.” *HNO-Nachrichten*, 50(2).
- Hiller, J., and Lipson, H. (2012). “Automatic Design and Manufacture of Soft Robots.” *IEEE Trans. Robot.*, 28(2), 457–466.
- Hofmann, R. (2018). “Transurethrale Resektion (TURP) und transurethrale Inzision (TUIP) der Prostata.” *Endosk. Urol.*, R. Hofmann, ed., Berlin Heidelberg: Springer.
- Hornby, G. S., Lipson, H., and Pollack, J. B. (2003). “Generative representations for the automated design of modular physical robots.” *IEEE Trans. Robot. Autom.*, 19(4), 703–719.
- Horst, G. (2015). “Monolithischer Manipulator für die Minimal-invasive Chirurgie.” Dissertation, TU München, Fakultät für Maschinenwesen.
- Hossain, E., Alkandari, A., and Bhandari, P. (2020). “Future of Endoscopy: Brief review of current and future endoscopic resection techniques for colorectal lesions.” *Dig. Endosc.*, 32(4), 503–511.

- Howell, L. (2001). *Compliant mechanisms*. New York: John Wiley and Sons.
- Howell, L. L., Magleby, S. P., and Olsen, B. M. (Eds.). (2013). *Handbook of compliant mechanisms*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.
- Hunter, J., Spight, D., Sandone, C., and Jennifer, F. (2018). *Atlas of Minimally Invasive Surgical Operations*. New York: McGraw-Hill Education.
- Hwang, M., Chung, H., and Kwon, D.-S. (2014). "A Portable Endoscopic Tool Handler (PETH) with its Ex-vivo ESD trials." *2014 11th Int. Conf. Ubiquitous Robot. Ambient Intell.*, IEEE.
- Hwang, M., and Kwon, D.-S. (2019). "Strong Continuum Manipulator for Flexible Endoscopic Surgery." *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, 24(5), 2193–2203.
- Hwang, M., Lee, S. W., Park, K. C., Sul, H. J., and Kwon, D.-S. (2020). "Evaluation of a robotic arm-assisted endoscope to facilitate endoscopic submucosal dissection (with video)." *Gastrointest. Endosc.*, 91(3), 699–706.
- Jauch, K.-W., Mutschler, W., Hoffmann, J. N., and Kanz, K.-G. (2013). *Chirurgie Basisweiterbildung*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Jawaid, S., Yang, D., and Draganov, P. V. (2019). "Tissue retractor system-assisted endoscopic submucosal dissection of a large rectal tumor with significant fibrosis from direct tattooing." *VideoGIE*, 4(2), 84–86.
- Jelínek, F., Arkenbout, E. A., Henselmans, P. W. J., Pessers, R., and Breedveld, P. (2015). "Classification of Joints Used in Steerable Instruments for Minimally Invasive Surgery—A Review of the State of the Art." *J. Med. Device.*, 9(1).
- Jonas, S., Saribeyoglu, K., Fellmer, P., M.B. Schoenberg, and G. Gäbelein. (2015). "Prinzipien der gastrointestinalen Chirurgie." *Viszeralmedizin*, J. S. Erckenbrecht J., ed., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Jung, M. (2020). "Aufbereitung von Endoskopen und endoskopischem Zusatzinstrumentarium." *Der Gastroenterol.*, 15(3), 178–185.
- Kähler, G., Götz, M., and Senninger, N. (2016). *Therapeutische Endoskopie im Gastrointestinaltrakt*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Kakushima, N., and Fujishiro, M. (2008). "Endoscopic submucosal dissection for gastrointestinal neoplasms." *World J. Gastroenterol.*, 14(19), 2962.
- Kantsevov, S. V. (2020). "The Development of the Overstitch System and Its Potentials." *Gastrointest. Endosc. Clin. N. Am.*, 30(1), 107–114.
- Kaouk, J. H., Haber, G.-P., Autorino, R., Crouzet, S., Ouzzane, A., Flamand, V., and Villers, A. (2014). "A Novel Robotic System for Single-port Urologic Surgery: First Clinical Investigation." *Eur. Urol.*, 66(6), 1033–1043.
- Kaufmann, M., Costa, S. D., and Scharl, A. (2013). *Die Gynäkologie*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Kazanzides, P., Fichtinger, G., Hager, G. D., Okamura, A. M., Whitcomb, L. L., and Taylor, R. H. (2008). "Surgical and Interventional Robotics - Core Concepts, Technology, and Design [Tutorial]." *IEEE Robot. Autom. Mag.*, 15(2), 122–130.
- Keck, T., and Germer, C. T. (2017). *Minimalinvasive Viszeralchirurgie*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Keller, D. S. (2018). "Technical Considerations, Available Platforms, and Ergonomics." *Oper. Tech. Single Incision Laparosc. Color. Surg.*, Cham: Springer International Publishing, 29–33.
- Khandalavala, K., Shimon, T., Flores, L., Armijo, P. R., and Oleynikov, D. (2020). "Emerging surgical robotic technology: a progression toward microbots." *Ann. Laparosc. Endosc. Surg.*, 5, 3–3.
- Kim, J., Hwang, M., Lee, D., Kim, H., Ahn, J., You, J., Baek, D., and Kwon, D.-S. (2019). "Effects of Flexible Surgery Robot on Endoscopic Procedure: Preliminary Bench-Top User Test." *2019 28th IEEE Int. Conf. Robot Hum. Interact. Commun.*, IEEE, 1–6.

- Kim, J., Kwon, S., and Kim, K. (2020). “Novel block mechanism for rolling joints in minimally invasive surgery.” *Mech. Mach. Theory*, 147.
- Kim, Y., Cheng, S. S., and Desai, J. P. (2015). “Towards the development of a spring-based continuum robot for neurosurgery.” *Proceedings Volume 9415, Medical Imaging 2015*, R. J. Webster and Z. R. Yaniv, eds., 94151Q.
- Ko, B. M. (2017). “History and Development of Accessories for Endoscopic Submucosal Dissection.” *Clin. Endosc.*, 50(3), 219–223.
- Kobayashi, Y., Sekiguchi, Y., Noguchi, T., Takahashi, Y., Liu, Q., Oguri, S., Toyoda, K., Uemura, M., Ieiri, S., Tomikawa, M., Ohdaira, T., Hashizume, M., and Fujie, M. G. (2015). “Development of a robotic system with six-degrees-of-freedom robotic tool manipulators for single-port surgery.” *Int. J. Med. Robot. Comput. Assist. Surg.*, 11(2), 235–246.
- Koller, S., Krieger, Y. S., Marahrens, N., Brecht, S. V., Ostler, D., Vogel, T., Kranzfelder, M., Wilhelm, D., and Lüth, T. C. (2018). “Neues zu mechatronischen Assistenzsystemen und Telemanipulatoren.” *Coloproctology*, 40(2), 119–126.
- Kramme, R. (2017). *Medizintechnik*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Krieger, Y., Ostler, D., Rzepka, K., Meining, A., Feussner, H., Wilhelm, D., and Lueth, T. C. (2020). “Towards 3D printed, customizable robotic manipulators for minimally invasive surgery.” *IJCARS Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, 15, pages 1693–1697 (2020).
- Krieger, Y. S., Brecht, S. V., Roppenecker, D. B., Kuru, I., and Lueth, T. C. (2016a). “First Approach towards a Manipulator System for Single-Incision Laparoscopic Surgery Using Rapid Manufacturing.” *15. Jahrestagung der Dtsch. Gesellschaft für Comput. und Robot. Chir. (CURAC 2016)*, Bern.
- Krieger, Y. S., Kuball, C.-M., Rumschoettel, D., Dietz, C., Pfeiffer, J. H., Roppenecker, D. B., and Lueth, T. C. (2017b). “Fatigue strength of laser sintered flexure hinge structures for soft robotic applications.” *2017 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, IEEE, 1230–1235.
- Krieger, Y. S., Roppenecker, D. B., Kuru, I., and Lueth, T. C. (2017a). “Multi-arm snake-like robot.” *2017 IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, IEEE.
- Krieger, Y. S., Roppenecker, D. B., Stolzenburg, J.-U., and Lueth, T. C. (2016b). “First step towards an automated designed Multi-Arm Snake-Like Robot for minimally invasive surgery.” *2016 6th IEEE Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics*, IEEE, 407–412.
- Krieger, Y. S., Schiele, S., Detzel, S., Dietz, C., and Lueth, T. C. (2019). “Shape Memory Structures-Automated Design of Monolithic Soft Robot Structures with Pre-defined End Poses.” *2019 Int. Conf. Robot. Autom.*, IEEE, 9357–9362.
- Krieger, Y. S., Walter, B. M., Pfeiffer, J. H., Thalhoffer, T., Meining, A., and Lueth, T. C. (2018). “Electronic Control Concept for Surgical Manipulators Generated Using an Automated Design Process.” *2018 IEEE Int. Conf. Robot. Biomimetics*, IEEE, 2226–2231.
- Kumar, A., Yadav, N., Singh, S., and Chauhan, N. (2016). “Minimally invasive (endoscopic-computer assisted) surgery: Technique and review.” *Ann. Maxillofac. Surg.*, 6(2), 159.
- Kume, K., Sakai, N., and Ueda, T. (2019). “Development of a Novel Gastrointestinal Endoscopic Robot Enabling Complete Remote Control of All Operations: Endoscopic Therapeutic Robot System (ETRS).” *Gastroenterol. Res. Pract.*, 2019, 1–5.
- Lachmayer, R., Lippert, R. B., and Kaieler, S. (2020). *Konstruktion für die Additive Fertigung 2018*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Ladame, S., and Chang, J. (2019). *Bioengineering Innovative Solutions for Cancer*. San Diego: Academic Press.
- Lenarz, T., and Boenninghaus, H.-G. (2012). *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*. Springer-Lehrbuch, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

- Leveille, R. J., Castle, S. M., Gorin, M. A., Salas, N., and Gorbatiy, V. (2011). "Initial Experience with Laparoendoscopic Single-Site Simple Nephrectomy Using the TransEnterix SPIDER Surgical System: Assessing Feasibility and Safety." *J. Endourol.*, 25(6).
- Liehn, M., Lengersdorf, B., Steinmüller, L., and Döhler, R. (2016). *OP-Handbuch*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Linß, S. (2015). "Ein Beitrag zur geometrischen Gestaltung und Optimierung prismatischer Festkörpergelenke in nachgiebigen Koppelmechanismen." *Berichte der Ilmenauer Mech.*, L. Zentner, ed., Universitätsverlag Ilmenau.
- Lipson, H., and Pollack, J. B. (2000). "Automatic design and manufacture of robotic lifeforms." *Nature*, 406(6799).
- Loeve, A., Breedveld, P., and Dankelman, J. (2010). "Scopes Too Flexible...and Too Stiff." *IEEE Pulse*, 1(3), 26–41.
- Low, S. C., Tang, S. W., Thant, Z. M., Phee, L., Ho, K. Y., and Chung, S. . (2006). "Master-Slave Robotic System for Therapeutic Gastrointestinal Endoscopic Procedures." *2006 Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, IEEE, 3850–3853.
- Lueth, T. C. (2015). "SG-Library: Entwicklung einer konstruktiven MATLABToolbox zur räumlichen Modellierung von Körpern, Gelenken und Getrieben." *11th Kolloquium Getriebetechnik, Garching, Ger.*, Garching, 183–203.
- Lupu, A., Jacques, J., Rivory, J., Rostain, F., Pontette, F., Ponchon, T., and Pioche, M. (2018). "Endoscopic submucosal dissection with triangulated traction with clip and rubber band: the 'wallet' strategy." *Endoscopy*, 50(09), E256–E258.
- MacDavid, J., and Friedman, G. (2019). "History and Future of Robotic Colorectal Surgery." *Adv. Tech. Minim. Invasive Robot. Color. Surg.*, Cham: Springer International Publishing, 25–30.
- Mascagni, P., Lim, S. G., Fiorillo, C., Zanne, P., Nageotte, F., Zorn, L., Perretta, S., Mathelin, M. de, Marescaux, J., and Dallemagne, B. (2019). "Democratizing Endoscopic Submucosal Dissection: Single-Operator Fully Robotic Colorectal Endoscopic Submucosal Dissection in a Pig Model." *Gastroenterology*, 156(6), 1569-1571.e2.
- Megaro, V., Zehnder, J., Bächer, M., Coros, S., Gross, M., and Thomaszewski, B. (2017). "A computational design tool for compliant mechanisms." *ACM Trans. Graph.*, 36(4), 1–12.
- Meining, A. (2011). "Die gastroenterologische Endoskopie 2025 - eine rein subjektive Einschätzung." *Endosk. heute*, 24(01), 8–11.
- Menges, A., and Soleimani, A. (2011). "Computational Design Thinking and Thinking Design Computing." *Conf. Proc.*, New Jersey: John Wiley & Sons, 244.
- Merken, P., Smal, O., Debongnie, J.-F., and Raucent, B. (2004). "Mechanical Based Circular Notch Hinge Design." *Int. Precis. Assem. Semin.*
- Mintenbeck, J., Siegfarth, M., Estana, R., and Worn, H. (2014). "Flexible instrument for minimally invasive robotic surgery using rapid prototyping technology for fabrication." *2014 IEEE/ASME Int. Conf. Adv. Intell. Mechatronics*, IEEE, 1085–1090.
- Morimoto, T. K., and Okamura, A. M. (2016). "Design of 3-D Printed Concentric Tube Robots." *IEEE Trans. Robot.*, 32(6), 1419–1430.
- Morzane, S., Honda, M., Ueki, M., Masumori, N., Fujimiya, M., and Takenaka, A. (2020). "New technique of transurethral en bloc resection of bladder tumor with a flexible cystoscope and endoscopic submucosal dissection devices for the gastrointestinal tract." *Int. J. Urol.*, 27(3), 268–269.
- Nakadate, R., Nakamura, S., Moriyama, T., Kenmotsu, H., Oguri, S., Arata, J., Uemura, M., Ohuchida, K., Akahoshi, T., Ikeda, T., and Hashizume, M. (2015). "Gastric endoscopic submucosal dissection using novel 2.6-mm articulating devices: an ex vivo comparative and in vivo feasibility study." *Endoscopy*, 47(09), 820–824.

- Naselli, A., and Puppo, P. (2017). “En Bloc Transurethral Resection of Bladder Tumors: A New Standard?” *J. Endourol.*, 31(S1), S-20-S-24.
- Niiyama, R., Sun, X., Sung, C., An, B., Rus, D., and Kim, S. (2015). “Pouch Motors: Printable Soft Actuators Integrated with Computational Design.” *Soft Robot.*, 2(2), 59–70.
- Oh, S.-Y., Kwon, S., Lee, K.-G., Suh, Y.-S., Choe, H.-N., Kong, S.-H., Lee, H.-J., Kim, W. H., and Yang, H.-K. (2014). “Outcomes of minimally invasive surgery for early gastric cancer are comparable with those for open surgery: analysis of 1,013 minimally invasive surgeries at a single institution.” *Surg. Endosc.*, 28(3), 789–795.
- Ohira, M., Shibuya, K., Uemura, K., Takahashi, H., and Ito, Y. (2019). “Correlation between port-to-target distance and procedural difficulty in single-incision laparoscopic cholecystectomy: An observational study.” *Asian J. Endosc. Surg.*, 12(3), 255–263.
- Okamoto, Y., Nakadate, R., Nakamura, S., Arata, J., Oguri, S., Moriyama, T., Esaki, M., Iwasa, T., Ohuchida, K., Akahoshi, T., Ikeda, T., Kitazono, T., and Hashizume, M. (2019). “Colorectal endoscopic submucosal dissection using novel articulating devices: a comparative study in a live porcine model.” *Surg. Endosc.*, 33(2), 651–657.
- Oliver-Butler, K., Epps, Z. H., and Rucker, D. C. (2017). “Concentric agonist-antagonist robots for minimally invasive surgeries.” *Proc. SPIE 10135, Med. Imaging 2017 Image-Guided Proced. Robot. Interv. Model.*, R. J. Webster and B. Fei, eds., 1013511.
- Orekhov, A. L., Abah, C., and Simaan, N. (2018). “Snake-like Robots for Minimally Invasive, Single-Port, and Intraluminal Surgery.” *The Encyclopedia of Medical Robotics*, World Scientific, 203–243.
- Paros, J., and Weisbord, L. (1965). “How to design flexure hinge.” *Mach Des.*, 37(151).
- Patel, N., Darzi, A., and Teare, J. (2015). “The endoscopy evolution: ‘the superscope era.’” *Frontline Gastroenterol.*, 6(2), 101–107.
- Peters, B. S., Armijo, P. R., Krause, C., Choudhury, S. A., and Oleynikov, D. (2018). “Review of emerging surgical robotic technology.” *Surg. Endosc.*, 32(4), 1636–1655.
- Petroni, G., Niccolini, M., Caccavaro, S., Quaglia, C., Menciasci, A., Schostek, S., Basili, G., Goletti, O., Schurr, M. O., and Dario, P. (2013). “A novel robotic system for single-port laparoscopic surgery: preliminary experience.” *Surg. Endosc.*, 27(6).
- Phongnarisorn, C., and Chinthakanan, O. (2011). “Transumbilical single-incision laparoscopic hysterectomy with conventional laparoscopic instruments in patients with symptomatic leiomyoma and/or adenomyosis.” *Arch. Gynecol. Obstet.*, 284(4), 893–900.
- Poon, H., Li, C., Gao, W., Ren, H., and Lim, C. M. (2018). “Evolution of robotic systems for transoral head and neck surgery.” *Oral Oncol.*, 87, 82–88.
- Probst, A., and Messmann, H. (2010). “Endoskopische Submukosadisektion: Indikation, Techniken und Ergebnisse.” *Gastroenterol. up2date*, 6(04), 293–309.
- Probst, A., Pagitz, M., Messmann, H., and Albert, J. (2018). “Endoskopische Resektionsverfahren EMR und ESD – Schritt für Schritt.” *Gastroenterol. up2date*, 14(04), 309–319.
- Rassweiler, J., Goezen, A., Klein, J.-T., and Rassweiler-Seyfried, M.-C. (2018). “Zukunft der Laparoskopie und Robotik in der Urologie.” *Aktuelle Urol.*, 49(06), 488–499.
- Rattner, D., and Kalloo, A. (2006). “ASGE/SAGES Working Group on Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery.” *Surg. Endosc.*, 20(2), 329–333.
- Robert Koch-Institut (2019) *Krebs in Deutschland für 2015/2016. 12. Ausgabe*. Robert Koch-Institut (Hrsg) und die Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V. (Hrsg). Berlin, 2019
- Roh, S., Lee, Y., Lee, J., Ha, T., Sang, T., Moon, K.-W., Lee, M., and Choi, J. (2015). “Development of the SAIT single-port surgical access robot slave arm based on RCM Mechanism.” *2015 37th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., IEEE*.

- Roppenecker, D. B. (2017). "Entwicklung und Validierung eines generativ gefertigten Snake-Like Manipulators für die minimal-invasive Chirurgie." Dissertation, TU München, Fakultät für Maschinenwesen.
- Roppenecker, D. B., Grazek, R., Coy, J. A., Irlinger, F., and Lueth, T. C. (2013a). "Friction Coefficients and Surface Properties for Laser Sintered Parts." *Vol. 2A Adv. Manuf.*, American Society of Mechanical Engineers.
- Roppenecker, D. B., Meining, A., Horst, G., Ulbrich, H., and Lueth, T. C. (2012). "Interdisciplinary development of a single-port robot." *2012 IEEE Int. Conf. Robot. Biomimetics*, IEEE, 612–617.
- Roppenecker, D. B., Pfaff, A., Coy, J. A., and Lueth, T. C. (2013b). "Multi arm snake-like robot kinematics." *2013 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, IEEE, 5040–5045.
- Runciman, M., Darzi, A., and Mylonas, G. P. (2019). "Soft Robotics in Minimally Invasive Surgery." *Soft Robot.*, 6(4), 423–443.
- Rus, D., and Tolley, M. T. (2015). "Design, fabrication and control of soft robots." *Nature*, 521(7553).
- Santos, B. F., and Hungness, E. S. (2011). "Natural orifice transluminal endoscopic surgery: Progress in humans since white paper." *World J. Gastroenterol.*, 17(13), 1655.
- Schünke, M., Schulte, E., and Schumacher, U. (2018). *PROMETHEUS Innere Organe*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Seneci, C. A., Gras, G., Wisanuvej, P., Shang, J., and Yang, G.-Z. (2017). "3D printing of improved needle grasping instrument for flexible robotic surgery." *2017 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, IEEE, 2524–2530.
- Shergill, A. K., and Harris-Adamson, C. (2019). "Failure of an engineered system: The gastrointestinal endoscope." *Tech. Gastrointest. Endosc.*, 21(3), 116–123.
- Sheth, K. R., and Koh, C. J. (2019). "The Future of Robotic Surgery in Pediatric Urology: Upcoming Technology and Evolution Within the Field." *Front. Pediatr.*, 7.
- Siewert, J. R., Rothmund, M., and Schumpelick, V. (2011). *Praxis der Viszeralchirurgie. Gastroenterologische Chirurgie*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Simaan, N., Yasin, R. M., and Wang, L. (2018). "Medical Technologies and Challenges of Robot-Assisted Minimally Invasive Intervention and Diagnostics." *Annu. Rev. Control. Robot. Auton. Syst.*, 1(1), 465–490.
- Simanski, C., and Neugebauer, A. M. (2013). "Schmerztherapie." *Chir. Basisweiterbildung*, K. K. Jauch KW., Mutschler W., Hoffmann J., ed., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Smith, A. D., Preminger, G. M., Kavoussi, L. R., Badlani, G. H., and Rastinehad, A. R. (2019). *Smith's Textbook of Endourology*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.
- Spaun, G. O., Zheng, B., and 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." *Surg. Endosc.*, 23(12).
- Statistisches Bundesamt (2017) *Gesundheit Todesursachen in Deutschland 2015 Fachserie 12 Reihe 4* Statistisches Bundesamt (Destatis) Hrsg., 2017.
- Stepp, K. J. E., and Bastawros, D. A. (2018). "Single-Port Surgery." *Minim. Invasive Gynecol.*, Cham: Springer International Publishing, 31–41.
- Stolzenburg, J.-U., Tuerk, I., and Liatsikos, E. (2011). *Laparoskopische und roboterassistierte Chirurgie in der Urologie*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Storm, A. C., and Thompson, C. C. (2017). "Endoscopic Treatments Following Bariatric Surgery." *Gastrointest. Endosc. Clin. N. Am.*, 27(2), 233–244.
- Struck, J. P., Karl, A., Schwentner, C., Herrmann, T. R. W., and Kramer, M. W. (2018). "En-bloc-Resektion und Vaporisation von Harnblasenkarzinomen." *Urologe*, 57(6), 665–672.

- Suh, J. (2019). “Transurethral Resection of Bladder Tumor.” *Manag. Urothelial Carcinoma*, Singapore: Springer Singapore.
- Suzuki, N., Hattori, A., Tanoue, K., Ieiri, S., Konishi, K., Tomikawa, M., Kenmotsu, H., and Hashizume, M. (2010). “Scorpion Shaped Endoscopic Surgical Robot for NOTES and SPS With Augmented Reality Functions.” *Med. Imaging Augment. Reality. MIAR 2010. Lect. Notes Comput. Sci.*, Y. G. Liao H., Edwards P.J., Pan X., Fan Y., ed., Berlin Heidelberg: Springer.
- Tajudeen, B. A., and Adappa, N. D. (2016). “Instrumentation in Frontal Sinus Surgery.” *Otolaryngol. Clin. North Am.*, 49(4), 945–949.
- Tay, G., Tan, H.-K., Nguyen, T. K., Phee, S. J., and Iyer, N. G. (2018). “Use of the EndoMaster robot-assisted surgical system in transoral robotic surgery: A cadaveric study.” *Int. J. Med. Robot. Comput. Assist. Surg.*, 14(4), e1930.
- Thomas P. Hüttl, and Hüttl, T. K. (2013). “Minimalinvasive Chirurgie.” *Chir. Basisweiterbildung*, K. K. Jauch KW., Mutschler W., Hoffmann J., ed., Berlin, Heidelberg: Springer.
- Tillmann, B. N. (2016). *Atlas der Anatomie des Menschen*. Springer-Lehrbuch, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Tortora, G., Dario, P., and Menciassi, A. (2014). “Array of Robots Augmenting the Kinematics of Endocavitary Surgery.” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, 19(6), 1821–1829.
- Traeger, M. F., Krieger, Y. S., and Lueth, T. C. (2013). “Automated construction of gear racks, spur gears and helical gears using Matlab & STL files for rapid manufacturing.” *2013 IEEE/ASME Int. Conf. Adv. Intell. Mechatronics*, IEEE, 1603–1608.
- Traeger, M. F., Roppenecker, D. B., Jensen, B., Can, S., Knoll, A., and Lueth, T. C. (2014a). “Interdisciplinary concept of design, actuation, control and vision computing of a laser-sintered single-port robot.” *5th IEEE RAS/EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics*, IEEE, 52–57.
- Traeger, M. F., Roppenecker, D. B., Leininger, M. R., Schnoes, F., and Lueth, T. C. (2014b). “Design of a spine-inspired kinematic for the guidance of flexible instruments in minimally invasive surgery.” *2014 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, IEEE, 1322–1327.
- Traeger, M. F., Roppenecker, D. B., and Lueth, T. C. (2012). “A laser sintered miniature gear hub for a surgical robot and the maximum torque it can transmit.” *2012 IEEE Int. Conf. Robot. Biomimetics*, IEEE, 1062–1067.
- Tseng, Y.-J., and Chen, Y.-D. (2000). “Three dimensional biarc approximation of freeform surfaces for machining tool path generation.” *Int. J. Prod. Res.*, 38(4), 739–763.
- Umedachi, T., Vikas, V., and Trimmer, B. A. (2013). “Highly deformable 3-D printed soft robot generating inching and crawling locomotions with variable friction legs.” *2013 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, IEEE.
- Vestweber, B., Straub, E., Kaldowski, B., Paul, C., Alfes, A., Haaf, F., and Vestweber, K. H. (2011). “Single-Port-Kolonchirurgie.” *Der Chir.*, 82(5), 411–418.
- Vitiello, V., Su-Lin Lee, Cundy, T. P., and Guang-Zhong Yang. (2013). “Emerging Robotic Platforms for Minimally Invasive Surgery.” *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, 6, 111–126.
- Vrieling, T. J. C. O., Zhao, M., Darzi, A., and Mylonas, G. P. (2018). “ESD CYCLOPS: A New Robotic Surgical System for GI Surgery.” *2018 IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, IEEE.
- Wallstabe, I., Plato, R., and Weimann, A. (2018). “Endoluminal Vacuum Therapy for Anastomotic Insufficiency After Gastrectomy.” *Endoscopy*, 42.
- Walter, B., Krieger, Y., Wilhelm, D., Feussner, H., Lüth, T., and Meining, A. (2021). “Evolution of improved bi-manual endoscopic resection using a customizable 3D-printed manipulator system designed for use with standard endoscopes: a feasibility study using a porcine ex-vivo model.” *Endoscopy Int Open 2021*, Georg Thieme Verlag KG (accepted Feb 2021, in press).
- Wang, H., Zhang, R., Chen, W., Wang, X., and Pfeifer, R. (2017). “A cable-driven soft robot surgical system for cardiothoracic endoscopic surgery: preclinical tests in animals.” *Surg. Endosc.*, 31(8), 3152–3158.

-
- Waye, J. D., Rex, D. K., and Williams, C. B. (2009). *Colonoscopy*. Oxford, UK: Wiley-Blackwell.
- Weber, R. (2009). "Die endonasale Chirurgie der Stirnhöhle." *HNO*, 57(8), 739–750.
- Weber, R. K., and Hosemann, W. (2015). "Comprehensive review on endonasal endoscopic sinus surgery." *GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg*, 22(14).
- Wilhelm, D., Meining, A., and Feußner, H. (2016). "Kombinierte laparoskopisch-endoskopische Verfahren." *Ther. Endosk. im Gastrointestinaltrakt*, G. Kähler, M. Götz, and N. Senninger, eds., Berlin Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Woodbury, R., Gün, O. Y., Peters, B., and Sheikholeslami, M. (2010). *Elements of Parametric Design*. London: Routledge.
- Xu, K., Goldman, R. E., Ding, J., Allen, P. K., Fowler, D. L., and Simaan, N. (2009). "System design of an Insertable Robotic Effector Platform for Single Port Access (SPA) Surgery." *2009 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, IEEE.
- Xu, K., Zhao, J., and Fu, M. (2015). "Development of the SJTU Unfoldable Robotic System (SURS) for Single Port Laparoscopy." *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, 20(5).
- Yamamoto, H., and Kita, H. (2005). "Endoscopic therapy of early gastric cancer." *Best Pract. Res. Clin. Gastroenterol.*, 19(6), 909–926.
- Yan, Q., Dong, H., Su, J., Han, J., Song, B., Wei, Q., and Shi, Y. (2018). "A Review of 3D Printing Technology for Medical Applications." *Engineering*, 4(5), 729–742.
- Yang, D.-H., and Seo, D.-W. (2019). "Colorectal endoscopic submucosal dissection: a robotic system is coming." *Gastrointest. Endosc.*, 90(2), 299–300.
- Yeung, B. P. M., and Chiu, P. W. Y. (2016). "Application of robotics in gastrointestinal endoscopy: A review." *World J. Gastroenterol.*, 22(5), 1811.
- Yeung, B. P. M., and Gourlay, T. (2012). "A technical review of flexible endoscopic multitasking platforms." *Int. J. Surg.*, 10(7).
- Yong, Y. K., Lu, T.-F., and Handley, D. C. (2008). "Review of circular flexure hinge design equations and derivation of empirical formulations." *Precis. Eng.*, 32(2), 63–70.
- Yoshiki, N. (2016). "Single-incision laparoscopic myomectomy: A review of the literature and available evidence." *Gynecol. Minim. Invasive Ther.*, 5(2), 54–63.
- Yoshimitsu, K., Kato, T., Song, S.-E., and Hata, N. (2014). "A novel four-wire-driven robotic catheter for radio-frequency ablation treatment." *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, 9(5).
- Zentner, L. (2014). *Nachgiebige Mechanismen*. Oldenbourg: de Gruyter Oldenbourg.
- Zizer, E., Roppenecker, D., Helmes, F., Hafner, S., Krieger, Y., Lüth, T., and Meining, A. (2016). "A new 3D-printed overtube system for endoscopic submucosal dissection: first results of a randomized study in a porcine model." *Endoscopy*, 48(08), 762–765.
- Zorn, L., Nageotte, F., Zanne, P., Legner, A., Dallemagne, B., Marescaux, J., and Mathelin, M. de. (2018). "A Novel Telemanipulated Robotic Assistant for Surgical Endoscopy: Preclinical Application to ESD." *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 65(4), 797–808.