# Instrumente und Beleuchtungsmodule für ein minimal-invasives Telemanipulationssystem

vorgelegt von Dipl.-Ing. Bastian Blase aus Dresden

von der Fakultät V – Verkehrs- und Maschinensysteme der Technischen Universität Berlin zur Erlangung des akademischen Grades

> Doktor der Ingenieurwissenschaften - Dr.-Ing. -

> > genehmigte Dissertation

Promotionsausschuss:

Vorsitzender:	Prof. DrIng. Paul Uwe Thamsen
Gutachter:	Prof. Dr. rer. nat. Heinz Lehr
Gutachter:	Prof. DrIng. Henning J. Meyer
Gutachter:	DrIng. Stephan Schrader

Tag der wissenschaftlichen Aussprache: 27.11.2015

Berlin 2015 D 83

### Vorwort

Die vorliegende Dissertation habe ich während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Fachgebiet Mikrotechnik des Instituts für Konstruktion, Mikro- und Medizintechnik der Technischen Universität Berlin angefertigt.

Mein herzlicher Dank gilt Herrn Professor Dr. rer. nat. Heinz Lehr für seine umfangreiche Unterstützung und das entgegengebrachte Vertrauen während meiner Studien- und Promotionszeit. Mir ist bewusst, welche Fördermöglichkeiten er seinem ganzen Team bietet und welchen Einsatz er dafür bringt, dass man sich in fachlicher wie persönlicher Hinsicht bestmöglich entwickelt. Seiner Frau Helena Lehr gebührt großer Dank nicht nur für die Durchsicht meines Manuskripts, sondern auch für ihren unermüdlichen und engagierten Einsatz in allen organisatorischen Belangen des täglichen Institutsalltags.

Bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Henning Meyer und Herrn Dr.-Ing. Stephan Schrader bedanke ich mich für die Begutachtung meiner Dissertation. Herrn Prof. Dr.-Ing. Paul-Uwe Thamsen danke ich für seine Bereitschaft, den Vorsitz im Prüfungsausschuss zu übernehmen.

Meinen Kollegen am Fachgebiet danke ich für die faire, freundschaftliche und engagierte Zusammenarbeit sowie die gegenseitige Unterstützung mit Rat und Tat. Ich konnte mich jederzeit auf sie verlassen, so dass sich aus dem Vertrauen mit der Zeit Freundschaften entwickelt haben, die auch jenseits des beruflichen Kontexts bestehen.

Dank und Respekt gebührt auch den Mitarbeitern der feinmechanischen Institutswerkstatt. Erst die Fertigkeiten von Meister Detlef Schnee und seinem Kollegen Kevin Ehling ermöglichten die präzise Umsetzung ambitionierter Entwicklungen zu Prototypen und förderten zudem meine eigenen praktischen Fähigkeiten. Gleiches gilt auch für Mario Runge, Elektrotechniker am Fachgebiet, für die wiederholte Herstellung unterschiedlichster elektronischer Bausätze und Platinen.

Weiterhin bedanke ich mich bei allen Studierenden, die ich während meiner Promotionszeit betreute. Ihre Abschlussarbeiten lieferten einige Beiträge zu der vorliegenden Dissertation und gleichzeitig profitierte ich mit Erfahrungen und persönlicher Entwicklung von unserer Zusammenarbeit.

Meiner Familie bin ich zu großem Dank verpflichtet, denn sie legten das Fundament und lieferten die Unterstützung, die es mir erst ermöglichte, meinen bisherigen Weg zu gehen und ohne deren Rückhalt ich so vieles nicht erreicht hätte.

Zuletzt danke ich Anne – für ihre unvergleichliche Art, ihren unerschütterlichen Humor oder einfach dafür, dass sie so ist, wie sie ist.

## Inhaltsverzeichnis

Vorw	ort	3
1	Einleitung	3
1.1	Laparoskopische Grundlagen und Techniken	3
1.2	Das AKIM-Projekt	4
1.3	Das BELL-Projekt	6
1.4	Übersicht der Entwicklungen	7
2	Stand der Technik laparoskopischer Instrumente und Systeme	9
2.1	Konventionelle Instrumente	9
2.1.1	Manuelle Manipulatoren	10
2.1.2	Unterstützte Manipulatoren	11
2.2	Telechirurgiesysteme	13
2.2.1	Extern manipulierte starre Instrumente	14
2.2.2	Extern fixierte gelenkige Instrumente	15
2.2.3	Extern manipulierte gelenkige Instrumente	18
2.2.4	Single-Port-Systeme	23
2.2.5	NOTES	30
2.3	Visuelle Überwachung	33
2.3.1	Starre Endoskope	34
2.3.2	Flexible Endoskope	35
2.3.3	Lichtquellen	36
3	Aktive chirurgische Instrumente für minimal-invasive Eingriffe (AKIM)	40
3.1	Medizinische, kinetische und kinematische Anforderungen	41
3.2	Entwickelte Kinematiken	44
3.2.1	Polyzentrischer Mechanismus	52
3.2.2	Faltmechanismus	61
3.2.3	Spreizmechanismus	63
3.2.4	Kinematik 1	65
3.2.5	Kinematik 2	67
3.3	Vergleich der Kinematiken	73
3.4	Manipulatoren	77
3.5	Antriebselemente	81
3.5.1	Seilzüge	82
3.5.2	Flexible Wellen	85
3.5.3	Antriebsstränge	90
3.6	Sensorik	98

3.6.1	Kollisionssensor	
3.6.2	Positionssensoren	
3.7	Ansteuerung	119
3.7.1	Instrumentenplattform und Motormodul	
3.7.2	Ansteuerkonzepte	
3.7.3	Bedienkonsole und Steuerelektronik	
3.8	Erprobung der Instrumente	
4	Beleuchtungseinrichtung für Endoskope mittels Laserlicht (BELL)	
4.1	Lichtquellen in der Endoskopie	
4.1.1	Grundlagen zu lichttechnischen Größen	
4.1.2	Polarisation	
4.1.3	Grundlagen zu Laserlichtquellen	141
4.1.4	Relevante Laserarten	
4.2	Entwurf von Strahlkombiniersystemen	146
4.2.1	Strahlkollimation	146
4.2.2	Möglichkeiten der Strahlkombination	148
4.2.3	Entwickelte Systeme	
4.3	Aufbau des optischen Moduls	157
4.4	Entwicklung Speckle-reduzierender Module	159
4.4.1	Möglichkeiten der Speckle-Reduktion	159
4.4.2	Entwurf und Bewertung entwickelter Systeme	
4.5	Wärmemanagement eines intra-endoskopischen Beleuchtungsmoduls	
4.5.1	Wärmespeicherung mittels Phase-Change-Materials	
4.5.2	Konstruktion des Wärmespeicher-Moduls	
4.5.3	Versuchsreihen und Ergebnisse	174
4.6	Gesamtsystem	
5	Zusammenfassung und Ausblick	
6	Quellenverzeichnis	
7	Symbolverzeichnis	
8	Anhang	
8.1	Herleitungen zu den Instrumentenarm-Kinematiken	
8.2	Herleitungen zu den Manipulatoren	
8.3	Erfindungen und Patentanmeldungen	

### 1 Einleitung

Die Geschichte erster chirurgischer Eingriffe reicht bis weit in die Antike zurück, das Zeitalter der wissenschaftlich fundierten Chirurgie begann jedoch erst in der zweiten Hälfte des 19. Jahrhunderts. Während in den folgenden hundert Jahren der Schwerpunkt auf der kontinuierlichen Erweiterung der prinzipiellen Zugänglichkeit und Behandelbarkeit lag, kamen ab der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts zunehmend der Aspekt der Rekonstruktion sowie erstmals die Möglichkeiten der Transplantation auf. Seit dem Ende des letzten Jahrtausends hat sich in der Chirurgie eine Entwicklung zur Reduktion der Zugangstraumata durchgesetzt, die unter dem Begriff minimal-invasive Chirurgie bekannt geworden ist. [Win09]

Die diesem Trend zugrunde liegenden Techniken werden vor allem, jedoch nicht ausschließlich, in der Laparoskopie angewandt. Ein Laparoskop dient seiner Etymologie nach (griechisch: lapára = Teil des Leibes zwischen Rippen und Hüfte und skopein = betrachten) der Inspektion der Bauchhöhle und wird nach Gasinsufflation zur Aufstellung der Bauchdecke durch einen Trokar eingebracht. Bei einer Laparoskopie können jedoch auch chirurgische Eingriffe mithilfe stabförmiger Instrumente durchgeführt werden, welche durch zusätzliche kleine Zugänge eingebracht werden.

### 1.1 Laparoskopische Grundlagen und Techniken

Für Anwendungen wie beispielsweise die Cholezystektomie oder Appendektomie (Entfernung der Gallenblase oder des Blinddarms) stellt die minimal-invasive Chirurgie inzwischen den Goldstandard dar und hat sich gegenüber offenen chirurgischen Eingriffen durchgesetzt. Die Vorteile liegen für den Patienten im deutlich reduzierten Trauma, einer verminderten Gefahr von Keimverschleppungen oder Komplikationen beim Verheilen sowie geringeren postoperativen Schmerzen [Rit07]. Damit gehen eine schnellere Rekonvaleszenz sowie kürzere Krankenhausaufenthalte einher. Für den Operateur bietet die Technik gegenüber der offenen Chirurgie jedoch Einschränkungen hinsichtlich der Ergonomie, der Beweglichkeit und dem Bewegungsumfang, was es in einigen Fällen nötig macht, weitere Zugänge zu schaffen, um das gesamte Operationsgebiet erreichen zu können. Darüber hinaus ist nur eine eingeschränkte und indirekte Visualisierung des Bauchinnenraums möglich. Diese erfolgt über ein Endoskop, das von einem Assistenten gemäß den Anweisungen des Chirurgen gehalten und geführt wird.

Um die Anzahl der Einstiche zu reduzieren, wurden in den letzten Jahren zunehmend Methoden entwickelt, die sowohl das Endoskop als auch alle erforderlichen Instrumente durch nur einen einzelnen Zugang einbringen. Diese so genannte Single-Port-Chirurgie stellt in einigen Bereichen der minimal-invasiven Chirurgie eine ernstzunehmende Alternative mit einigen Vorteilen gegenüber dem Goldstandard dar, wie dies in Kapitel 2.2.4 erläutert wird. Nachteilig ist jedoch eine zusätzlich erschwerte Bedienbarkeit und reduzierte Geschicklichkeit beim Eingriff mit standardisierten Instrumenten. Aus diesem Grund erfordert diese Technologie speziell angepasste Instrumente und Systeme, die im Stand der Technik beschrieben werden. Die daraus resultierenden Herausforderungen sind mit rein manuell bedienten Instrumenten nur in eingeschränktem Maße beherrschbar, daher benötigen Single-Port-Systeme zunehmend mechatronische und motorische Unterstützung.

### 1.2 Das AKIM-Projekt

Ziel des Projekts AKIM "Aktive chirurgische Instrumente für minimal-invasive Eingriffe" war die Entwicklung eines laparoskopischen telemanipulativen Systems für die Single-Port-Chirurgie, das durch einen neuen Ansatz die Nachteile bestehender Systeme überwinden soll. Dazu wurde eine motorisierte Plattform mit zwei Instrumenten entwickelt, die durch einen Trokar für Single-Port-Zugänge eingebracht werden.

Die Single-Port-Chirurgie stellt dabei erhöhte Anforderungen an das System, sowohl innerhalb als auch außerhalb des Patienten. Die Instrumente werden, anders als bei etablierten Verfahren, nicht über mehrere, über den Bauchraum verteilte Zugänge, sondern nur über einen einzelnen Port sehr nah nebeneinander in das Abdomen eingeführt. Bei der Verwendung üblicher starrer minimal-invasiver Instrumente kommt es dabei am Operationsort zu einer immensen Einschränkung des Arbeitsraums und der Beweglichkeit sowie einer potentiell höheren Gefahr von Kollisionen der Instrumente untereinander. Zur Kompensation dieser Einschränkungen müssen die Instrumente derart gestaltet sein, dass ihre Endeffektoren so verlagert und ausgerichtet werden können, wie es Chirurgen aus Multi-Port-Eingriffen gewohnt sind. Dies wird dadurch erreicht, dass die entwickelten Instrumente sich innerhalb des Bauchraums gelenkig bewegen können, wie in der Abbildung 1-1 gezeigt wird.

Ziel ist es weiterhin, den Platzbedarf im Operationsaal und direkt am Patienten deutlich zu reduzieren und es dem medizinischen Personal im Notfall dadurch schneller zu ermöglichen, den Telemanipulator zu entfernen und eine offene Operation einzuleiten. Man verzichtet daher auf größere Aufbauten außerhalb des Patienten zum Verkippen der Instrumente um den Trokar zugunsten intrakorporaler Freiheitsgrade. Während gekreuzt eingeführte Instrumente außerhalb des Patienten mehrere Teilplattformen zulassen, die unabhängig voneinander um den Zugangspunkt kippen können, erzwingt der Einsatz einer einzelnen kompakten Plattform die parallele Einbringung der Instrumente. Darüber hinaus soll diese den größten Teil der Operationszeit starr positioniert bleiben, um das Gewebe am Zugangsort nicht zusätzlich zu belasten. Dies reduziert nicht nur die Summe der Bewegungsmöglichkeiten aller eingesetzten Werkzeuge, sondern erfordert eine besondere Bewegungsform der Instrumente, um dem Chirurgen die ihm bekannte und intuitive triangulierende Arbeitsweise zu ermöglichen. Die fehlende Beweglichkeit außerhalb des Körpers muss durch zusätzliche Freiheitsgrade im Innern ausgeglichen werden. Dazu gehört, dass die parallel eingeführten Arme im Innern des Körpers zuerst nach außen schwenken, um sich anschließend nach innen zu neigen, um auf diese Weise die reduzierte Manipulation und Beweglichkeit starrer Instrumente zu überwinden. Parallel dazu gilt es, einen großen Bewegungsraum zu erreichen.

Die wegen der dazu nötigen Gelenke einhergehende potentielle mechanische Schwächung lässt sich durch eine neu entwickelte kinematische Struktur vermeiden, die von den gängigen Entwürfen maßgeblich abweicht und deren Nachteile vermeidet.



Abb. 1-1 Zugangswege und Freiheitsgrade mit starren Instrumenten der Multi-Port-Chirurgie (links), mit parallelen starren Instrumenten und Single-Port sowie extern bewegter Plattform (Mitte) und mit gelenkigen Single-Port-Instrumenten sowie fixierter Plattform (rechts)

Die Entwicklung neuer Sensoren erleichtert die verlässliche Steuerung des Telemanipulators. Gleichermaßen lassen sich damit mögliche Interaktionen mit dem umgebenden Gewebe rechtzeitig erfassen. Die besondere Gestalt der Instrumente benötigt alternative Antriebselemente, die zusammen mit mehreren über das Instrument verteilten Positionssensoren eine präzise Einstellbarkeit ermöglichen. Diese liefern jederzeit die genaue Position aller Gelenke, ohne die einzeln lösbaren Instrumente nach dem Ankoppeln an die Plattform kalibrieren zu müssen, was die Gebrauchstauglichkeit durch die sofortige Einsatzbereitschaft erhöht.

Gleichzeitig werden einige Instrumente mit Näherungs- und Kollisionssensoren ausgerüstet, die einen unerwünschten und möglicherweise unbeobachteten Kontakt mit Gewebe im Abdomen bereits im Vorhinein registrieren und damit rechtzeitig die Gelegenheit bieten, darauf zu reagieren. Die sensorische Unterstützung der Instrumente dient damit dem Benutzerkomfort und weiterhin der Patientensicherheit.

Um ein sicheres und ermüdungsarmes Operieren zu unterstützen, steuert der Chirurg die Instrumente von einer vom OP-Tisch abgesetzten Bedienkonsole. Diese ist mit Bildschirm und Eingabegeräten als Benutzerschnittstelle ausgestattet und verarbeitet, steuert und kontrolliert alle Befehle und Aktionen, die über die Plattform an die Instrumente übergeben werden. Das Gesamtsystem aus Konsole, Plattform und Instrumenten wurde in verschiedenen Untersuchungsreihen unter Laborbedingungen überprüft und erfolgreich getestet. Die einzelnen Komponenten sind in der Abbildung 1-2 zu erkennen.

Das AKIM-Projekt untergliederte sich in zwei Entwicklungsphasen, wobei in der ersten ein vollständiges System aufgebaut wurde. Mit den Erkenntnissen aus den damit durchgeführten Tests ließ sich in der zweiten Phase ein überarbeitetes zweites System entwickeln. Die Verbesserungen im zweiten Projektabschnitt mündeten in einer weiteren Instrumentenplattform, einer neuen optimierten Instrumentengestalt und daran angepassten Sensoren. Zudem wurde der Bedienbarkeit und Anwenderfreundlichkeit größere Aufmerksamkeit geschenkt. Waren die ersten Instrumente noch fest mit der ersten Plattform verbunden, so konnten in der zweiten Generation die überarbeiteten Instrumente unabhängig voneinander von der Plattform ge-

trennt und ausgetauscht werden. Dies erleichtert die spätere Reinigung und Wiederaufbereitung enorm und erlaubt einen größeren Gestaltungsspielraum in der Auswahl der gewünschten Instrumente. Zudem ließ sich das Volumen der zweiten Plattform und damit der benötigte Raum direkt über dem Patienten durch eine verbesserte Form der Motor-Getriebe-Einheit halbieren (siehe auch Abbildung 3-98).



Abb. 1-2 Überblick aller Komponenten des AKIM-Systems

Wie der Stand der Technik in Kapitel 2.2 verdeutlicht, bestehen weltweit bereits mehrere Ansätze zur Umsetzung eines telemanipulativen chirurgischen Systems. Sowohl die dabei vorgefundenen Restriktionen als auch die durch Schutzrechte Dritter limitierten Gestaltungsmöglichkeiten führten im AKIM-Projekt zur Entwicklung mehrerer prinzipiell neuer Herangehensweisen und technologischer Applikationen. Dies resultierte in der erfolgreichen Anmeldung gleich mehrerer eigener Patente, die sich beispielsweise auf die Instrumente bezogen, aber auch Teile der Instrumentenspitzen, der Plattform, einzelner Sensoren oder optischer Verfahren betreffen, die nicht alle in der vorliegenden Dissertation aufgeführt sind. Die damit dokumentierte technologische Abgrenzung des Systems von anderen Entwicklungen stellt nicht nur einen Lösungsansatz für eine Zahl von Herausforderungen dar, die andernorts noch nicht gefunden wurden, sondern erleichtert bei einer späteren potentiellen Umsetzung in ein Produkt die wirtschaftliche Planung für die den Zulassungsprozess durchführenden Partner.

### 1.3 Das BELL-Projekt

Ein weiteres mit dem Thema eng verknüpftes Forschungsprojekt beschäftigte sich mit der Fortentwicklung der endoskopischen Bildaufnahme und Beleuchtung. Derzeit werden bei minimal-invasiven Eingriffen noch zum überwiegenden Teil externe Kaltlichtquellen mit Halogen- oder Xenonlampen eingesetzt, deren Strahlung über ein flexibles Lichtleitkabel zum Endoskop geführt und in dieses eingekoppelt wird. Das vom Assistenten gehaltene Endoskop führt durch das zusätzliche schwere Lichtleiterkabel bei längeren Operationszeiten zur Ermüdung des Kameraführers und damit zur Beeinträchtigung der geforderten visuellen Kontrolle. Des Weiteren stellt das Kabel ein Hindernis beim Hantieren sowie eine potentielle Stolpergefahr dar. Um diese Probleme zu umgehen, sind bereits kabellose Beleuchtungseinrichtungen auf dem Markt verfügbar. Einerseits finden sich an den Lichtleiteranschluss fixierbare batteriebetriebene LED-Lampen, andererseits bereits im Endoskop integrierte Leuchtmittel. Beide Lösungen haben jedoch entweder mit hohen Koppelverlusten oder auch zusätzlichen Wärmeproblemen zu kämpfen. Um diese zu umgehen, wurde im BELL-Projekt (Beleuchtungseinrichtung für Endoskope mittels Laserlicht) ein grundsätzlich anderer Ansatz verfolgt, der beide Nachteile durch eine gezielte Wahl alternativer Lichtquellen vermeidet. Infolge der Verfügbarkeit von Laserdioden unterschiedlicher Wellenlänge wird es möglich, ein äußerst kompaktes und in den Griff eines Endoskops integrierbares Lichtmodul zu entwickeln. Dieses umfasst Komponenten zur Strahlungserzeugung, -formung, -leitung und -kombination. Ein passives Wärmemanagementsystem im Endoskop vermeidet das Überhitzen, ohne dafür zusätzliche Energie und Verluste in Kauf nehmen zu müssen.

Weiterhin entstanden zusätzliche Module zur Reduktion der Nachteile kohärenter Strahlung, wie sie von Laserlichtquellen hervorgerufen werden. Die gesamte Beleuchtungseinheit eignet sich insbesondere für hochbewegliche und dünne Endoskope, die bisher nur eingeschränkt von den Entwicklungen profitieren konnten. Darüber hinaus ist sie allerdings für das AKIM-System als optionale Ergänzung des entwickelten Endoskops zu betrachten, da eine kompakte und energiearme Versorgung auch für telemanipulative Eingriffe Vorteile bietet. Die Abbildung 1-3 zeigt links ein Labormuster des Beleuchtungsmoduls mit den Abmaßen 42 x 24 x 11 mm und rechts einen Überblick der entwickelten Komponenten innerhalb eines Endoskop-griffs.





Abb. 1-3 Labormuster des Laser-Beleuchtungsmoduls (links) [Bla15a] und CAD-Modell des Endoskops (rechts)

### 1.4 Übersicht der Entwicklungen

In den folgenden Kapiteln wird zuerst ein Überblick über einzelne und repräsentative Forschungsprojekte sowie bereits zugelassene und eingesetzte medizinische Instrumente und Systeme in der laparoskopischen Chirurgie gegeben. Gemäß der Thematik der hier geschilderten neuen Entwicklungen liegt der Schwerpunkt auf aktuellen telemanipulativen und Single-Port-Systemen. Das darauf folgende Kapitel beschreibt das AKIM-System. Nach einer Analyse der benötigten Parameter wird die Gestaltung der Instrumentenarme methodisch entwickelt, und es werden verschiedene analytische und numerische Optimierungen vorgenommen. Es folgt die Auslegung der distalen Instrumentensegmente mit den Endeffektoren sowie den zur Betätigung aller Bewegungen nötigen Antriebselemente. Ein späterer Abschnitt beschreibt die Entstehung und Optimierung der verschiedenen Sensoren, die zur Betätigung der Instrumente und Verbesserung ihres Verhaltens herangezogen werden. Daran schließt sich eine Betrachtung der Instrumentenplattform mit deren Motoreinheiten, der Ansteuerkonzepte sowie der elektronischen Steuerung an. Abschließend erfolgen Tests und Bewertungen des Gesamtsystems in verschiedenen Versuchsreihen im Labor.

Das nächste Kapitel widmet sich der Genese der endoskopischen Beleuchtungseinrichtung. Nach einer kurzen Betrachtung der speziellen Eigenschaften und einer Auswahl von Laserlichtquellen folgen Entwürfe verschiedener Strahlkombiniersysteme sowie der Aufbau des entwickelten optischen Moduls. Anschließend wird die Entwicklung von Komponenten zur Reduzierung der Qualitätsverluste durch kohärente Beleuchtung beschrieben.

Der darauf folgende Abschnitt betrachtet ein bei Endoskopen technisch bisher nicht umgesetztes Prinzip zur Speicherung von Verlustleistung mit einem effektiven Wärmemanagement durch passive Substanzen mittels Phasenumwandlung. Abschließend wird das Gesamtsystem der wesentlichen Komponenten untersucht und die Tauglichkeit für die endoskopische Bildund Beleuchtungsvorrichtung des AKIM-Systems evaluiert. Eine darauf folgende Zusammenfassung ordnet die einzelnen Entwicklungen in einen Gesamtrahmen ein und bietet einen Ausblick auf das Potenzial und die weiteren Verwertungsmöglichkeiten für die entstandenen Technologien.

### 2 Stand der Technik laparoskopischer Instrumente und Systeme

Die im ersten Kapitel vorgestellte Methode der laparoskopischen Eingriffe hat zur Entwicklung unterschiedlichster Instrumente und Systeme geführt, die in Forschungspublikationen vorgestellt werden. Sie lassen sich gemäß der in diesem Kapitel aufgeführten Systematik klassifizieren.

Unterschieden wird prinzipiell zwischen konventionellen Instrumenten, die vom Anwender selbst gehalten und geführt werden und solchen, die als so genannte Telemanipulationssysteme eine mechanische und räumliche Trennung zwischen dem Bedienteil und dem eigentlichen Instrument aufweisen. Die erstgenannte Gruppe von Instrumenten wird dabei allein durch Muskelkraft des Anwenders manuell bedient oder der Bediener wird durch integrierte Aktoren beim Führen und Bedienen unterstützt und entlastet.

Die zweite Gruppe der Telechirurgiesysteme wandelt über ein Eingabegerät die Befehle des Anwenders in Steuersignale und leitet diese über einen Rechner an Antriebe. Unabhängig von der Art des Antriebs werden diese Systeme im Folgenden nach ihrer Bauform sowie der Verteilung von Freiheitsgraden unterteilt. So wird einerseits zwischen außerhalb des Patienten bewegten, aber starren Instrumenten unterschieden, anderseits zwischen gelenkigen Instrumenten, die jedoch extrakorporal nicht verfahren werden. Allerdings gibt es auch Instrumente mit einer Kombination aus intra- und extrakorporalen Freiheitsgraden. Darüber hinaus existieren Systeme, die über einen einzelnen Zugang mehrere bewegliche Instrumente in den Körper einbringen. Die Letztgenannten werden noch einmal danach differenziert, ob sie über natürliche oder künstlich geschaffene Körperöffnungen eingebracht werden. Die in diesem Kapitel genannten Literaturstellen stehen für exemplarische Beispiele repräsentativer Forschungsprojekte.

### 2.1 Konventionelle Instrumente

Aktuell kommen in der Laparoskopie hauptsächlich starre Instrumente, wie die in der Abbildung 2-1 dargestellte Schere, zum Einsatz. Allerdings reduziert der minimal-invasive Zugangsweg über einen Trokar die Anzahl der verfügbaren Freiheitsgrade dieser Instrumente von sechs auf vier, wie die Abbildung 2-2 verdeutlicht. Dies hat zur Folge, dass viele Areale für den Chirurgen nicht erreichbar sind. Die damit verbundene Einschränkung des Bewegungsraums lässt sich daher nur durch weitere Zugänge oder über zusätzliche intrakorporale Freiheitsgrade in den Instrumenten ausgleichen.



Abb. 2-1 Starre endoskopische Schere



Abb. 2-2 Einschränkung der Freiheitsgrade beim Zugang durch die Bauchdecke [Bre99]

#### 2.1.1 Manuelle Manipulatoren

Eine Vielzahl an Forschungsprojekten beschäftigt sich mit der Aufgabe, manuelle Instrumente mit einer größeren Zahl an Freiheitsgraden zu entwickeln. Hierzu seien exemplarisch das bionisch inspirierte Instrument von Breedveld et al. [Bre05], welches auf konzentrischen Ringfedern und Seilzügen basiert, weiterhin das mit dem Unterarm abgestützte Instrument von Abani et al. [Aba07] sowie das von Röthig entworfene Greifinstrument zur Übertragung mehrerer Freiheitsgrade in einem Antriebsstrang [Röt12] erwähnt.

Darüber hinaus gibt es auch mehrere kommerziell erhältliche und zugelassene flexible Instrumente, welche die Beweglichkeit im Bauchraum erhöhen. Dazu gehören unter anderem sowohl das SILS-Stitch- als auch das SILS-Hand-Instrument von Covidien [Cov14], das Laparo-Angle-Instrument von Cambridge Endoscopic Devices, Inc. [Cam14] oder das RealHand HD von Novare Surgical Systems [Nov14], siehe auch Abbildung 2-3. Diese Instrumente weisen eine in ein bis zwei Ebenen abwinkelbare Spitze auf und können teilweise darüber hinaus diese um ihre eigene Achse rotieren lassen. Die Bereitstellung dieser zwei beziehungsweise drei zusätzlichen Freiheitsgrade wird über Seilzugmechanismen sowie eine rotierbare abwinkelbare Schubstange realisiert. Aufgrund der schwierigen Aufbereitung wegen schwer zugänglicher Lumen und der kleinteiligen Antriebsmechanik werden diese Instrumente bisher als Einwegprodukte eingesetzt [Pon09].



Abb. 2-3 SILS-Hand-Instrument, Covidien [Cov14]

Ein weiteres Instrument ist das Radius Surgical System der Firma Tübingen Scientific Medical GmbH. Es erlaubt eine einseitige Flexion sowie eine Rotation der Spitze um die eigene Achse. Die Übertragung dieser Bewegungen erfolgt mittels Zahnradgetrieben über das Verkippen des Handgriffs und die Drehung eines Betätigungselements [Tue04], [Fre07]. Die Abbildung 2-4 verdeutlicht die Funktion.



Abb. 2-4 Radius Surgical System, Tübingen Scientific [Tue04]

Da die hier beispielhaft genannten Instrumente sowohl manuell gehalten als auch betrieben werden, führen die zur Übertragung eingesetzten Mechanismen per Seilzug oder Stangen zu Reibungsverlusten, die nicht nur die haptische Wahrnehmung des Chirurgen reduzieren, sondern diesen auch frühzeitig ermüden. Darüber hinaus erfordert die teils gewöhnungsbedürftige Bedienung ein ausgiebiges Training des Chirurgen [Pon09].

### 2.1.2 Unterstützte Manipulatoren

Insbesondere die letzten beiden Punkte haben in verschiedenen Forschungsprojekten zur Entwicklung motorisch unterstützter Instrumente geführt. Diese werden in gewohnter Weise vom Operateur gehalten und gemäß den in der Abbildung 2-2 gezeigten Bewegungen bedient. Zusätzliche intrakorporale Freiheitsgrade werden jedoch über griffseitige Eingabegeräte wie Knöpfe, Hebel oder Joysticks an Aktoren im oder am Instrument angesteuert. Dies vermeidet unergonomische Handstellungen und erlaubt kraftarmes Betätigen dieser Gelenke.

Nakamura et al. beschreiben ein Instrument, dessen bewegliche Spitze über eine Schlaufe am Zeigefinger des Bedieners angesteuert wird. Eine abseits vom Instrument positionierte und mit diesem verbundene Versorgungseinheit erkennt die Stellsignale der Schlaufe und betätigt über Motoren die beiden Seilzugpaare für die Spitze. Der Greifer wird über einen Schalter aktiviert. [Nak01]

Die Forschungsgruppe um Yamashita hat ein Instrument entwickelt, dessen Greifer motorisch in zwei Raumrichtungen abgewinkelt und benutzt wird. Mehrgelenkschubstangen im Schaft sorgen für dessen Bewegung, während die Branchen über einen Seilzug aktiviert werden. Die drei benötigten Elektromotoren befinden sich in einer Motoreinheit, die proximal in Verlängerung des Schafts an das Instrument angeschlossen wird. Auch hier sind extern verbundene Versorgungseinheiten zur Signalverarbeitung und Motoransteuerung vonnöten.

Im Gegensatz dazu wird von Piccigallo et al. in [Pic08] ein handgehaltenes motorisch unterstütztes Instrument gezeigt, das allein über Seilzüge angesteuert wird und dessen Spitze eine Abwinklung sowie zwei getrennte Rotationen ausführen kann. Die Seilzüge werden von einer neben dem Chirurgen stehenden Motor- und Versorgungseinheit zu einer Koppelstelle zwischen dem proximalen Instrumentenende und dem Bediengriff geführt, wo sie ins Instrument geleitet werden. Anders als in den obigen Beispielen erfolgt die Spitzenabwinklung nicht über einen Hebel, sondern über ein Doppelgelenk mit Encodern, welches das Bedienteil mit der Koppelstelle und dem Instrument verbindet. Der Greifer wird über einen Schalter bedient.

Röse beschreibt in [Rös10] ein Instrument mit intrakorporalen Freiheitsgraden, welche mittels parallelkinematischen Mechanismen realisiert werden. Als Antrieb der Schubstangen werden piezoelektrische Wanderwellenmotoren verwendet, welche außerhalb des Patienten am proximalen Instrumentenende liegen. Ein Bedienelement am Handgriff erlaubt die Verstellung der Spitze in zwei Raumrichtungen. Durch die Integration der Motoren am Griff führen vom Instrument nur Versorgungs- und Signalkabel zu einer externen Verarbeitungseinheit. Die parallelkinematische Ausführung der beweglichen Spitze sorgt für mechanische Stabilität, reduziert jedoch deren Bewegungsraum gegenüber vergleichbaren seriellen Kinematiken, siehe Abbildung 2-5. Die Technologie parallelkinematischer Instrumente wurde in einem späteren Projekt (FLEXMIN) zu einem 40 mm-Single-Port-System mit 3D-Kamera und zwei derart gestalteten Instrumenten weiterverfolgt [Mat13].



Abb. 2-5 Parallelkinematisches Instrument mit Handgriff, rechts Detailansicht [Rös10]



Abb. 2-6 Instrument mit aktivem Trokar [Zah11] © 2011 IEEE

Gegenüber den oben genannten Forschungsprojekten werden von Zahraee et al. in [Zah11] die Motoren in einen aktiven Trokar integriert, um das Bedienteil schlank und leicht zu halten, wie dies die Abbildung 2-6 verdeutlicht. Die beiden Antriebe können das Instrument gegenüber dem Handteil axial verschieben und die Instrumentenspitze über Drähte aus Formgedächtnislegierungen verkippen. Eine Drehung des Greifers um seine Achse wird, wie in [Zah10] beschrieben, über eine Welle mit zwei Kardangelenken übertragen.

Während die bisherigen Beispiele Entwicklungen aus reinen Forschungsprojekten beschreiben, sind auch einige aktorgesteuerte Systeme zugelassen und werden kommerziell vertrieben. Beim iDrive Ultra Powered Stapling System von Covidien handelt es sich um einen FDA-zugelassenen, handgehaltenen und akkubetriebenen Stapler mit integrierter motorischer Unterstützung beim Schwenken der Instrumentenspitze sowie beim Betätigen. Das Handmodul kann mit verschiedenen Instrumenten bestückt werden. Die Abbildung 2-7 zeigt rechts das System in perspektivischer Ansicht. [Cov15]

Das Kymerax-System besteht aus robotisch betätigten, handgehaltenen laparoskopischen Instrumenten, die kabelgebunden mit einer Versorgungskonsole verbunden sind, siehe auch Abbildung 2-7 links. Die Motoren sind in den Handgriffen der Instrumente untergebracht und erlauben per Knopfdruck und Verkippen des Bedienteils ein Abwinkeln und Rotieren der Instrumentenspitze. Zusätzlich lässt sich die Motorgeschwindigkeit in der Konsole skalieren. Entstanden ist das System aus dem Precision-Drive-Articulating-Instrument-System der Firma Terumo. [Hac12], [Sch11]



Abb. 2-7 Kymerax-System [Hac12] (links), iDrive<sup>™</sup> Ultra Powered Stapling System [Cov15] (rechts)

### 2.2 Telechirurgiesysteme

Verschiedene Aspekte erschweren das Arbeiten mit handgehaltenen Instrumenten. Zum einen werden die Kräfte und Bewegungen der Hand über die Längenverhältnisse zu beiden Seiten des Trokars skaliert und teilweise spiegelbildlich an den Operateur zurückgegeben. Zum anderen überlagert sich die Reibung im Trokar mit den applizierten Kräften und erschwert die haptische Wahrnehmung. [Bre99]

So genannte Telechirurgiesysteme oder Telemanipulatoren schaffen eine mechanische Entkopplung zwischen den Instrumenten und dem Anwender, der sie bedient. Dieser sitzt räumlich vom Patienten getrennt an einem Eingabeterminal, dem Master. Die Anwenderbewegungen werden von einem Computer in Stellbefehle für die Aktorik der Instrumente in der Arbeitseinheit, dem Slave, umgerechnet und vom Manipulator ausgeführt. Da die Bewegungen des Operateurs durch die Instrumente nachgebildet werden, bezeichnet man solche Systeme auch als Master-Slave-Manipulatorsysteme. [Fis11]

Telechirurgiesysteme besitzen durch diese Eigenschaft eine Reihe von Vorteilen. Die Bedienung gestaltet sich für den Anwender deutlich einfacher als bei konventionellen Instrumenten, da er intuitive Bewegungen ausführt, statt jeden Freiheitsgrad einzeln anzusteuern. Das Computersystem übernimmt die Aufgabe, die Überlagerung komplexer Bewegungen des Bedienteils in eindeutige Motorbefehle umzuwandeln. Die Bedienkonsole wird den ergonomischen Gegebenheiten des Anwenders angepasst, so dass dieser in einer entspannten Position auch über einen längeren Zeitraum hinweg kraft- und ermüdungsarm arbeiten kann. Des Weiteren erlaubt die Entkopplung vom Patienten sowohl eine Skalierung der Bewegungen und Geschwindigkeiten als auch eine Unterdrückung des Tremors der Hände, was ein sehr präzises Arbeiten an empfindlichen Strukturen erlaubt. Schließlich lässt sich durch die computerunterstützte Ansteuerung der Arbeitsraum an mechanische Restriktionen anpassen und beschränken, was beispielsweise hilft, Singularitäten zu vermeiden. [Fis11], [Rös10]

Die so angetriebenen Instrumente bekommen ihre mechanische Energie auf verschiedene Art und Weise zugeführt. Während die meisten wie beispielsweise [Bur13], [Can09], [Dal13a] oder [Gol13] mit Elektromotoren angetrieben werden, welche alternativ auch in das eingebrachte Instrument integriert sein können [Dom04], [Leh09], [Pic10], basieren einige auch auf hydraulischen [Cun11] oder pneumatischen Antriebskonzepten [Har13], [Tad10], [Cle06]. Daneben existieren auch Projekte mit piezoelektrischen Antrieben [Rös10] oder Formgedächtnislegierungen, deren thermisch induzierte Verformungen Gelenke abwinkeln [Ho12].

Eine Vielzahl wird über Seilzüge angesteuert, beispielsweise [Abb07], [Can11], [Din13], [Hag08], [Osh09], [van05], andere werden über Schubstangen angetrieben, die neben Zug auch Druck übertragen können [Dal13b], [Rös10], [Yam08] oder über Rotationswellen, die erst am Wirkort das übertragene Moment in eine Kraft umwandeln [Ish10], [Pic10]. Diese Umwandlung erfolgt meist über Gewindespindeln [Ish10] oder über Schneckengetriebe [Dom04]. Oft werden auch mehrere Prinzipien miteinander kombiniert [Baj12]. Einen umfassenden Überblick bietet [Can11].

### 2.2.1 Extern manipulierte starre Instrumente

Starre Instrumente vermeiden mechanische Schwachstellen wie Gelenke. Sie werden stattdessen von einem externen Haltesystem in mehreren Raumrichtungen um den Trokar als Pivotpunkt bewegt. Dies erlaubt oft eine erhebliche Reduktion des Instrumentendurchmessers. Die Haltesysteme bilden meist seriell- oder parallelkinematische Roboterarme. Während der Anwender die Instrumentenspitze über die Bedienerkonsole ansteuert, führen die Stellantriebe des extrakorporalen Systems dieses nach, um der Spitze die geforderte Bewegung zu ermöglichen. Aufgrund der eingeschränkten Beweglichkeit im Körperinnern werden diese Systeme gern für die hochpräzise Platzierung von Nadeln und Elektroden [Cle06] oder von Stents [Fin10] eingesetzt. In [Fu06] wird ein serielles laparoskopisches Positioniersystem beschrieben, mit dem Instrumente geführt und gehalten werden. Die sieben Freiheitsgrade erlauben eine Bewegung im Bauchraum gemäß der Abbildung 2-2 rechts. Dem gegenüber ist der MrBot ein MRTkompatibles parallelkinematisches System zur transperinealen Nadelpositionierung, das mit pneumatischen Schrittmotoren für die fünf Freiheitsgrade ausgestattet ist und auch vollautomatisiert betrieben werden kann [Mun08]. Beide Beispiele für starre Instrumente sind in der Abbildung 2-8 dargestellt.



Abb. 2-8 Serielles Instrumentenpositioniersystem [Fu06] © 2006 IEEE (links) und parallelkinematisches Exemplar [Mun08] (rechts)

### 2.2.2 Extern fixierte gelenkige Instrumente

Eine Verlagerung der Gelenke von extrakorporalen Positioniersystemen in Richtung der in den Körper eingebrachten Instrumente führt zu einer Verkürzung der Hebelverhältnisse und erhöht sowohl den Bewegungsraum als auch die Winkelvarianz, unter der ein Punkt im Operationssitus erreicht werden kann. Liegen die Gelenke innerhalb des Bauchraums, so wird der Trokar als Pivotpunkt entlastet, gleichzeitig ist die gelenkige Struktur auf den Außendurchmesser der Instrumente beschränkt und daher größeren Belastungen ausgesetzt. Zudem wird ein wesentlicher Teil des Instrumentenquerschnitts von der Stützstruktur und von Komponenten zur Ansteuerung der Bewegungen eingenommen. Beides limitiert den Schaftdurchmesser.

Ähnlich wie bei Halte- und Positioniersystemen außerhalb des Körpers können die gelenkigen Strukturen im Körperinnern entweder parallel oder seriell ausgeführt sein. Für den ersten Fall wird in [Reb99] ein redundantes parallelkinematisches Gelenk mit vier Schubstangen zur Abwinklung einer Instrumentenspitze beschrieben, welche sich um ein Kugelgelenk in mehrere Raumrichtungen abwinkeln kann. Ein weiteres Beispiel wurde von [Rös10] entwickelt und ist in der Abbildung 2-5 zu erkennen.

Serielle Gelenkstrukturen reihen mehrere unterschiedliche Flexionen hintereinander. Damit sind sie in der Lage, einen wesentlich größeren Arbeitsraum mit deutlich weniger Singularitäten als parallelkinematische Strukturen zu erreichen. Aufgrund größerer Abstände einzelner Gelenke zum Krafteinleitungspunkt sind sie jedoch oft höheren Belastungen ausgesetzt und benötigen gleichzeitig stärkere Antriebe, um diese zu kompensieren. Des Weiteren lassen sie sich nach einzelnen diskreten Gelenken oder flexiblen und kontinuierlich biegbaren Strukturen unterscheiden. Für diskrete Gelenke sei exemplarisch der Mechanismus der Instrumentenspitze von [Cho14] genannt, welcher in der Abbildung 2-9 links dargestellt ist. Mittig ist zum Vergleich als kontinuierlich biegender Mechanismus die seilzugbetriebene Mehrsegmentstruktur des CardioARM abgebildet, die für kardiale Ablationen entwickelt wurde [Ota08]. Nach Can [Can11] darf angenommen werden, dass Instrumente mit einzelnen Gelenken höhere Steifigkeiten besitzen und größere Belastungen aushalten können als die seilzugbetriebenen flexiblen Mehrgelenkketten, was bei sinkenden Durchmessern und zunehmender Länge noch verstärkt wird. Diese weisen jedoch größere Flexibilität und Arbeitsräume auf und lassen sich einfacher herstellen.

Eine Sonderform der flexiblen Instrumente bilden Festkörper-Gelenkstrukturen aus konzentrischen Nitinol-Röhrchen, die jeweils eine eigene Vorbiegung aufweisen. Durch Verdrehen und Verschieben der konzentrischen Elemente ist die Instrumentenspitze in mehreren Raumrichtungen ausrichtbar, siehe Abbildung 2-9 rechts. Aufgrund der geringen benötigten Durchmesser sind diese Manipulatoren für kleinlumige Zugangswege und stark eingegrenzte Operationsbereiche wie beispielsweise die transnasale Chirurgie geeignet. Ein solches Instrument wurde von Burgner et al. in [Bur13] vorgestellt und besteht als vollständiges System aus zwei Instrumentenarmen mit mehreren konzentrischen Röhrchen, die durch eine Motoreinheit in ihren Freiheitsgraden angesteuert werden.



Abb. 2-9 Instrumente mit diskreten Gelenken [Cho14] © 2014 IEEE (links), mit kontinuierlich flexibler Hülle [Ota08] © 2008 IEEE (Mitte) und mit konzentrischen NiTi-Schäften [Bur13] © 2013 IEEE (rechts)

Im Folgenden werden zwei andere exemplarische Entwicklungen mit beweglichen Instrumenten, deren Versorgungseinheit an einer passiven Positioniervorrichtung montiert ist, beschrieben. Der wesentliche Unterschied zu den Systemen in Kapitel 2.1.2 besteht darin, dass diese nicht mehr vom Operateur gehalten und um den Trokar rotiert werden, sondern zu diesem fixiert sind und über eine telemanipulative Bedienerkonsole angesteuert werden.

Ishii et al. haben in [Ish10] einen gelenkigen Instrumentenschaft entwickelt, der durch drei Rotationswellen angesteuert und gestützt wird und in mehrere Winkelabschnitte unterteilt ist. Zwischen den Abschnitten ist in jede Welle jeweils ein Kardangelenk eingebaut. Zwei der drei Wellen sind in jedem Abschnitt mit Gewinden versehen und voneinander axial entkoppelt, so dass sie sich bei Rotation entweder in die Abschnitte einschrauben oder aus diesen herausschrauben. Durch unabhängige Ansteuerung beider Wellen ist ein Abwinkeln des Instrumentenschafts in zwei Raumrichtungen möglich. Die dritte Welle bleibt axial unverändert und hat neben ihrer Stützfunktion die Aufgabe, den Greifer an der Spitze zu rotieren. Dessen Betätigung erfolgt über einen zusätzlichen Seilzug, der zwischen den drei Wellen verläuft. Der Außenschaft hat einen Durchmesser von 10 mm, das Instrument ist in der Lage, die Spitze um 90° in jede Richtung abzuwinkeln. Die Motoren sind in einem proximal an den Schaft anschließenden Modul untergebracht. Die Ansteuerung wird über einen modifizierten manuellen Handgriff an einer Konsole durchgeführt, der die Stellbefehle an die Motoren leitet. Die Abbildung 2-10 zeigt links die prinzipielle Beweglichkeit des Instrumentenschafts, mittig ist eine Detailansicht eines einzelnen Abschnitts mit den drei Kardanwellen zu erkennen, und rechts ist eine Laborsituation eines Prototyps mit angeschlossener Motoreinheit im Hintergrund und der Bedienung im Vordergrund dargestellt. [Ish10]



Abb. 2-10 Flexion des Kardanwellen-Instruments (links), Detailansicht (Mitte), Laborsituation mit Bedienkonsole (rechts) [Ish10] © 2010 IEEE

Die Forschergruppe um Oshima et al. hat einen anthropomorphen Manipulator entwickelt, dessen Spitze mit insgesamt neun Freiheitsgraden aus drei fingerähnlichen Gelenkabschnitten besteht. Da diese einen größeren Querschnitt einnehmen als der proximale Schaft im Trokar, werden sie über einen im Abdomen gegenüberliegenden zweiten Zugang eingeführt und von distal in ihren Außenschaft geschoben, wo sie am proximalen Ende in die Kupplungen zur Motoreinheit einrasten. Der in den 12,7 mm messenden Schaft eingebrachte Teil jedes Fingers nimmt jeweils ein Drittel des Querschnitts ein und bildet die Führung für jene die Seilzüge treibenden Schieber sowie für Rotationswellen. Obwohl in der Publikation noch nicht realisiert, ist es vorgesehen, das Instrument zu einem Master-Slave-System zu erweitern. [Osh09]



Abb. 2-11 Anthropomorphes Instrument mit drei fingerähnlichen Gelenkstrukturen [Osh09] © 2009 IEEE

Das handähnliche Endstück des Instruments kann eine Vielzahl von Positionen einnehmen und so zum Greifen, Halten oder Heben benutzt werden. Die Abbildung 2-11 verdeutlicht die besondere Form des Manipulators und zeigt sowohl die äußere Steuereinheit als auch eine der möglichen Stellungen des Endeffektors.

### 2.2.3 Extern manipulierte gelenkige Instrumente

Kombiniert man externe und intrakorporale Gelenke zu einem System, ist eine weitere Zunahme der Manövrierbarkeit zu erreichen. Die am weitesten vorangetriebenen Entwicklungen verbinden die Prinzipien aus den beiden vorigen Kapiteln zu einem Kompromiss, bei dem größere Wege am Operationsort durch die außen stehenden Positioniersysteme anhand von Drehungen um den Pivotpunkt ausgeführt werden, während an der Instrumentenspitze aus Stabilitätsgründen nur wenige Gelenke liegen, die feinere Bewegungen mit erhöhter Präzision überlagern können.

Im Folgenden werden exemplarisch einige der ausgereiftesten Telemanipulationssysteme beschrieben. Das bekannteste und eines der wenigen Systeme mit Zulassung ist der von Intuitive Surgical, Inc. entwickelte da Vinci-Telemanipulator. Das System besteht zum einen aus der Bedienkonsole, die dem Chirurgen ein stereoskopisches Bild des Operationsfelds liefert und seine Bewegungen in Befehle zur Ansteuerung der Instrumente umrechnet, zum anderen aus der patientenseitigen chirurgischen Einheit mit den an abnehmbaren Armen befestigten Instrumenten. Die Abbildung 2-12 zeigt das da Vinci-Telemanipulationssystem mit beiden Komponenten und verdeutlicht den benötigten Raumbedarf.

Zusätzlich ist an der chirurgischen Einheit eine robotische Endoskopkamera zur Erzeugung des dreidimensionalen Bilds angebracht. Die Instrumente werden jeweils durch einen eigenen Zugang in den Körper eingebracht und erlauben dank kurzer Abmaße der Endo-Wrist-Spitze und insgesamt sieben Freiheitsgraden ein hohes Maß an Taktilität und Geschicklichkeit.



Abb. 2-12da Vinci-Telemanipulationssystem mit Bedienkonsole und Chirurgieeinheit [Int14]© 2015 Intuitive Surgical, Inc.

Das Arbeiten mit den seilzugbetriebenen Instrumenten lässt sich trotz des Verlusts von haptischem Feedback schnell erlernen. Nachteilig für das System sind die hohen Anschaffungsund Unterhaltskosten [Man13], welche bedingt durch die erschwerte Sterilisierbarkeit der Instrumente und das Verdrehen der Seilzüge dessen Nutzen auf zehn Einsätze beschränkt sowie längere Aufrüst-, Einrichtungs- und Operationszeiten erfordert, verglichen mit manuellen minimal-invasiven Eingriffen [Can11], [Sch11], [Bin04]. Das System wird zumeist in der Urologie und Gynäkologie sowie für herzchirurgische Eingriffe eingesetzt und aktuell in der vierten Designversion angeboten.

Ein ähnliches System wurde von Computer Motion, Inc. unter dem Namen ZEUS Anfang des Jahrtausends vertrieben. Es bestand aus mehreren sprachgesteuerten telemanipulativen Instrumentenarmen, die an einer Bedienkonsole, welche mittels Brillenaufsatz ein dreidimensionales Monitorbild für den Anwender erzeugte, gesteuert wurden. Nach einem Patentstreit mit Intuitive Surgical, Inc. wurde Computer Motion, Inc. von diesen aufgekauft und das ZEUS-System verschwand vom Markt.

Seit dem Jahr 2000 werden an den Technischen Universitäten Lodz und Warschau mehrere Versionen des Telemanipulationssystems Robin Heart für herzchirurgische Eingriffe entwickelt. Es ist mit zwei oder mehr Instrumentenarmen sowie einem Endoskoparm ausgestattet. Die Instrumente wurden gegenüber dem da Vinci-Endo-Wrist-Konzept um einen zusätzlichen distalen Freiheitsgrad zum Abwinkeln erweitert, haben aber bisher keine Zulassung erhalten. Eine ergonomische Konsole zur Eingabe der Benutzerbefehle erlaubt die Steuerung der Instrumente. In der Abbildung 2-13 ist links ein einzelner Instrumentenarm des Robin Heart zu erkennen. Auf der rechten Seite ist eine Detailaufnahme zweier Instrumentenspitzen aus einer Tieroperation dargestellt. [Man13], [Naw08]



Abb. 2-13 Robin Heart-Instrumentenarm sowie Einsatz zweier Instrumente während einer Tieroperation [Man13]

An der Technischen Universität Cluj-Napoca (Rumänien) wird mit dem PARAMIS-System eine hybridkinematische (sowohl parallele als auch serielle) Instrumentenführung mit fünf Freiheitsgraden entwickelt, an die alternativ ein Laparoskop oder ein dafür gestaltetes Instrument mit weiteren vier Freiheitsgraden angeschlossen werden kann. Die Ansteuerung an einer Benutzerschnittstelle ist sowohl manuell als auch über Gesten- oder Sprachsteuerung möglich. Die parallelkinematische Struktur des Instrumentenpositioniersystems reduziert die Abmaße der einzelnen Segmente im Vergleich zur da Vinci-Chirurgieeinheit. In der Abbildung 2-14 ist links das PARAMIS-System mit einem Instrument sowie einem Laparoskop in einer Trainerbox zu erkennen, rechts ist die Benutzerschnittstelle dargestellt. [Pis11]



Abb. 2-14 PARAMIS-System mit Instrument und Laparoskop (links), Benutzerschnittstelle (rechts) [Pis11]

Während alle bisher in diesem Kapitel genannten Beispiele Elektromotoren als Antrieb nutzen, ist das IBIS IV-System von Tadano et al. [Tad10] ein Telemanipulator mit pneumatischen Aktoren, welche die äußere Führung (mit vier Freiheitsgraden) und die Seilzüge zur Abwinklung der Instrumentenspitze (zwei weitere Freiheitsgrade) sowie dessen Branchen aktivieren.



Abb. 2-15 IBIS-System mit extrakorporalem Positioniersystem 1 und Instrument 2 (links), Instrumentenspitze (rechts) [Tad10]

Durch kontinuierliche Erfassung des Drucks in den Pneumatikaktoren ist das System in der Lage, äußere Kräfte zu messen, ohne zusätzliche Kraftsensoren im Instrument einsetzen zu müssen, was es erlaubt, dem Anwender über die Benutzerkonsole eine haptische Rückkopplung der Interaktionskräfte zwischen Instrument und Gewebe zu liefern. Das Gesamtsystem besteht aus mehreren Instrumentenarmen mit jeweils einem extrakorporalen Positioniersystem und einem Instrument sowie einer Bedienkonsole zur Steuerung. Die Abbildung 2-15 zeigt links einen einzelnen Instrumentenarm, rechts ist die Spitze des Instruments mit beiden Freiheitsgraden zu erkennen.

Das italienische Unternehmen SOFAR S.p.A. hat mit Unterstützung des Joint Research Centre IPSC der Europäischen Kommission das modulare Telemanipulationssystem Telelap ALF-X entwickelt. Bis zu vier Instrumentenarme können mit passenden Instrumenten oder einem Endoskop über magnetische Kupplungen bestückt werden, wobei sowohl Einweg- als auch aufbereitbare Instrumente zum Einsatz kommen. Anders als beim da Vinci-System ist jeder Arm mit einem eigenen verschiebbaren Standfuß ausgestattet, was eine individuellere Position aller Instrumente erlaubt. Das System erkennt selbständig den passenden Pivotpunkt und mindert dadurch eine Verletzung der Zugangsstelle. Der Chirurg sitzt an einer Bedienkonsole, die über mit Schlaufen versehenen Handgriffen, ähnlich dem da Vinci-System, eine Ansteuerung der Instrumente ermöglicht. Diese sind im Gegensatz zu diesem jedoch mit Kraftsensoren ausgestattet, die es dem Anwender erlauben, durch Force-Feedback am Handgriff Gewebesteifigkeiten und Widerstände zu erfühlen.

Die Konsole besitzt einen 3D-Monitor, auf dem jeder vom Chirurg betrachtete Punkt über ein eye-tracking-System vom Endoskop zur Bildmitte zentriert und optional gezoomt wird. Über dieses System kontrolliert der Anwender ebenfalls die Einbringung oder die Auswahl der Instrumente durch Betrachten der entsprechenden Symbole. Schweift der Blick des Chirurgen vom Bildschirm weg, stoppen die Instrumente. Das System ist CE-zertifiziert und wird klinisch in der Chirurgie, Gynäkologie, Urologie und Thoraxchirurgie eingesetzt. Die Abbildung 2-16 zeigt links im Vordergrund die Bedienkonsole des dahinter stehenden ALF-X-Systems. Rechts ist eine Detailansicht zweier Instrumente mit einem Endoskop in einer OP-Situation zu erkennen. [Sta12], [NES14]





Abb. 2-16 Bedienkonsole des im Hintergrund dargestellten ALF-X-Systems (links) [Lar14], System im Einsatz, Detailansicht (rechts) [Sta12]

Das MiroSurge-System des DLR verfolgt den Ansatz, die einzelnen Arme des Telemanipulators möglichst platzsparend um den Patienten anzuordnen. Aus diesem Grund sind die extrakorporalen Positioniereinheiten, die DLR-MIRO-Arme, in schlanker anthropomorpher Form gestaltet und prinzipiell an der Patientenliege sowie alternativ wand- oder deckenseitig fixierbar. Ausgestattet mit sieben Freiheitsgraden sind redundante Stellungen der Haltearme möglich. Die dazu passenden DLR-MICA-Instrumente werden an diese angeschlossen und besitzen eine in zwei Raumrichtungen kardanisch abwinkelbare Spitze, deren Motoren zum Antrieb der dafür benötigten Seilzüge im proximalen Schaftende liegen. Die Spitze ist mit einem hexapodalen Kraft- und Momentensensor versehen, um Interaktionskräfte mit dem Gewebe messen und als Force-Feedback an den Chirurgen zurückgeben zu können. An der Bedienkonsole wird jeder Arm mit Instrument einhändig gesteuert und das Operationsfeld über ein Endoskop als 3D-Bild auf einen Monitor projiziert. [Hag10]

In der Abbildung 2-17 ist links das patientenseitige DLR-MiroSurge-System dargestellt, rechts ist ein einzelnes DLR-MICA-Instrument mit geöffnetem proximalem Schaftende und Detailansicht der Instrumentenspitze gezeigt. Darin zu erkennen sind das kardanische Gelenk sowie der Hexapodsensor direkt hinter dem Greifer.



Abb. 2-17 DLR-MiroSurge-System (links), DLR-MICA-Instrument (rechts) [Hag10], [Hag08] © 2008 IEEE



Abb. 2-18 Bitrack-System mit Instrumentenkonsole [Rob15]

Das BIT-System wurde an den Universitäten von Málaga und Córdoba entwickelt und besteht aus mehreren Einzelplattformen, die um den Tisch platziert werden. Es erlaubt, vorhandene laparoskopische Instrumente einzusetzen, um so Kosten und Wartung geringer zu halten. Die Arme der telemanipulativen Plattformen nutzen serielle Industrie- und Forschungsroboter. Gesteuert wird das System über eine Eingabekonsole mit dreidimensionaler Bildwiedergabe. Das ebenfalls aus Spanien stammende Bitrack System von Rob Surgical Systems S.L. integriert die einzelnen Instrumentenarme hingegen in einer Plattform, deren Konsole neben der Patientenliege steht. Die Abbildung 2-18 illustriert diese Konsole mit zwei daran angebrachten Instrumenten. Beide Systeme befinden sich 2015 noch in der Zulassungsphase.

### 2.2.4 Single-Port-Systeme

Während in der Laparoskopie über mehrere Zugänge jeweils ein Instrument in den Körper eingebracht wird, arbeitet die Single-Port-Chirurgie mit nur einer minimal-invasiven Eintrittsöffnung, durch die alle Instrumente samt Endoskop eingeführt werden. Der wesentliche Vorteil dieser Vorgehensweise wird in der Reduktion der Traumata und der damit verbundenen schnelleren und komplikationsärmeren Rekonvaleszenz gesehen. Als Zugangsort wird häufig der Bauchnabel gewählt, da der verursachte Schnitt in dieser Geburtsnarbe größtenteils verborgen bleibt und damit zusätzlich ein kosmetisch ansprechenderes Ergebnis erzielt wird [Wu10].

Verschiedene Studien und Untersuchungen kamen zu dem Ergebnis, dass die dargestellte Vorgehensweise der Single-Port-Cholezystektomie "technisch problemlos durchführbar ist und zu exzellenten Ergebnissen führt" [Dür11]. Betont werden die "hervorragenden kosmetischen Ergebnisse und die damit verbundene hohe Patientenzufriedenheit" [Ves10], weiterhin waren "keine intra- oder postoperativen Komplikationen zu verzeichnen", so dass "der routinemäßige Einsatz des Single-Ports auf eine verkürzte Rekonvaleszenz hoffen lässt" [Dej10]. Obwohl diese Technik anspruchsvoller als die Multi-Port-Laparostomie eingeschätzt wird, konnten auch unerfahrene Operateure diese leicht erlernen und Ergebnisse reproduzieren [Wu10], [Cur10]. Daher wird sie neben den erreichbaren kosmetischen Vorteilen als prinzipiell sicher und praktikabel beschrieben [Cur10], [Leb10].

Der größte Nachteil dieser Technik zeigt sich jedoch in der Tatsache, dass alle Instrumente am Pivotpunkt sehr nah bei einander liegen. Da nur ein Zugangsport genutzt wird, ist das manuelle triangulierende Arbeiten eines standardmäßigen minimal-invasiven Eingriffs mit starren geraden Instrumenten nicht mehr möglich, siehe Abbildung 2-19 links. Durch gekrümmte Instrumente, wie in der Abbildung 2-19 Mitte, ist zwar der Operationssitus wieder erreichbar, die Ansteuerung erfolgt jedoch gespiegelt, sie erfordert mehr Übung der Anwender und birgt ein größeres Fehlerpotenzial. Alternativ geformte Instrumente, wie in der Abbildung 2-19 rechts, vermeiden die Spiegelung durch parallele Lage und erlauben triangulierendes Operieren, lassen dafür aber nur reduziertes Verkippen im Trokar zu und schränken den Bewegungsraum im Bauchraum wiederum ein.



Abb. 2-19 Schema verschiedener manueller Instrumente bei der Single-Port-Laparoskopie

Eines der bekanntesten und zugelassenen manuellen Single-Port-Systeme ist das SPIDER-Instrument der Firma TransEnterix. Es besteht im Wesentlichen aus einer laparoskopischen Plattform mit einem Außenschaft von 18 mm Durchmesser und einem zweihändigen Griffstück. Der Schaft wird durch einen Zugang durch den Bauchnabel in den Körper geführt. In dem Schaft sind vier Führungskänale und eine Spreizvorrichtung untergebracht. Zwei dieser Führungen besitzen eine flexible Struktur, die mit dieser Vorrichtung von der Mittelachse weg aufgespreizt und am distalen Ende über Seilzüge in zwei Raumrichtungen abgelenkt werden können. Dies ermöglicht ungespiegeltes Triangulieren beim Arbeiten, wobei die Bewegungen am proximalen Systemende über flexible Instrumente, die in diese Führungskanäle eingebracht und mit ihren Spitzen distal herausragen, gesteuert werden. Die beiden starren Kanäle eignen sich für Standard-Endoskope und eventuelle zusätzliche Instrumente, die zur weiteren Unterstützung zum Einsatz kommen können. Des Weiteren finden sich am Handstück Anschlüsse zum Einleiten und Abpumpen von Operationsgasen. [Pry10]

Das SPIDER-System ist ein Einwegprodukt, das unter anderem für Cholezystektomien eingesetzt und von einem einzelnen Chirurgen bedient wird. Die Abbildung 2-20 zeigt links die SPIDER-Plattform mit drei angeschlossenen Instrumenten, wovon die beiden flexiblen Führungen für die Arbeitsposition aufgespreizt und nach innen geneigt sind. Rechts ist eine schematische Darstellung während einer Cholezystektomie zu erkennen.



Abb. 2-20 SPIDER-System (links) [Tra13] © TransEnterix, Inc. 2015, Schema laparoskopischer Cholezystektomie (rechts) [Pry10]

Die anspruchsvolle Lage und Ansteuerung der Instrumente bei Single-Port-Laparoskopien weist das Potenzial auf, durch robotische Unterstützung eines Telemanipulators dem Chirurgen eine intuitivere Bedienung zu bieten und dadurch eine größere Akzeptanz zu finden. Das Unternehmen TransEnterix hat dafür den SurgiBot entwickelt, der sich Anfang 2015 noch in der Zulassungsphase befand. Dieser besteht aus einer ähnlichen Plattform wie das SPIDER-System, ist durch motorische Unterstützung jedoch in der Lage, dem Chirurgen skalierte Bewegungen, Kraftunterstützung sowie ergonomischeres Arbeiten zu ermöglichen. Zudem wird eine stereoskopische Sicht des Operationsfelds geboten. Der Chirurg steht und steuert den SurgiBot direkt neben dem Patienten. [Tra14]

Das System ist daher eher mit den Produkten aus Kapitel 2.1.2 für den Single-Port-Gebrauch vergleichbar, als mit den zuvor beschriebenen Systemen aus Kapitel 2.2.3. Die Abbildung 2-21 zeigt links die Instrumentenkonsole, welche vom Chirurgen bedient wird und rechts eine typische OP-Situation mit der Konsole und einer davon unabhängig platzierten Videoplattform, welche dem Anwender einen dreidimensionalen visuellen Eindruck des Patienteninneren vermittelt.



Abb. 2-21 SurgiBot-System mit Instrumentenplattform (links) und OP-Situation (rechts) [Tra15] © TransEnterix, Inc. 2015



Abb. 2-22 da Vinci Si-System (links), Detailansicht der Single-Port-Instrumente (rechts) [Int14] © 2014 Intuitive Surgical, Inc.

Intuitive Surgical, Inc. hat eine Variante des da Vinci, das da Vinci Si-System, für Single-Port-Eingriffe entwickelt. Da der extrakorporale Teil der Instrumente zu groß ist, um diese parallel durch den Trokar einzuführen, wird für diese Eingriffe die überkreuzende Technik aus Abbildung 2-19 Mitte, auch "Chopstick surgery" genannt, mit gebogenen Instrumenten verwendet. Die Bedienerkonsole erleichtert dem Anwender die Manövrierung, indem sie das rechte Instrument mit dem linken Handgerät ansteuert und umgekehrt, um dadurch die Spiegelung im Trokar zu kompensieren [Jos10]. In der Abbildung 2-22 ist die Benutzerkonsole des da Vinci Si-Systems mit daneben positionierter Chirurgieeinheit sowie eine Detailansicht der an dieser angebrachten sich kreuzenden Instrumente mit Endoskop dargestellt.

Darüber hinaus hat das Unternehmen ein Patent [Lar12] für das da Vinci Sp-System angemeldet, welches ähnlich dem SPIDER-System zwei bis drei Instrumente und eine 3D-HD-Kamera parallel durch den 25-mm-Single-Port leitet und diese erst im Körper von der Schaftachse abwinkelt und manövriert. Gemäß der Skizze in der Abbildung 2-23 haben die beiden Instrumente (3) jeweils einen Führungskanal (2) im Hauptschaft (1). Die Kameraeinheit (5) wird über einen parallelkinematischen Mechanismus (4) aus der Arbeitsebene herausgehoben, um einen besseren Blick auf den Arbeitsbereich zu erhalten. Der Anwender steuert das System, dessen Zulassungsverfahren aktuell noch nicht abgeschlossen ist, über die gleiche Bedienkonsole wie alle anderen da Vinci-Systeme.



Abb. 2-23 Skizze aus der Patentschrift zum da Vinci Sp-System [Lar12]

Simaan et al. entwickelten an der University of Columbia seit einiger Zeit das Single-Port-System IREP für laparoskopische Eingriffe, welches ebenfalls aus zwei Instrumenten und einem Endoskop besteht, die im gestreckten Zustand in einem 15 mm dicken Schaft Platz finden. Die beiden Instrumente sind aus 4,2 mm dicken flexiblen Mehrsegmentketten aufgebaut, die über NiTi-Röhrchen stabilisiert und ausgelenkt werden. Ein Spreizmechanismus biegt diese von der Mittelachse weg, um triangulierend arbeiten zu können. Das gesamte System besitzt inklusive der beweglichen Kameraeinheit 20 Freiheitsgrade, die in einer extrakorporalen proximalen Aktoreinheit bereitgestellt werden. [Din13]

Seit 2013 besitzt die Firma Titan Medical, Inc. die Lizenz, die IREP-Technologie für ihr SPORT (Single Port Orifice Robotic Technology) Surgical System einzusetzen und dieses bis 2015 zertifizieren zu lassen. Durch Erweiterung des Einsatzgebiets auf die allgemeine Chirurgie und ambulante Eingriffe, eine deutlich platzsparendere Einrichtung sowie einen viel niedrigeren Preis gegenüber dem da Vinci-System, soll es am Markt bestehen. [Tit13] Die Abbildung 2-24 zeigt den SPORT-Prototyp. Der Schaft ist auf 25 mm erweitert, die Instrumente besitzen einen Durchmesser von 6 mm. Die stereoskopische Kamera wird nach dem Einbringen in den Bauchraum entfaltet.



Abb. 2-24 SPORT-System mit Detailansicht der Spitze [Dia15]

Ein ähnliches System aus Mehrsegmentringen und abstützenden NiTi-Drähten bildet das SJTU Unfoldable Robotic System von Xu et al. Dieses besteht ebenfalls aus zwei Instrumenten mit flexiblem Schaft und einem 3D-fähigen Kameramodul, die zusammen nur einen Zugang von 12 mm Durchmesser benötigen. Jeder Instrumentenarm weist sechs Freiheitsgrade auf und ist für 2 N Nutzlast ausgelegt. Das System mit externem Motormodul lässt sich zur Positionierung um den Trokarpunkt an einem seriellen Industrieroboter anbringen. Obwohl in verschiedenen in-vitro-Experimenten erfolgreich (beispielsweise Nähen und Zuknoten oder Übergeben und Platzieren von Objekten), erfahren die Instrumente schon bei Lasten von 50 Gramm eine Abweichung von bis zu 18 mm [Xu15]. Dies ist der Unbestimmtheit der flexiblen Schäfte und ihrem geringen Durchmesser geschuldet und bei manchen Eingriffen nicht tolerierbar. Die Abbildung 2-25 zeigt einige Ansichten der Komponenten des Systems.



Abb. 2-25 SURS-Telemanipulator mit verschiedenen Detailansichten, gemäß [Xu15] © 2015 IEEE

Ein weiteres auf flexiblen Instrumentenstrukturen basierendes Konzept ist das HVSPS-System von Can et al. von der TU München. Bei diesem werden zwei Manipulatoren mit je sechs Freiheitsgraden zusammen mit einem halbstarren Teleskop mit weiteren fünf Freiheitsgraden innerhalb eines Hauptschafts von 34 mm Durchmesser durch einen Single-Port, vergleichbar mit dem IREP, in den Körper eingebracht. Die Manipulatoren sind hohl ausgeführt und lassen dadurch die Einführung verschiedener flexibler Instrumente zu. Auch hier winkeln sich die Manipulatoren erst radial ab, bevor sie nach innen zurückgebogen werden können.

Die mechanische Energie wird mit Seil- und Bowdenzügen von einer zwei Meter entfernten motorisierten Versorgungseinheit in das System eingekoppelt und von einer Bedienkonsole aus gesteuert. Das HVSPS-System wird von einer extrakorporalen Halterung fixiert und um den Trokar-Pivotpunkt zusätzlich bewegt. Die einzelnen Manipulatoren haben einen Durchmesser von acht bis zwölf Millimetern. Es wurden bereits erste in-vivo-Tests durchgeführt. Die Abbildung 2-26 verdeutlicht das Design des HVSPS und zeigt seine Lage in einer Trainerbox für eine in-vitro-Cholezystektomie.



Abb. 2-26 Modell des HVSPS-Systems (links), in-vitro-Test einer Cholezystektomie (rechts) [Can11]

Basierend auf dem Doppelschrauben-Mechanismus aus der Abbildung 2-10 entwickelten Kobayashi et al. in [Kob15] ein 25 mm-Single-Port-Instrument mit zwei 8 mm-Manipulatoren und einer Kamera. Die Zuleitung der mechanischen Energie zu den Schraubgelenken erfolgt über flexible Wellen von einer extern gelagerten Motoreinheit. Die Instrumentenplattform positioniert den Hüllschaft mithilfe der Freiheitsgrade aus der Abbildung 2-2 rechts um den Trokarpunkt herum, während die Instrumentenarme sechs zusätzliche Bewegungsmöglichkeiten im Körperinnern aufweisen. Die Funktionsfähigkeit konnte bei in-vitro- und in-vivo-Experimenten bestätigt werden. Die Abbildung 2-27 zeigt links den Prototypen und rechts einen einzelnen Instrumentenarm im Detail.



Abb. 2-27 Prototyp des Single-Port-Instruments, basierend auf Doppelschrauben-Mechanismus (links), Detail des Arms (rechts) [Kob15]

Im Rahmen des europäischen Forschungsprojekts ARAKNES wurde das SPRINT-System entwickelt, welches ein zweiarmiges Single-Port-Instrument bildet, dessen beide Instrumente aufgrund ihres Durchmessers von 23 mm nacheinander durch den 30 mm-Trokar geführt und in Position gebracht werden. Das Instrument ist im Gegensatz zu den zuvor genannten Systemen mit diskreten Gelenken ausgestattet. Vier der sechs Freiheitsgrade pro Arm werden von Motoren im Innern der Instrumente bereitgestellt, die beiden anderen werden von extrakorporalen Motoren versorgt. Trotz des großen Durchmessers der Instrumente bringen sie, bedingt durch die eingebauten 6 mm-Motoren, nur 5 N Kraft bei einer Positioniergenauigkeit von 8 mm auf [Pic10]. Das System ist mit einer Stereokamera ausgestattet und wird, wie auch die anderen Telemanipulationssysteme, über eine Bedienkonsole bedient.

Die Abbildung 2-28 zeigt in Einzelschritten die geplante Einnahme der Arbeitspositionen des SPRINT-Systems sowie einen Prototypen, welcher jedoch aktuell noch nicht in der Lage ist, das proximale Gelenk abzuwinkeln und daher noch nicht für minimal-invasive Tests eingesetzt werden kann.



Abb. 2-28 Arbeitsschritte a bis d zur Positionierung des SPRINT-Systems (links) [Pic10] © 2010 IEEE, Prototyp (rechts) [ARA14]

Um den Platzbedarf intrakorporaler Antriebe zu vermeiden, gingen die Entwickler am Samsung Advanced Institute of Technology (Südkorea) einen anderen Weg. Lee et al. beschreiben in [Lee14] ein mit Seilzügen betriebenes Single-Port-System, das in den einzelnen Instrumentenarmen mit diskreten Gelenken und in dem zuführenden Schaft zusätzlich mit einer Mehrgelenkkette ausgestattet ist. Die Antriebe liegen wieder außerhalb des Körpers in einer Plattform. Der Führungsschaft weist einen Durchmesser von 30 mm auf und kann in sechs Freiheitsgraden die sich daran anschließenden zwei Instrumentenarme und das 3D-Endoskopmodul positionieren. Die Arme mit jeweils 8 mm Durchmesser weisen weitere sieben Freiheitsgrade auf, das Kameramodul drei. Die vielen Seilzüge erfahren nichtlineares Spiel, das man jedoch durch die Steuerung zu reduzieren versucht. Die Abbildung 2-29 zeigt links das Gesamtsystem mit Master-Konsole und der telemanipulativ gesteuerten Plattform mit Single-Port-Instrumentarium sowie rechts eine Detailansicht der Instrumente und des Kameramoduls während eines Geschicklichkeitsexperiments.



Abb. 2-29 Gesamtaufbau des Systems (links) [Roh15] © 2015 IEEE, Detailansicht des Manipulators (rechts) [Lee14] © 2014 IEEE

Zhao et al. stellen in [Zha15] eine anschauliche Übersicht der am weitesten entwickelten Single-Port-Systeme vor und vergleichen dabei die Mechanismen, Durchmesser und Freiheitsgrade der Instrumentenarme sowie die benötigten Trokardurchmesser. Eine kritische Betrachtung der zulässigen Kräfte zeigt, dass kein System in der Lage ist, 10 N oder mehr aufzubringen. Obwohl viele der geschilderten Entwicklungen zum Teil nur sehr geringe Zugangswege benötigen oder eine hohe Beweglichkeit aufweisen, stellt diese Einschränkung für viele Aufgaben in der laparoskopischen Single-Port-Chirurgie eine Hürde dar, die erst mit den später geschilderten neu entstandenen AKIM-Instrumenten überwunden werden.

### **2.2.5 NOTES**

NOTES (Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery) stellt die Fortsetzung des Single-Port-Prinzips zur Reduktion von Traumata und kosmetischen Narben dar. Ein Zugang über die Bauchdecke wird vollständig vermieden, stattdessen wird das Instrumentarium über natürliche Körperöffnungen (transoral, transanal, transvaginal oder transurethral) eingeführt. Ein eventueller Übergang in die Bauchhöhle durch einen Schnitt in das Peritoneum führt dann an den OP-Situs.

Für ein NOTES-Chirurgiesystem gelten ähnliche Anforderungen wie in der Single-Port-Chirurgie. Auch hier finden sich sowohl manuell als auch telemanipulativ bediente Systeme, wovon einige im Folgenden vorgestellt werden. Zusätzlich ist es jedoch erforderlich, dass der die einzelnen Instrumente umfassende Außenschaft eine flexiblere Struktur aufweist, um dem Verlauf natürlicher Körperzugänge zum Operationsort besser folgen zu können, ohne diese über Maßen zu belasten. Diese relativ neue Operationstechnik ist jedoch noch nicht etabliert und wird bisher nicht bei Routine-Eingriffen eingesetzt. Sie weist, mehr noch als die Single-Port-Chirurgie, noch zu viele ungelöste Herausforderungen auf. Dazu zählen zum einen die begrenzte Flexibilität und der eingeschränkte erreichbare Arbeitsraum, als auch eine oftmals unzureichende Triangulation oder Schwierigkeiten bei der Bedienung [Can11]. Neben verschiedenen anderen Forschungsprojekten stellen insbesondere das Cobra- als auch das IOP-System (beide von USGI Medical), das R-Scope und der Endo-Samurai (jeweils von Olympus) sowie das Direct Drive Endoscopic System von Boston Scientific und das Anubiscope von Karl Storz die wichtigsten Beispiele manuell bedienter NOTES-Systeme dar [Ark13], [Yeu12], [Aut11], [Feu10]. Sie ähneln meist einem flexiblen Mehrkanalendoskop, dessen Außenschaft oft mehrere Freiheitsgrade besitzt, damit man ihn bis zum Arbeitsbereich führen kann. Der Endo-Samurai von Olympus steht hier exemplarisch für die genannten Systeme. Er weist zwei flexible Manipulatorarme mit je fünf Freiheitsgraden auf, die über ihre Zugangskanäle mit verschiedenen Instrumenten ausgerüstet werden können. Die Endoskopoptik ist im flexiblen 15 mm-Außenschaft fixiert, so dass ein Perspektivenwechsel nicht ohne Verschieben der Werkzeuge möglich ist. Die beiden Manipulatoren können auf kleiner Fläche triangulierend arbeiten. Gesteuert wird die distale Einheit von einer Bedienkonsole neben dem Patienten, die auch Zuleitungen für Gase bereitstellt. Ein optional drittes Instrument lässt sich über den vierten Arbeitskanal zum Operationsort vorschieben. Die Abbildung 2-30 zeigt links das Gesamtsystem des Endo-Samurais mit Benutzerkonsole sowie rechts eine Detailansicht der Systemspitze. [Sha10], [Spa09]



Abb. 2-30 Gesamtsystem des Endo-Samurai (links), Detailansicht der Spitze (rechts) [Sha10]

In der überwiegenden Mehrheit der Literatur werden als Hauptnachteile der manuellen NOTES-Systeme die schwierige Manövrierbarkeit und der geringe Arbeitsraum genannt. In mehreren Ansätzen wurde versucht, dies mit motorischer Unterstützung zu kompensieren. Zum einen beschreiben Phee et al. in [Phe10] mit ihrem MASTER-System einen Aufsatz für flexible Endoskope, der zwei Seilzug-betriebene Instrumentenarme mit je fünf Freiheitsgraden aufweist, die von einer externen Steuerkonsole bedient werden.

Das ViaCath-System dagegen führt zwei flexible Instrumente parallel zu einem Gastroskop in den Körper. Während die erste System-Generation nur sehr geringe Kräfte aufbringen konnte, wurden für die zweite Generation die Instrumente verstärkt und die Freiheitsgrade erweitert. Die Außenhülle bemisst 19 mm. Das System wird über eine Telemanipulationskonsole bedient, womit die Seilzüge der Instrumente angesteuert werden. Die Abbildung 2-31 zeigt sowohl das Benutzerterminal als auch die Chirurgieeinheit in einem Versuchsmodell sowie die Instrumentenspitze in einem für Versuchszwecke operativ entfernten Magen [Abb07]. Der

Hauptnachteil dieser Lösungen wird von den Autoren in der starken Verformung beim Aktuieren sowie der Reibung der Seilzüge gesehen, aus der eine deutliche Hysterese, ein stark vermindertes Ansprechverhalten sowie ein merklicher Verlust an Positioniergenauigkeit resultiert [Yeu12].



Abb. 2-31 Laprotek-Konsole (links) zur Ansteuerung des ViaCath-Systems (Mitte), Detailansicht der Spitze (rechts) [Abb07] © 2007 IEEE

Mylonas et al. beschreiben in [Myl14] ein für flexible Endoskope aufsteckbares Modul, das durch laterale Seilzüge im Bauchraum aufgestellt werden kann und eine Sphäre von 100 mm Durchmesser aufspannt. Die Oberfläche der Sphäre erlaubt es, Instrumentenaufsätze mit 4 mm Durchmesser über Seilzüge, die auf der Oberfläche geführt werden und sich auf ihr abstützen, in dieser zu positionieren. Durch die parallele Seilführung lassen sich die Instrumente in einem eingegrenzten Volumen präzise bewegen und halten. Die Ansteuerung erfolgt über ein haptisches Eingabegerät, das die Motoreinheiten mit den Seilzügen kontrolliert. Die Abbildung 2-32 zeigt einen ersten Prototyp des so genannten CYCLOPS-Systems, bei dem die aufgestellte Sphäre jedoch noch starr ist. [Myl14]



Abb. 2-32 Schema des CYCLOPS-Systems mit aufstellbarem Aufsatz und lateral geführten Seilzügen zur Betätigung der Instrumente (links), Prototyp (rechts) [Myl14] © 2014 IEEE

Aufgrund der zuvor erwähnten Nachteile versucht man bei anderen Entwicklungen, lange mechanische Leitungen von externen Plattformen zugunsten integrierter Lösungen zu vermeiden. Ein Beispiel ist das Instrument von Lehman et al. [Leh09], das vollständig in den Körper eingebracht wird und nur elektrische Zuleitungen herausführt. Vom rohrförmigen Mittelsegment, das mit einer LED-unterstützten Stereokamera ausgestattet ist, können zwei weitere Teile abgewinkelt werden, an deren Spitzen je ein Endeffektor angebracht ist. Alle Bewegungen werden von integrierten Motoren ausgeführt. Das Instrument wird über eingebaute Magnete durch eine außen aufgelegte magnetische Halterung mit Steuerkonsole für den Chirurgen an der Bauchdecke gehalten. Aufgrund unzureichenden Haftens an der Bauchdecke und frühzeitigem Verschleiß der Gelenke zeigten sich bei diesem Konzept noch einige Hürden, bis es für Patienten genutzt werden konnte. In der Abbildung 2-33 links sind das Instrument mit seinen Abmaßen sowie rechts die außen aufgelegte Handsteuerung mit Bildschirm zur Ansicht der Endoskopkamera zu sehen. [Leh09]



Abb. 2-33 Miniaturisiertes System zum Einbringen in den Körper (links), Steuerkonsole zum Auflegen (rechts) [Leh09]

Der dargestellte Überblick stellt nur einen Ausschnitt aktueller Entwicklungen dar, welche zudem einer ständigen Erweiterung unterliegen. Viele Konzepte besitzen Ähnlichkeiten und Schnittmengen miteinander. Um das Spektrum an Lösungsansätzen zu erweitern, wurden daher auch einige aussichtsreiche ungewöhnliche Technologien aufgenommen. In jedem Fall ist ein Kompromiss aus verschiedenen Parametern und Einflüssen zu bilden, da keines der geschilderten Systeme ohne gewisse Einschränkungen Anwendung findet. Dabei besitzen jene Ansätze das größte Potenzial, welche mit kleinen Abmaßen einen möglichst großen Bewegungsumfang aufweisen und dabei gegenüber äußeren Lasten ausreichend stabil sind. Eine Abwägung einzelner Einflussfaktoren wird in Kapitel 3.2 getroffen und führt dabei zu einer Reihe von neuartigen Entwicklungen, die über den Stand der Technik hinausreichen und dadurch einige der bestehenden Herausforderungen erfolgsversprechend beherrschbar machen.

### 2.3 Visuelle Überwachung

Da bei der minimal-invasiven Chirurgie große Schnitte vermieden werden, verhindert dies den direkten Blick des Chirurgen auf den Operationssitus und macht den Einsatz von Endoskopen erforderlich. Nach [Feu09] wird prinzipiell zwischen starren und flexiblen Endoskopen unterschieden. Diese müssen nicht nur ein Bild des Bauchraums nach außen übertragen, sondern auch die zur Betrachtung notwendige Beleuchtung in diesen einbringen.
### 2.3.1 Starre Endoskope

Starre Endoskope messen zwei bis zehn Millimeter im Durchmesser und besitzen in der Regel eine feste Blickrichtung, deren Sichtebene entweder unter 0° parallel zur Schaftachse oder auch unter 30°, 50° oder 70° zu dieser verläuft, siehe auch Abbildung 2-34. Der Öffnungswinkel beträgt häufig 90°. Der so eingefangene Bildbereich wird über Stablinsensysteme bis zum proximalen Endoskopende transportiert, wo der Chirurg direkt durchblickte, siehe auch Abbildung 2-36 oben. Heute ist standardmäßig eine Kamera angeschlossen. Obwohl seit Jahrzehnten etabliert, weist diese Technologie immanente Nachteile auf. Es kommt zu Abbildungsfehlern an den Bildrändern und Intensitätsverlusten durch Reflexionen an den Grenzflächen des Stablinsensystems, darüber hinaus ist dieses kostenintensiv und empfindlich gegen mechanische Stöße.



Abb. 2-34 Starres Laparoskop mit drei (0°, 30°, 50°) möglichen Blickrichtungen [Her06]

Das Endocameleon der Firma Karl Storz besitzt eine variable Winkeloptik, die es erlaubt, die seitliche Blickrichtung zu variieren. Damit ist es bei der Rotation um seine Schaftachse in der Lage, statt eines Rings wie bei starren Winkeloptiken eine ganze Halbkugel zu betrachten. Erreicht wird dies über ein abwinkelbares Prisma an der Spitze, das die Abbildung in das Linsensystem des Schafts reflektiert. Die Abwinklung wird am Griff über einen Drehring eingestellt, wie die Abbildung 2-35 verdeutlicht.



Abb. 2-35 Variable Blickrichtung der Winkeloptik am Endocameleon der Firma Karl Storz [Kar15b]

### 2.3.2 Flexible Endoskope

Flexible Endoskope werden häufig dort eingesetzt, wo eine Zuführung nur entlang natürlicher Windungen, beispielsweise der in Gastroenterologie oder in der Koloskopie, möglich ist. Die äußere Hülle ist mit elastischen oder segmentierten Strukturen ausgestattet und wird über Seilzüge vom proximalen Ende gesteuert. Die Bildleitung erfolgt in diesem Fall über Lichtleiterbündel, wie in der Abbildung 2-36, Mitte, angedeutet, deren Adern einzelne Bildpunkte darstellen. Nachteilig ist die aufwendige Fertigung dieser Bildleiter, da bei unkorrelierter Anordnung beider Faserenden das Bild nicht korrekt wiedergegeben wird und die Toträume zwischen den Fasern zur Weiterleitung nicht zur Verfügung stehen.

Befördert durch zunehmende Miniaturisierung der Chips finden sich zunehmend so genannte Chip-on-the-Tip-Optiken in Endoskopen [Brü12c], bei denen ein bildaufnehmender CCD-Chip an der Endoskopspitze direkt hinter einer kurzen Empfangsoptik das Bild digitalisiert und dieses ohne weitere Linsensysteme der Visualisierungskette zuführt [Feu09]. Diese Technik erlaubt den Einsatz sowohl in flexiblen als auch in starren Endoskopen und ist in der Abbildung 2-36 unten zu erkennen.



Abb. 2-36 Endoskopische Bildweiterleitungssysteme: Stablinsensystem (oben), geordnetes Faserbündel (Mitte), elektronisch per Chip-on-the-Tip (unten) [Her06]

Um den Bildausschnitt zu variieren, kann die Endoskopspitze auf zwei prinzipielle Arten bewegt werden: durch Überlagerung zweier orthogonaler Abwinklungen oder durch eine eindimensionale Abwinklung, verbunden mit einer Schaftrotation. Während viele seilzugbetriebene flexible Endoskope in zwei Raumrichtungen wie in der Abbildung 2-37 links betätigt werden, geschieht die Variation der Blickrichtung bei Endoskopen entsprechend dem Endocameleon wie in der Abbildung 2-37 rechts. Nachteilig ist hier, dass mit der Schaftrotation die Kamera oder der distale CCD-Chip gegenüber dem Objekt verkippt wird und sich der Betrachtungshorizont verdreht [Sch12a], wie die Abbildung 2-38 an einem Beispiel verdeutlicht. Dies erschwert die Koordination und die Orientierung im Abdomen.



Abb. 2-37 Abwinklung der Endoskopspitze ohne (links) und mit Horizontverkippung (rechts)



Abb. 2-38 Veränderung des Bildausschnitts von 1 nach 2 ohne (2a) und mit Horizontverkippung (2b)

Dank der digitalen Aufzeichnung des Bilds ist es jedoch bereits möglich, mithilfe eines im Endoskop integrierten Inertialsensors die Raumlage der Kamera zu bestimmen und die Verdrehung des Horizonts künstlich zu korrigieren [Brü14].

### 2.3.3 Lichtquellen

Die in der Medizintechnik zur Einkopplung in Endoskope eingesetzten Lichtquellen lassen sich prinzipiell in zwei Gruppen unterteilen. Bei Temperaturstrahlern wird die zugeführte Energie in Wärmeenergie umgewandelt und als elektromagnetische Strahlung vom Objekt emittiert [Ped96]. Da die Schwingungen im atomaren Bereich erzeugt werden und die Ladungsträger mit unterschiedlichen Frequenzen und Amplituden schwingen, überlagern sich die Strahlungsbeiträge der Einzelstrahler zu einem kontinuierlichen Spektrum. Lumineszenzstrahler dagegen emittieren diskrete Spektrallinien. Die ihnen zugeführte Energie regt atomar gebundene Elektronen dazu an, höhere Energieniveaus einzunehmen, von denen sie anschließend wieder in den stabileren Grundzustand relaxieren und dabei die Energiedifferenz zwischen den beiden Zuständen als elektromagnetische Strahlung emittieren.

Die meisten im OP eingesetzten Lichtquellen sind Temperaturstrahler mit Infrarotfiltern zur Reduktion der Wärmestrahlung und werden als Kaltlichtquellen bezeichnet. Oft handelt es sich dabei um Halogen- oder Xenonlampen. Die Filterung von Wärmestrahlung und ihr schlechter Wirkungsgrad erfordern eine aktive Kühlung mit ausreichend Abstrahloberfläche, weshalb externe Beleuchtungseinrichtungen verwendet werden. Bauformbedingt strahlen sie zudem in einen großen Raumwinkel von fast  $4 \cdot \pi$  sr ab, so dass trotz Kollimierspiegel nur ein

Teil der Strahlung soweit gebündelt wird, dass diese in einen Lichtwellenleiter eingekoppelt werden kann.

Dank steigender Effizienz und Lichtausbeute werden zunehmend auch Leuchtdioden (LED) verwendet. Diese Halbleiter-Lumineszenzstrahler emittieren bei Stromfluss in Durchgangsrichtung Photonen durch Rekombination von Elektronen und Löchern in der Umgebung der p-n-Grenzschicht [Ped96]. Da sie Licht spezifischer Wellenlängen emittieren, für eine naturgetreue Farbwiedergabe jedoch ein breites und kontinuierliches Lichtspektrum wünschenswert ist, wird neben einer Kombination aus roten, grünen und blauen LEDs vor allem auf so genannte Lumineszenzkonversionsdioden (LKD) zurückgegriffen. Diese LEDs emittieren kurzwellige blaue Primärstrahlung, die in einer äußeren Fluoreszenzschicht teilweise absorbiert wird und zur Anregung langwelliger Sekundärstrahlung im gelb-grünen Farbbereich führt. Die Überlagerung der primären und sekundären Anteile führt zu einem optischen Weißeindruck, dessen Farbtemperatur von der Dicke der Fluoreszenzschicht abhängt.

Der Öffnungswinkel von LEDs ist das Resultat verschiedener Parameter, wie beispielsweise der Brechungsindizes der Grenzflächen und liegt meist zwischen 80° bis 120°. Dadurch ist die Koppeleffizienz zwischen Lichtquelle und Lichtwellenleitern verglichen mit Temperaturstrahlern signifikant erhöht. Die Abbildung 2-39 zeigt drei Möglichkeiten, weißes Licht zu erzeugen. Dabei sind die Spektren der Halogenlampe, der RGB-Diode sowie der LKD normiert und auf den vom Menschen wahrnehmbaren Wellenlängenbereich begrenzt.



Abb. 2-39 Spektren dreier Lichtquellen zur Erzeugung weißen Lichts im sichtbaren Bereich

Das extern erzeugte Licht wird über Lichtwellenleiter in den seitlich am Endoskop befindlichen Anschluss (siehe Abbildung 2-35) eingekoppelt und bis zur Spitze geleitet. Da dieses Kabel ein zusätzliches Gewicht darstellt und den Assistenten während eines Eingriffs in der Bedienung einschränkt, gibt es mehrere Ansätze, die Lichtquelle am oder im Endoskop zu integrieren und dadurch auf das Kabel zu verzichten. Verschiedene Unternehmen bieten beispielsweise einen batterieversorgten Aufsatz mit LED-Beleuchtung an, der an dem seitlichen Lichtleiteranschluss anbracht wird. Der Vorteil liegt in der Modularität des Aufsatzes, der an allen Standard-Anschlüssen befestigt werden kann, ohne konstruktive Änderungen an den Endoskopen vornehmen zu müssen. Die Abbildung 2-40 zeigt zwei exemplarische Anwendungen.



Abb. 2-40 Batteriebetriebene Aufsätze mit LED-Beleuchtung für Endoskope [Xio14], [Kar15a]

Dennoch ist die Handhabbarkeit damit nur teilweise verbessert. Wird die LED-Beleuchtung direkt an der Spitze des Endoskops integriert, wie in der Abbildung 2-41 vorgestellt, so lassen sich Koppelverluste bei der Lichtleitung in Fasern gänzlich vermeiden. Dieser Vorteil wird jedoch mit der Verlagerung einer Hitzequelle in den Bauchraum erkauft, die es vom Patienten fernzuhalten gilt, um versehentliches Koagulieren zu verhindern. Zur Einhaltung thermischer Obergrenzen sind diese Endoskope mit aufwendigen Wärmeleitsystemen, basierend auf Heat-Pipes aufgebaut [Brü12a]. Dies limitiert jedoch ihren Einsatz auf starre Endoskope mit einem Durchmesser von derzeit 10 mm.



Abb. 2-41 Endoskop mit LED-Beleuchtung direkt an der Spitze [Brü14]

Durch den Einsatz bisher kaum genutzter Lichtquellen lässt sich ein Kompromiss aus Koppeleffizienz und Koagulationsgefahr erreichen. Besonders kompakte Halbleiter-Laserdioden besitzen eine Abstrahlcharakteristik, die eine verlustarme Einkopplung auch in dünne Lichtleiter gestattet. Ähnlich wie bei LEDs können so entweder verschiedene Farben gemischt oder eine Phosphorschicht am distalen Faserende mit kurzwelligem Licht bestrahlt und zur Emission langwelliger Sekundärstrahlung angeregt werden, siehe Abbildung 2-42. Die Bestrahlung des distalen Phosphors führt jedoch zu ähnlichen thermischen Problemen wie bei LED-onthe-Tip-Endoskopen, während die RGB-Mischung der eingesetzten Lichtquelle wiederum nur mit einem externen System umgesetzt wird.



Abb. 2-42 Endoskopische Lichtquelle mit lasergepumptem Phosphor [Nad08] © 2008 IEEE

Jede der erhältlichen und entwickelten Beleuchtungseinrichtungen weist spezifische Vor- und Nachteile auf, die es schwer machen, das optimale System zu benennen. Oftmals ist es nötig, einen Kompromiss zwischen Beleuchtungsqualität, Gebrauchstauglichkeit und Anwendung zu finden. Die davon ausgehenden Entwicklungen im Kapitel 4 zielen darauf ab, verschiedene Vorteile unterschiedlicher Systeme zu vereinen und zu einem bisher derart nicht realisierten Beleuchtungssystem voranzutreiben.

# **3** Aktive chirurgische Instrumente für minimal-invasive Eingriffe (AKIM)

Ziel des Projekts AKIM war die Entwicklung eines laparoskopischen telemanipulativen Systems für die Single-Port-Chirurgie, das die Nachteile bestehender Systeme und aktueller Forschungsarbeiten (siehe Kapitel 2.2) vermeidet. Die Abbildung 3-1 illustriert das Konzept des gesamten Systems. Es besteht aus den folgenden funktionellen Komponenten:



Abb. 3-1 Gesamtübersicht des Instrumentensystems

Die aktiven chirurgischen Instrumente sind an der außerhalb des Patienten befindlichen Plattform befestigt und werden parallel nebeneinander liegend in den Körper eingebracht. Sie weisen mehrere Gelenke auf, um einen ausreichenden Bewegungsumfang für den Anwender bereit zu stellen. Basierend auf den Erkenntnissen des Stands der Technik bestand eine wesentliche Zielstellung darin, den Platzbedarf am Patienten möglichst gering zu halten, um dadurch im Notfall schneller zu einem offenen chirurgischen Eingriff wechseln zu können. Dies führte dazu, dass größere Komponenten zum Drehen und Kippen der Plattform um den Trokar durch intrakorporale Bewegungsmöglichkeiten der Instrumente kompensiert werden sollten. Um das gewünschte Volumen im Bauchraum trotzdem erreichen zu können, bedarf es zusätzlicher Freiheitsgrade und Gelenke entlang der Instrumentenarme, die gegen potentielle mechanische Schwächung des Instruments mit zusätzlichen Strukturen versehen werden müssen.

Jedes Instrument lässt sich in einen Gelenkschaft mit kinematischer Struktur und einen distalen Manipulatorabschnitt unterteilen. Während der Instrumentenarm vor allem ausreichend Stabilität und Bewegungsumfang aufweisen muss, ist der mit diesem gelenkig verbundene Manipulator möglichst kurz und mit genügend Freiheitsgraden auszuführen, um den späteren Aufgaben gerecht zu werden. Die Antriebselemente werden in den Instrumentenarmen bis zum Wirkort geführt und sollen proximal in einer jederzeit trennbaren Universalschnittstelle enden, die ein Austauschen der Instrumente ohne Umgestaltung der sie tragenden Plattform möglich macht.

Der Instrumentenschaftdurchmesser soll 10 - 12 mm nicht überschreiten, so dass ein Trokar von maximal 30 mm Durchmesser benötigt wird. Darüber hinaus sollen die Instrumente mit Sensoren ausgestattet werden, um eine sichere Steuerung sowie eine frühzeitige Vorwarnung bei Interaktion mit umliegendem Gewebe zu gewährleisten.

Die **Plattform** besitzt universelle mechanische und elektrische Instrumentenanschlüsse und kann aus diesem Grund jedes dafür passend entwickelte Instrument aufnehmen. Sie enthält alle Motoren und stellt dadurch alle Freiheitsgrade zur Verfügung. Gleichzeitig ist sie möglichst kompakt ausgeführt und an einer decken- oder tischseitigen Haltevorrichtung fixiert. Zusammen mit den Instrumenten bildet die Plattform die Arbeitseinheit, den Slave des Telemanipulators.

Das Mensch-Maschine-Interface (MMI) besteht zum einen aus dem Master, der Bedienkonsole des Chirurgen, welche ein handgeführtes Eingabegerät für jedes Instrument aufweist, mit dem der Anwender intuitive Bewegungen ausführt, die in entsprechende Motor- und Stellbefehle umgewandelt werden müssen. Das MMI nimmt Daten vom Benutzer in Form der dreidimensionalen Endeffektor-Position und der ebenfalls dreidimensionalen Endeffektor-Orientierung entgegen. Die visuelle Kontrolle der Bewegung erfolgt über einen Monitor, der das endoskopische Bild des OP-Situs mit den Instrumentenspitzen darstellt. Mit dem MMI verbunden ist zum anderen die AKIM Control Unit, welche alle Signale und Steuerbefehle verarbeitet. Sie rechnet die Bewegungen in diskrete Motorinkremente um und berücksichtigt dabei Nichtlinearitäten der Kinematiken. Durch die Sensorik in den Instrumenten werden dem Anwender zusätzliche Informationen wie Kollisionswarnungen vermittelt.

## 3.1 Medizinische, kinetische und kinematische Anforderungen

Die entwickelten Instrumente sind für Eingriffe in der Laparoskopie vorgesehen, so dass zu einer ersten Abschätzung der vorliegenden Kräfte nur solche Literaturangaben berücksichtigt werden, die aus diesem Anwendungsfeld stammen. In diesen werden laparoskopische Instrumente für chirurgische Eingriffe oder in Laborversuchen mit Kraftsensoren ausgestattet. So bemessen zum Beispiel Brouwer et al. die maximal benötigten Kräfte zum Schneiden auf drei bis sechs Newton [Bro01]. Die Kräfte beim Nähen und Knoten sowie Durchstechen von Gewebe werden nach Mayer et al., Okumara et al. sowie Peirs et al. auf zwei bis 2,5 N (in Ausnahmefällen bis zu 6 N) beziffert [May07], [Oka04], [Pei04]. Die zum Greifen und Anheben von Gewebe benötigten Kräfte variieren stark und setzen sich aus Überlagerungen von Gewebesteifigkeiten und Gewichtsanteilen zusammen. Die radialen Interaktionskräfte liegen dabei gemäß [Rös10] bei unter 5 N, in axialer Richtung können diese in Spitzenwerten merklich größer sein. Um die Instrumente jedoch nicht für den späteren Bauraum zu überdimensionieren und zudem eine Vergleichbarkeit mit anderen Entwicklungen des Stands der Technik zu gewährleisten, welche beispielsweise bei 5 N [Ish10], 7 N [Osh09] oder 10 N [Har13] liegen, werden als Zielgröße 10 N als zu bewältigende Kraft veranschlagt.

In der Literatur existieren verschiedene Angaben darüber, welche Arbeitsvolumina im Abdomen erreicht werden können oder müssen. Cheon et al. schließen beispielsweise von der insufflierten Menge CO<sub>2</sub> auf den zur Verfügung stehenden Bewegungsbereich [Che14]. Dagegen sprechen sich Kwon et al. für einen Arbeitsraum von 20 x 20 x 20 mm aus [Kwo98], während Can ein Volumen von 100 x 60 x 60 mm ansetzt [Can11]. Dabei wird jedoch meist nicht differenziert zwischen dem vom Instrument selbst benötigten und eingenommenen Bewegungsraum, dem vom Eingriff abhängigen gesamten intraabdominal erreichbaren Arbeitsbereich sowie der Größe einzelner Bereiche mit erhöhter Aktivität. Das erreichbare Volumen insgesamt sowie ein darin liegender Bereich besserer Manipulierbarkeit sind zudem abhängig von der Art des verwendeten Telechirurgiesystems, siehe Kapitel 2.2.

Um eine eigene Abschätzung des genutzten Arbeitsraums sowie der Bewegungsgeschwindigkeiten der chirurgischen Instrumente zu erhalten, wurden die Messdaten einer porcinen invivo-Cholezystektomie ausgewertet, siehe Abbildung 3-2. Dabei wurden alle relevanten Bewegungen erfahrener Operateure verschiedener Fachdisziplinen aufgezeichnet. Die dabei verwendeten starren manuellen minimal-invasiven Instrumente wurden an den Griffen mit passiven Markern ausgestattet und mit einem optischen Trackingsystem (Polaris Spectra, NDI) mithilfe von Stereokameras verfolgt. Über die bekannte Lage der Instrumentenspitzen gegenüber den Griffmarkern lassen sich aus den Messdaten deren Bewegungsdaten darstellen, wie die Abbildung 3-3 exemplarisch für zwei Instrumente verdeutlicht. Aus der Darstellung ist ersichtlich, dass die Instrumentenspitze beim Einführen und Herausziehen große Wege zurücklegt, sich während der eigentlichen Präparation im Zielgebiet jedoch auf ein deutlich kleineres Volumen beschränkt.



Abb. 3-2 Endoskopbild der porcinen minimal-invasiven Cholezystektomie [Leh14]



Abb. 3-3 Bewegungstrajektorien zweier Instrumentenspitzen bei der Cholezystektomie, nach [Leh14]

In dem Diagramm der Abbildung 3-4 ist exemplarisch das Geschwindigkeitsprofil einer Instrumentenspitze über der Zeit zu erkennen. Aus diesen Daten ließen sich die mittleren Geschwindigkeiten in Abhängigkeit der Eingriffsart und -phase ermitteln. Weiterhin ist anhand des Profils erkennbar, dass das Instrument teilweise intervallartig mit dazwischen liegenden Pausen bewegt wird. Aus der zeitsynchronen Betrachtung der endoskopischen Videomitschnitte ergibt sich, dass die Bewegungspausen des einen Instruments häufig mit einem Übergang der Aktivitäten auf die andere Hand, beziehungsweise auf das andere Instrument korrelieren.



Abb. 3-4 Geschwindigkeit der Instrumentenspitze bei einer Cholezystektomie [Leh14]

Aus den Messdaten lassen sich insbesondere folgende Erkenntnisse zusammenfassen:

- der Bewegungsradius der Instrumentenspitze innerhalb des Bauchraums, über den Gesamtverlauf eines typischen laparoskopischen Eingriffs betrachtet, beträgt bis zu 220 mm
- während des Eingriffs an einem Target beträgt das Arbeitsvolumen der Instrumentenspitze in allen Raumrichtungen ca. 50 bis 60 mm
- die mittlere Bewegungsgeschwindigkeit der Instrumente am Target beträgt 50 mm/s mit kurzzeitigen Geschwindigkeitsspitzen bis zu 140 mm/s

Es zeigt sich, dass der Teil des Bewegungsraums, in dem der volle Funktionsumfang der Instrumente benötigt wird, deutlich kleiner ist als der Gesamtbewegungsraum. Es wird daher gemäß Faraz et al. zwischen einem prinzipiell erreichbaren Arbeitsraum und einem Geschicklichkeitsraum unterschieden, innerhalb dessen die Instrumentenspitze unter verschiedenen Neigungswinkeln arbeiten kann [Far97]. Dieser Geschicklichkeitsraum wird mit einem Würfel der Kantenlänge 50 mm veranschlagt, was von anderen Autoren als ausreichend groß bestätigt wird [Din10].

Die Verfahrgeschwindigkeit sollte für ein zügiges Arbeiten 50 mm/s betragen. Im in-vivo-Versuch wurden starre manuelle Instrumente betrachtet. Die späteren Instrumente sind jedoch für motorisch unterstützte telemanipulative Single-Port-Eingriffe vorgesehen, welche zusätzliche intraabdominale Gelenke und einen komplexeren Steuerumfang aufweisen werden. Daher wird als Zielstellung mit einer reduzierten Spitzengeschwindigkeit von 20 mm/s geplant, die den Bewegungsumfang realistisch abbilden soll.

## 3.2 Entwickelte Kinematiken

Die in Kapitel 2.2.4 beschriebenen Herausforderungen beim Einsatz nur eines Zugangsports erfordern eine gegenüber Standardeingriffen abweichende Formgebung des eingesetzten Instrumentariums. Ein Ansatz besteht darin, die Instrumente wie bei [Jos10] im Trokar zu kreuzen. Diese Technik eignet sich bei Systemen, die ursprünglich für Multi-Port-Eingriffe entwickelt wurden. Neben der ungewöhnlichen Spiegelung um den Pivotpunkt stellt dort vor allem die erhöhte Belastung des Gewebes einen Nachteil für den Patienten dar und ist ab einem gewissen Adipositasgrad nicht mehr praktikabel. Aus diesem Grund ist es patientenschonender, alle Komponenten nebeneinander parallel einzubringen. Die für den Chirurgen ungewohnte Lage erfordert zunächst ein Auseinanderbewegen der Instrumente, bevor sie unter einem günstigen Winkel zum relevanten Bereich wieder zusammengeführt werden, siehe auch Abbildung 3-5 links. Dies erzeugt beim Anwender den virtuellen Eindruck, er würde von zwei Seiten, ähnlich einer normalen minimal-invasiven OP arbeiten, wie es in der Abbildung 3-5 rechts dargestellt ist. Dieses Prinzip erfordert komplexere Bewegungen bei gleichem Bewegungsumfang, stellt jedoch aufgrund der Vorteile für den Patienten die zu bevorzugende Zugangstechnik dar und wird daher von der Mehrzahl der technischen Entwicklungen (siehe Kapitel 2.2.4) berücksichtigt.



Abb. 3-5 Tatsächliche und virtuelle Instrumentenlage (links) [Leh14], minimal-invasive OP-Situation (rechts)

Faraz et al. argumentieren, dass trotz der geringeren Zahl an zueinander beweglichen Segmenten Kinematiken mit diskreten Einzelgelenken ab einer bestimmten Mindestlänge ähnliche Bewegungsumfänge wie flexible Mehrgelenkketten aufweisen [Far97]. Für den Einsatz von diskreten Gelenkstrukturen sprechen zudem ihr einfacheres Design und die gezieltere Ansteuerbarkeit. Darüber hinaus sind Mehrgelenkketten durch ihre Flexibilität unterbestimmt und neigen bei Belastung dazu, auszuweichen und undefiniert nachzugeben. Festkörpergelenke aus elastischen Materialien, wie sie zur Auslenkung von beweglichen Endoskopspitzen in [Sch12b] zum Einsatz kommen, weisen bei höheren Lasten ebenfalls diese Nachteile auf. Aus diesem Grund soll das AKIM-Instrumentarium einzelne Gelenkabschnitte aufweisen, deren mechanische Schwäche durch zusätzlich stützende Strukturen kompensiert wird.

Der Instrumentenschaft ist in erheblichem Maße Spannungen ausgesetzt. In den Gelenkabschnitten stellen die daraus resultierenden Kräfte und Biegemomente jedoch die größte Gefahr dar, da hier filigranere Strukturen und zueinander bewegte Teile vorliegen. Insbesondere im proximalen Schaftbereich kann die Belastung in ungünstigen Instrumentenpositionen über den Hebelarm extreme Werte annehmen, weshalb in diesen Bereichen eine stützende Struktur von Vorteil ist. Die folgende Betrachtung versucht daher, den positiven Einfluss verschiedener geometrischer Faktoren zu bewerten.

Die Abbildung 3-6 zeigt das Prinzip eines einfachen exzentrischen Hebelmechanismus, der über eine links verlaufende Zugstange mit der Kraft  $F_1$  axial verschoben wird und durch seine Kopplung mit dem rechtsseitigen Schaft eine Drehung um das Gelenk hervorruft. Wirkt auf diesen Schaftteil eine orthogonale externe Kraft  $F_2$  im Abstand 1 zum Gelenk, so hängt die benötigte Reaktionskraft  $F_1$  von verschiedenen geometrischen Parametern ab. Dazu zählen der radiale Abstand a von der Rotationsachse der Schäfte zur exzentrischen Koppelstelle des Hebels, dessen Länge von  $2 \cdot b = e$ , die axiale Entfernung b der Koppelstellen vom Gelenk im gestreckten Zustand sowie die axiale Verschiebung dx des Hebels beim Abwinkeln. Die relevanten geometrischen Größen bestimmen sich gemäß der Abbildung 3-6 zu

$$b_1^2 = (b + dx)^2 + a^2 = b_2^2 + e^2 - 2 \cdot b_2 \cdot e \cdot \cos \beta_2$$
(3-1)

$$b_2^2 = b^2 + a^2 = b_1^2 + e^2 - 2 \cdot b_1 \cdot e \cdot \cos \beta_1$$
(3-2)

Aus (3-1) und (3-2) folgen

$$\cos \beta_2 = \frac{b_2^2 + e^2 - b_1^2}{2 \cdot b_2 \cdot e}$$
(3-3)

$$\beta_1 = \arccos\left(\frac{b_1^2 + e^2 - b_2^2}{2 \cdot b_1 \cdot e}\right)$$
 (3-4)

Des Weiteren gelten

$$b_0 = b_2 \cdot \cos \beta_2 = \frac{b_2^2 + e^2 - b_1^2}{2 \cdot e}$$
(3-5)

$$g = \sqrt{b_2^2 - b_0^2}$$
(3-6)

Die Kraft  $F_{Hebel}$  im exzentrischen Hebel zwischen den beiden Schäften und die erforderliche Zugkraft  $F_1$  betragen

$$F_{\text{Hebel}} = F_2 \cdot \frac{1}{g}$$
(3-7)

$$F_1 = F_{\text{Hebel}} \cdot \cos\left(\beta_1 - \arctan\left(\frac{a}{b+dx}\right)\right)$$
(3-8)

Damit folgt für das Kräfteverhältnis  $F_1$  zu  $F_2$  in Abhängigkeit der geometrischen Parameter und der Verschiebung dx

$$\frac{F_1}{F_2} = \frac{1}{g} \cdot \cos\left(\beta_1 - \arctan\left(\frac{a}{b+dx}\right)\right)$$
(3-9)



Abb. 3-6 Skizze mit Parametern und angreifenden Kräften an einem Gelenk mit exzentrischem Hebel

Bei einer exemplarischen Wahl von l = 20 mm und a = 2 mm sowie der Variation von b ergibt sich bei Verschiebung um dx ein Kräfteverhältnis in Abhängigkeit dieser beiden Variablen gemäß der Abbildung 3-7. Während im gestreckten Zustand der Abstand a den größten Einfluss auf das Verhältnis hat, zeigt die Darstellung bei zunehmender Abwinklung, dass eine

möglichst große Länge b vorteilhaft ist. Als Konsequenz ergibt sich ein langer Hebel mit weit vom Gelenk angreifenden Koppelstellen. Daraus folgt, dass für stabile Stützstrukturen mit steigender Abwinklung zusätzlicher Raum im Gelenkbereich zwischen den beiden Schäften durch diese auskragenden Hebelsysteme belegt wird.



Abb. 3-7 Verlauf des Kräfteverhältnisses F<sub>1</sub>/F<sub>2</sub> bei Variation der Parameter b und dx

Der Einsatz stützender Strukturen zur Verstärkung der Instrumente ist jedoch an die Bedingung geknüpft, den Instrumentenquerschnitt im gestreckten Zustand, unter dem es durch den Trokar in den Bauchraum eingebracht wird, nicht zu vergrößern. Da für die Instrumente ein Durchmesser von ca. 10 mm vorgesehen ist, dürfen auch solche konstruktiven Maßnahmen diese Zielgröße nicht überschreiten. Die Realisierung dieser Forderung wird in diesem Kapitel an späterer Stelle beschrieben.

Die für eine ausreichende Beweglichkeit benötigten Freiheitsgrade sind in der Abbildung 3-8 links dargestellt, wobei Rotationen um in der Bildebene liegende Achsen mit einem Doppelpfeil dargestellt sind. Es werden insgesamt sechs Freiheitsgrade angestrebt, wovon vier für die Positionierbarkeit im Raum vorgesehen sind, ein zusätzlicher zur Drehung des Endeffektors um seine Achse, um eine erhöhte Geschicklichkeit am Target zu ermöglichen sowie als sechsten die Betätigung des Manipulators selbst. Die Positionsbestimmung erfolgt in einem Zylinderkoordinatensystem. Während das Gelenk 1 ein Ausklappen erlaubt und damit ein Abweichen von der gemeinsamen Zugangsstelle auftritt, führt Gelenk 2 eine nach innen gerichtete Rückverlagerung aus.

Die Forderung nach Single-Port-bedingter lateraler Verschiebung erweitert dieses Konzept dahingehend, bei gleichbleibender Anzahl an Freiheitsgraden den geometrischen Gestaltungs-

rahmen entsprechend zu variieren. Die Abbildung 3-8 zeigt rechts ein gleichermaßen agiles System, bei dem die Gelenke 1 und 1' jedoch gekoppelt sind und sich durch denselben Steuerbefehl ausklappen und zurückverlagern. Damit ist in einer Bewegung der distale Schaftbereich in eine Lage ähnlich gängiger Multi-Port-Eingriffe positioniert und erlaubt dem anschließenden autonomen Gelenk 2 eine bessere Ausnutzung des benötigten Bewegungsraums.



Abb. 3-8 Prinzipskizzen mit Freiheitsgraden der Instrumente zur räumlichen Positionierung der Spitze

Für eine solche gekoppelte Bewegung ist keine ausschließlich serielle Gelenkfolge sinnvoll, sondern es bietet sich eine Koppelkinematik an. Das Instrument untergliedert sich daher vorteilhafterweise in eine für diese Koppelbewegung optimierte Armstruktur mit einem über das Gelenk 2 seriell angeschlossenen und beweglichen Segment. Dieses wird als Manipulator bezeichnet und umfasst den eigentlichen Endeffektor, das Werkzeug, zum chirurgischen Arbeiten, siehe auch Abbildung 3-8 rechts. Die Funktion des Instrumentenarms ist es, diesen Manipulator in einem hinreichend großen Arbeitsvolumen unter verschiedenen Ausrichtungen zu platzieren und dabei einen Großteil der durch Interaktion mit Gewebe übertragenen und aufgenommenen Lasten abzuleiten, ohne dabei die Positioniergenauigkeit der Instrumenten-spitze zu verschlechtern. Die Arme müssen zudem genügend Platz in ihrem Innern bieten, um Antriebsstränge, die zur Betätigung und Abwinklung des Manipulators dienen oder Signal-und Versorgungsleitungen für distal verbaute Sensoren aufzunehmen und zu führen.

Der Manipulator besitzt über das Gelenk 2 einen weiteren Freiheitsgrad zur Ausrichtung im Raum und erlaubt eine Feinpositionierung nahe am Eingriffsort. Da der Bewegungsumfang des gesamten Instruments im Wesentlichen durch die Armstruktur festgelegt ist, werden für diese in Kapitel 3.2 verschiedene Gestaltungsformen untersucht, welche in Kapitel 3.3 miteinander verglichen und schließlich eine Auswahl getroffen wird. Der darauf folgende Teil widmet sich schließlich der Entwicklung der Manipulatoren.

Einen methodischen und zusammenfassenden Überblick über geeignete Armmechanismen bietet die Abbildung 3-9. Dabei handelt es sich um Konzepte für Parallelkinematiken mit einem Freiheitsgrad, die aus vier oder fünf Gelenken bestehen und mögliche Gelenk- und Schaftpositionen für die geforderten Bewegungsmuster visualisieren. Das angetriebene Gelenk oder Segment und die dafür nötige Kraftrichtung sind dabei in Rot dargestellt, die resultierende Bewegungsrichtung ist mit einem grünen Pfeil angedeutet. Das zu verlagernde distale Segment, an das später der Manipulator angeschlossen wird, befindet sich damit immer am unteren Ende der jeweiligen Skizze und wurde in dieser bereits aus einer gestreckten Lage in eine vorteilhafte Position bewegt, das heißt, seitlich verschoben und nach innen geneigt. Das Konzept b kann in zwei verschiedenen Varianten (d und e) ausgeführt werden, wobei das distale Segment in Variante d von unten, in Variante e hingegen von oben verlagert wird.



Abb. 3-9 Methodischer Überblick verschiedener Koppelkinematiken für die geforderte Bewegung

Neben der grundsätzlichen Lage und Länge der einzelnen Gelenke und Schäfte ist für eine bestimmte Bewegungstrajektorie die Position von aktiv betätigten und passiv bewegten Gleitlagern und Axialgelenken von entscheidender Bedeutung. Die Koppelkinematik aus der Abbildung 3-9 d wird exemplarisch in der Abbildung 3-10 betrachtet, wobei die Lage aller möglichen aktiven (angetriebenen, in Rot dargestellten) und passiven (geführten) Gleithülsen permutiert wird. Dabei zeigt sich, dass es trotz jeweils unterschiedlicher Bauform immer zweier Hülsen bedarf, die entweder auf dem proximalen, dem mittleren oder dem distalen Segment gleiten und mit dem überspannenden Verbindungselement in Kontakt stehen.

Die Positionen und Bewegungsrichtungen der Hülsen sind durch Gleitlager angedeutet. Funktionsuntersuchungen haben gezeigt, dass nur die Varianten 1 und 5 sinnvoll einsetzbar sind. Dabei wurde berücksichtigt, dass die aktive Gleithülse möglichst kurze Übertragungswege zu extrakorporalen Antrieben aufweist, keine Kollisionen mit dem nebenliegenden Instrumentenarm auftreten und keine Segmente am distalen Ende nahe der Operationsstelle in stark abweichende Richtungen auskragen.



Abb. 3-10 Konfigurationen der Koppelkinematik aus der Abbildung 3-9 d

Vergleichbare Betrachtungen erfolgten auch für die anderen Kinematiken aus der Abbildung 3-9, deren optimale Konfigurationen ebenfalls in den nächsten Kapiteln thematisiert werden. Wie die Abbildung 3-11 links verdeutlicht, betreffen die für die Entwicklung entscheidenden Eigenschaften der Instrumentenarme die Außendurchmesser, die erreichbaren Gelenkwinkel, die Fähigkeit der lateralen Verschiebung der Instrumentenspitze (1), den für die Triangulation benötigten Neigungswinkel (2), unter dem das Instrument dem Operationsgebiet zugedreht ist und die maximale laterale Auslenkung des Zwischengelenks (3).



Abb. 3-11 Parameter zur geometrischen Dimensionierung der Instrumentenarme (links), Flächenverhältnis aus erreichbarem (grün) zu benötigtem Volumen (rot), rechts

Hieraus ergibt sich ein weiterer wichtiger Beurteilungsfaktor: das Verhältnis des bei der Bewegung des Instrumentenarms im Körperinnern maximal benötigten Volumens zu dem bereitgestellten Bewegungsraum. Die Abbildung 3-11 rechts verdeutlicht dies anhand des Konzepts aus der Abbildung 3-9 a: Für den gesamten Bereich der Abwinklung wird eine Fläche benötigt, die durch Rotation um die Instrumentenachse ein Volumen aufspannt, welches im Bauchraum oberhalb der Eingriffsstelle verfügbar sein muss. Demgegenüber erlaubt die Bewegung durch zusätzliche axiale Nachführung eine Positionierung der Armspitze innerhalb der grün gekennzeichneten Fläche, welche unabhängig von weiter sich anschließenden Gelenken durch die gewählte Geometrie definiert wird. Die Fläche kann bei verfügbarem Platz distal entlang der Rotationsachse verlängert werden. Dieser skizzierte Quotient aus grüner zu roter Fläche, das heißt, dem ermöglichten Arbeitsvolumen zum benötigten Bewegungsvolumen, bildet das kleinste Verhältnis und sollte für die gewählte Kinematik maximiert werden. Die im Folgenden untersuchten Kinematiken für den Instrumentenarm werden nach diesem Kriterium im Diagramm der Abbildung 3-39 miteinander verglichen.

Jede der in der Abbildung 3-9 dargestellten Koppelkinematiken bildet, wie im Folgenden noch gezeigt wird, ein zwangsläufiges Getriebe und muss so ausgelegt werden, dass in ihrem Arbeitsraum keine Klemmlagen, das heißt Singularitäten, auftreten. Unter einer Singularität versteht man die Einschränkung der Beweglichkeit des An- oder Abtriebs in einer bestimmten Stellung des Mechanismus. Neugebauer spricht in [Neu06] von Singularitäten erster und zweiter Art, womit im ersten Fall keine Bewegungsübertragung und damit eine Totlage, im zweiten Fall keine Kraftübertragung und damit eine Klemmlage am Abtrieb gemeint ist. Die Abbildung 3-12 stellt ein Beispiel für beide Fälle dar: ist das Gelenk Y der Antrieb, so findet am Abtrieb X keine Bewegung statt, und es liegt eine Singularität erster Art vor. Mit X als Antrieb kommt es zum Klemmen und zur Singularität zweiter Art.

Für die Betrachtung der virtuellen Arbeit dW nach [Gro08] stellen  $\mathbf{f}_E$  alle am Antrieb (Eingang) angreifenden Kräfte und Momente sowie  $\mathbf{f}_A$  alle Kräfte und Momente am Abtrieb (Ausgang) dar, E repräsentiert die Antriebsfreiheitsgrade und A die Abtriebsfreiheitsgrade:

$$dW_{\rm A} = dW_{\rm E} \tag{3-10}$$

$$\mathbf{f}_{\mathbf{A}}^{\mathrm{T}} \cdot \delta \mathbf{A} = \mathbf{f}_{\mathrm{E}}^{\mathrm{T}} \cdot \delta \mathbf{E}$$
(3-11)

Das Verhalten von Aus- zu Eingang lässt sich über die Jacobi-Matrix J ausdrücken [Bro79]. Sie berechnet sich zu

$$\mathbf{J} = \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial \mathbf{E}}$$
(3-12)

Gleichungssysteme mit quadratischer Koeffizientenmatrix besitzen eine eindeutige Lösung für det( $\mathbf{J}$ )  $\neq 0$  und werden als regulär bezeichnet. Fällt die Determinante jedoch weg, so lassen sich entweder vom An- zum Abtrieb oder andersherum keine Kräfte übertragen. Solche Stellungen werden als singulär bezeichnet. Bezogen auf das Beispiel aus der Abbildung 3-12 bedeutet dies für eine Singularität erster Art:

$$\frac{\mathrm{dA}_{\mathrm{X}}}{\mathrm{dE}_{\mathrm{Y}}} = \det(\mathrm{J}) = \mathrm{J} = 0 \tag{3-13}$$

Für eine Singularität zweiter Art gilt:

$$\frac{dE_X}{dA_Y} = \det(J^{-1}) = J^{-1} = 0$$
(3-14)

Für diesen Fall ergibt sich mit (3-11) und (3-14):

$$\frac{f_A}{f_E} = \frac{dE_X}{dA_Y} = \det(J^{-1}) = J^{-1} = 0$$
(3-15)

Die Kraftübertragung ist damit gleich Null und muss für die Kinematiken vermieden werden.



Abb. 3-12 Konstellation für Singularität 1. Art (Gelenk Y aktiv) oder 2. Art (Gelenk X aktiv) [Neu06]

Diese Betrachtung dient im Folgenden bei der Untersuchung und Bewertung der Armstrukturen der chirurgischen Instrumente und der aus der Abbildung 3-9 gewonnenen Konzepte.

#### 3.2.1 Polyzentrischer Mechanismus

Um die gewünschte Kopplung aus Abwinklung sowie lateraler Verlagerung zu erreichen und dem geringen zur Verfügung stehenden Volumen im Instrument gerecht zu werden, wurde zuerst eine einfache Vier-Punkt-Kinematik wie in der Abbildung 3-9 c gewählt. Der Mechanismus besteht aus den vier Segmenten a bis d und einer zusätzlichen drehbar gelagerten Zugstange S, die mit den vier Gelenken A bis D verbunden ist [Bla12a]. Die Abbildung 3-13 zeigt links ein Bewegungsschema mit drei verschiedenen Momentaufnahmen, die sich mit zunehmender Verschiebung der Zugstange S ergeben. Wie die gleiche Abbildung rechts durch einen angedeuteten Blickrichtungspfeil auf der Strecke c zeigt, verschiebt sich c bei Betätigung von S um die Länge X zur Seite und neigt sich um den Winkel  $\varphi$ , was damit den Zielvorgaben entspricht und unter dem Begriff Polyzentrik bekannt ist.



Abb. 3-13 Bewegungsschema (links) und geometrische Größen der Polyzentrik (rechts)

Mit Hilfe der Grübler'schen Gleichung [Tsa99] lässt sich die statische Bestimmtheit eines Systems kennzeichnen. Dabei werden die Freiheitsgrade eines Mechanismus über die Anzahl der Segmente, der Gelenke und deren Art bestimmt:

$$F = q \cdot (u - j - 1) + \sum_{i} f_{i}$$
 (3-16)

F = Gesamtfreiheitsgrade des Systems

q = Freiheitsgrade des Raums, in dem der Mechanismus sich bewegt

u = Anzahl der Segmente des Systems

j = Anzahl der Gelenke zwischen zwei Segmenten des Systems

f<sub>i</sub> = Beweglichkeit des jeweiligen Gelenks i

Sphärische und planare Mechanismen verfügen wie im vorliegenden Fall über maximal zwei translatorische sowie einen rotatorischen Freiheitsgrad. Die Gelenke A bis D weisen je einen einzelnen Freiheitsgrad auf, das Gleiche gilt für die gelenkigen Scharniergelenke der axial gelagerten Schubstange. Mit insgesamt sechs Segmenten und sieben einachsigen Gelenken gilt:

$$F = 3 \cdot (6 - 7 - 1) + (7 \cdot 1) = 1$$
(3-17)

Die am Hebel d angreifende Zugstange S sorgt in jeder Position für eine eindeutige Stellung des Systems, es herrscht somit Zwangslauf. Das Auslenken des Hebels d führt zu einer direkt davon abhängigen Lage der restlichen drei Segmente a bis c. Die Bewegungsübersetzung von Antrieb zu Abtrieb ist nicht linear vom Ansteuerwinkel  $\lambda$  und von den in der Abbildung 3-13 rechts gekennzeichneten geometrischen Parametern abhängig. Der Ansteuerhebel d ist nur bei Erfüllung des Satzes von Grashof zu einer vollen Drehung fähig, welcher besagt, dass dafür die Summe des kürzesten und längsten Hebels kleiner oder gleich der Summe der verbliebenen zwei Hebellängen sein muss [Hag09]. Bei Nichterfüllung kommt es zu Singularitäten, die den Mechanismus sperren.

Ist d länger als b, so lassen sich die beiden Zielparameter Rückverlagerung X und Verkippung  $\varphi$  nicht gleichzeitig erreichen. In diesem Fall findet, je nach Schubrichtung der Stange S, entweder eine Verlagerung in die falsche Richtung statt oder die Verkippung entsteht zur falschen Seite hin, wie von [Möl12] ausgeführt wird. Zudem sind diese beiden Zielgrößen so verknüpft, dass mit zunehmender Länge von b und d (b > d) bis zum Erreichen einer Singularität 2. Art X zu-,  $\varphi$  jedoch abnimmt. Die Abbildung 3-14 verdeutlicht dies, indem sie die maximal erreichbaren Werte für X und  $\varphi$  bei zunehmendem b und konstanten  $\delta_{1,2}$  übereinander aufträgt.



Abb. 3-14 Abnehmender Winkel  $\varphi$  und zunehmende Verschiebung X bei ansteigender Hebellänge b

Da sich die vier Punkte A bis D in der Sagittalebene des Schafts befinden, dürfen diese aus Platzgründen nicht zu breit sein, um nicht den ganzen Querschnitt einzunehmen. Bei zunehmender Hebellänge b ergibt sich dadurch ein Gelenk, das immer anfälliger gegen Querkräfte wird. Da sich kein Hebelverhältnis findet, das sowohl nutzbare Verschiebungen und Neigungswinkel als auch gleichzeitig mechanische Stabilität bietet, wird dieses Konzept für chirurgische Instrumente verworfen.

Die Fähigkeit, sich auf kleinem Raum lateral zu verlagern und große Neigungswinkel zu überstreichen, ist jedoch auch relevant für ein Endoskop mit abwinkelbarer Optik. Dieses ist keinen vergleichbaren Belastungen wie die Instrumente ausgesetzt, da es nur zur Bildgewinnung und nicht zur Interaktion mit Gewebe eingesetzt wird und daher nicht die gleiche Widerstandsfähigkeit wie diese aufweisen muss. Bevor die weiteren Konzepte aus der Abbildung 3-9 in den folgenden Kapiteln zur Untersuchung kommen, wird daher der Mechanismus erneut aufgegriffen und für eine Eignung zur Blickrichtungsvariation eines Endoskops untersucht. Die Zielparameter eines solchen Endoskopmoduls sind, dass eine Blickrichtungsänderung von mindestens 70° möglich ist, der Endoskopkopf bei der Abwinklung zurückverlagert wird und der Außendurchmesser, wie eingangs gefordert, auf 10 mm beschränkt bleibt. Eine Rückverlagerung ist auch für ein Endoskop von hohem Interesse, da es so auch sehr nah gelegene organische Strukturen noch gut fokussieren kann. Wird dieses Endoskop zusammen mit den chirurgischen Instrumenten parallel durch einen einzelnen Trokar in den Bauchraum eingebracht, ist es für eine bessere räumliche Wahrnehmung zudem von Vorteil, den Operationssitus nicht nur in Verlängerung der Instrumente, sondern aus einer davon versetzten Position heraus zu betrachten. Außerdem entspricht eine solche Draufsicht auf die betätigten Instrumente der für Chirurgen gewohnten Betrachtungsweise aus minimal-invasiven Eingriffen mit mehreren Zugängen.

Basierend auf der Abbildung 3-13 rechts wurden unterschiedliche Konfigurationen entworfen und untersucht, bei denen einerseits die geometrischen Parameter  $\delta_1$  oder  $\delta_2$  ungleich null und andererseits der Ansteuerhebel d kürzer oder gleich der Basislänge a gewählt wurden. Zudem wurde das Hebelverhältnis b/d im Bereich 1...2 variiert. Die Eigenschaften der Konfigurationen sind in der Tabelle 3-1 zusammengefasst.

Konfiguration	Ia	Ib	IIa	IIb
$\delta_1$	0	b - d	0	b - d
$\delta_2$	b - d	0	b - d	0
d	< a	< a	= a	= a

Tab. 3-1 Konfigurationen der Polyzentrik mit jeweils variierten geometrischen Parametern

Für den Ansteuerwinkel  $\lambda$  aus der Abbildung 3-13 rechts gilt:

$$\lambda = \frac{\pi}{2} - \alpha \tag{3-18}$$

Der Neutralhebel  $\beta$  hängt in nicht linearer Weise vom aktiv variierten Winkel  $\alpha$  ab:

$$\beta = \arccos\left(\frac{c^2 - a^2 - b^2 - d^2 + 2 \cdot ad \cdot \cos\alpha - \delta_1^2 - 2 \cdot \delta_1 d \cdot \sin\alpha}{\sqrt{(2 \cdot ab - 2 \cdot bd \cdot \cos\alpha)^2 + (2 \cdot bd \cdot \sin\alpha - 2 \cdot b\delta_1)^2}}\right) + \arctan\left(\frac{-2 \cdot bd \cdot \sin\alpha - 2 \cdot b\delta_1}{2 \cdot ab - 2 \cdot bd \cdot \cos\alpha}\right) \quad (3-19)$$

Die Blickrichtung  $\varphi$ , in der Abbildung 3-13 durch einen Pfeil verdeutlicht, beträgt im gestreckten Zustand für  $\lambda = 0^{\circ}$  ebenfalls  $\varphi = 0^{\circ}$  und verändert sich mit  $\alpha$  zu:

$$\varphi = \arctan\left(\frac{-d \cdot \sin\alpha + b \cdot \sin\beta - \delta_1}{d \cdot \cos\alpha - b \cdot \cos\beta - a}\right) + \arctan\left(\frac{b - d - \delta_1}{a}\right)$$
(3-20)

Die vollständige Herleitung der Gleichungen (3-19) und (3-20) findet sich im Anhang. Die Ergebnisse der Untersuchung sind in der Abbildung 3-15 illustriert. Dabei sind links jeweils die Veränderungen des Blickwinkels  $\varphi$  über dem Ansteuerwinkel  $\lambda$  für ansteigende Hebelverhältnisse b/d sowie rechts die für das jeweilige Verhältnis maximal erreichbare Rückverlagerung X des Endoskopkopfs als Funktion des Hebelverhältnisses b/d aufgetragen. Bei allen Konfigurationen beträgt die Basislänge a = 7 mm.

Da für die Konfigurationen Ia und Ib mit d < a der Satz von Grashof erfüllt ist, können diese Mechanismen nicht sperren, und es treten keine Singularitäten 2. Art im Ansteuerbereich auf. Dies ist bei den Konfigurationen IIa und IIb nicht der Fall. Bei der Konfiguration IIa tritt mit zunehmendem Hebelverhältnis immer frühzeitiger eine Sperrlage ein, was daran zu erkennen ist, dass gemäß (3-14)  $d\alpha/d\phi = J^{-1}$  gegen Null strebt. Dies passiert für IIb erst jenseits eines Ansteuerwinkels von  $\lambda > 90^{\circ}$ .

Die Betrachtung der rechten Spalte von Bild 3-15 zeigt, dass die Rückverlagerung bei den Konfigurationen Ia und IIa mit zunehmendem Hebelverhältnis abnimmt, für Ib und IIb jedoch ab einem Verhältnis von b/d = 1,1 annähernd konstant bleibt. Die Ursache dieser unterschiedlichen Verhaltensweisen liegt in der geometrischen Lage der einzelnen Längen aus der Abbildung 3-13 rechts begründet. Da eine reine Abwinklung ohne Verschiebung auch mit

einfacheren Gelenksystemen erreicht werden kann, wird der Fähigkeit zur lateralen Verlagerung X des Endoskopkopfs ein höherer Stellenwert beigemessen. Um gleichzeitig kurze Hebellängen, einen ausreichenden Blickwinkelbereich und große Verschiebungen ohne Sperrlagen zu gewährleisten, wird zur Umsetzung die Konfiguration IIb präferiert. Weder  $\varphi_{max}$  noch  $X_{max}$  zeigen hier eine große Abhängigkeit von b / d, dessen Verhältnis jedoch großen Einfluss auf die Ansteuerbarkeit und damit die Kraftübersetzung hat. Zu hohe Gradienten von d $\varphi$  / d $\alpha$ sind problematisch und lassen sich schwieriger motorisch umsetzen, daher wurde in einem iterativen Prozess als Kompromiss ein Hebelverhältnis von b / d = 1,3 gewählt, bei dem einerseits bei einem maximalen Blickwinkel von 80° der Gradient (d $\varphi$  / d $\lambda$ )<sub>max</sub> = 25 beträgt, andererseits kurze Hebellängen ausreichend Stabilität bieten.



Abb. 3-15Blickwinkel φ über den Ansteuerwinkel λ bei Hebelverhältnissen b / d = 1...2 (links), dabei er-<br/>reichbare maximale laterale Verschiebung (rechts), jeweils für alle Konfigurationen, [Möl12]

Der so definierte Mechanismus ist in der Abbildung 3-16 dargestellt, wobei das Bewegungsmuster während der Abwinklung durch die Schubstange S (in Gelb) mit einzelnen Momentaufnahmen veranschaulicht ist. Um bei den gewählten Hebelverhältnissen eine Kollision zwischen den Segmenten zu vermeiden, wird der Ansteuerhebel d (in Rot) geteilt ausgeführt und kann dadurch b (in Grün) bei größeren Blickwinkeln umschließen. Wie die Bildabfolge verdeutlicht, kommt es wie gewünscht während der Blickrichtungsänderung zur Rückverlagerung des Endoskopkopfs, was es erleichtert, auch näher liegende Objekte noch fokussieren zu können.



Abb. 3-16 Bewegungsmuster der Konfiguration IIb

Obwohl nicht in Kontakt mit dem Gewebe, ist ein solches abwinkelbares Endoskop nicht frei von einwirkenden Kräften. Eine Chip-on-the-Tip-Kamera dient im Endoskopkopf der Bildgewinnung. Die dafür benötigten elektrischen Leitungen sowie etwaige Lichtleitfasern zur Beleuchtung müssen aufgrund des platzsparenden Ineinanderfaltens des Gelenks zur Vermeidung von zu kleinen Biegeradien oder Knickungen hinter dem distalen Schaftsegment herausgeführt und in einem Bogen in den proximalen Schaft geleitet werden. Um Keimverschleppungen zu vermeiden, sind diese Leitungen in Faltenbälgen gefasst, die jeweils an den beiden Schaftsegmenten an den Punkten G und H befestigt sind, wie die Abbildungen 3-17 und 3-22 zeigen. Werden äußere am Endoskop angreifende Kräfte sowie die Reibung zwischen den Segmenten vernachlässigt, so erzeugen die beim Abwinkeln gebogenen Faltenbälge mit den in ihnen verlaufenden Fasern eine rückstellende Gegenkraft F<sub>G</sub>. Diese wird durch das Verschiebungsverhältnis zwischen ihrem Angriffspunkt G am distalen Ende der Faltenbälge und der Verschiebung der axialen Schubstange S skaliert, siehe Abbildung 3-17.



Abb. 3-17 Verschiebung der Punkte G und S bei Flexion des polyzentrischen Gelenks

Wie im Anhang in Kapitel 8.1 ausgeführt, führt die Bewegungsübersetzung dG / dS zwischen G und S zu dem nicht linearen Verhalten, das in der Abbildung 3-20 links dargestellt ist. Die benötigte Ansteuerkraft  $F_S$  zur Abwinklung des Endoskopkopfs bestimmt sich damit nach (3-11) zu

$$F_{\rm S} = F_{\rm G} \cdot \frac{\rm dG}{\rm dS} \tag{3-21}$$

Zur Abschätzung der Gegenkraft  $F_G$  wird die Dehnung der Randfasern auf den gesamten Querschnitt übertragen und mit der axialen Federkonstante der Faltenbälge multipliziert. Dies entspricht einer axialen Stauchung oder Dehnung des Balgs. Wie aus der Abbildung 3-17 jedoch hervorgeht, wird ein Faltenbalg nicht allein axial gestaucht, sondern im Wesentlichen gebogen. Dabei erfährt tatsächlich nur die äußerste Lage eine Dehnung in diesem Maße, so dass der erhaltene Wert eine fälschlich zu hoch angenommene Kraft darstellt, die wiederum einen Sicherheitsaufschlag bildet.

Die zur Bestimmung der Gegenkraft  $F_G$  benötigte Dehnung aufgrund des tatsächlichen Biegeverlaufs der flexiblen Abdichtung in Form freier Biegung mit beidseitig fester Einspannung ist nicht einfach zu berechnen. Daher wird die Biegelinie durch einen evolutionsstrategischen Ansatz zur Energieminimierung eines mathematischen Modells auf Federbasis des verformten Körpers gefunden. Der Körper wird dabei in mehrere Segmente geteilt, wobei die Koordinaten des Startpunkts H und des Endpunkts G sowie die Winkellage des ersten und letzten Segments gegenüber diesen fest vorgegeben und nicht veränderlich sind. Der Verkippungswinkel  $\eta$  zwischen jeweils zwei Segmenten wird quadriert und über alle Kontaktstellen aufsummiert, was gemäß [Gro07] proportional zur minimierenden Biegeenergie  $E_B$  ist:

$$E_{B} \sim \sum_{i=1}^{n} \eta_{i}^{2}$$
 (3-22)

Zu Beginn jedes Zyklus werden zufällige, aber die Randbedingungen erfüllende Startwinkel  $\eta$  generiert, variiert und in Richtung abnehmender potentieller Gesamtenergie E<sub>B</sub> verfolgt. Unterschreitet der berechnete Gradient  $\dot{E}_B$  einen Schwellwert, beginnt ein neuer Zyklus mit doppelter Segmentzahl. Schon nach wenigen Zyklen kann auf diese Weise eine gute Näherung des tatsächlichen Verlaufs des gebogenen Faltenbalgs gewonnen werden. Die Abbildung 3-18 verdeutlicht dies anhand einer exemplarischen Skizze.



Abb. 3-18 Schematische Skizze des Faltenbalgs mit drei Zyklen zur Minimierung der Biegeenergie

Ein MATLAB-Programm ermittelt für verschiedene Stellungen und Blickwinkel des Endoskopkopfs während einer vollständigen Abwinklung den Biegeverlauf der neutralen Faser des Faltenbalgs. Die Abbildung 3-19 illustriert diese Verläufe in Blau, den Verlauf des Befestigungspunkts G zwischen Balg und Kopf in Rot sowie die Lage der äußeren Schichten in der maximalen Winkelstellung in Grün. Die Dehnung  $\Delta I$  dieser Randfasern ergibt sich durch senkrechtes Aufaddieren des Radius des Faltenbalgs auf die neutrale Faser, welche bei der eingezeichneten größten Abwinklung ihr Maximum erreicht und  $\Delta I_{max} = 1,4$  mm beträgt. Mittels der im Datenblatt des Faltenbalgs bezifferten Federkonstante C<sub>F</sub> bestimmt sich beim maximalen Blickwinkel  $\varphi = 80^{\circ}$  die benötigte Kraft F:



$$F = C_F \cdot \Delta l = 0.0175 \text{ N/mm} \cdot 1.4 \text{ mm} = 0.024 \text{ N}$$
 (3-23)

axialer Abstand zu Punkt H in mm

Abb. 3-19 Biegeverläufe der Faltenbälge bei Blickwinkeln  $\varphi = 0^{\circ}$  bis 80°, nach [Möl12]



Abb. 3-20 Kraftübersetzung dG/dS an der Schubstange (links), an dieser angreifende Kraft F<sub>S</sub> (rechts), nach [Möl12]

Möller berechnet in [Möl12] die durch die Lichtleitfasern aufgebrachte rückstellende Kraft zu 0,034 N, so dass zwei Faltenbälge mit jeweils enthaltenen Fasern bei maximaler Abwinklung von 80° eine Gesamtkraft am Endoskopkopf von  $F_G = 0,12$  N erzeugen.

Der aufgrund des Biegeverlaufs aus der Abbildung 3-19 sich ergebende anschwellende Kraftverlauf von  $F_S$  an der Schubstange ist in der Abbildung 3-20 rechts dargestellt. Dabei wird vereinfacht angenommen, dass die am Endoskopkopf angreifenden Kräfte in jeder Lage entlang der Verschiebung von Punkt G ansetzen, anstatt realistischerweise anteilig radial. Dies führt zu einer deutlich höheren Krafteinschätzung, als sie tatsächlich vorliegt. Damit ist für die Auslegung des Antriebs eine Sicherheit gegeben.

Aufgrund der Nähe zu einer Singularität 2. Art nahe dem Ansteuerwinkel  $\lambda = 90^{\circ}$  kommt es zu einem starken Anstieg von dG/dS und damit der benötigten Kraft F<sub>S</sub>, welche bei einem Blickwinkel von  $\varphi_{max} = 80^{\circ}$  ihr Maximum von 4,6 N erreicht. Mittels der im Anhang in (8-33) bis (8-38) ausgelegten Spindelberechnung ergibt sich für eine M6 x 0,5-Feingewindespindel, welche zusammen mit einem 6-mm-Motor im Schaft integriert wird, ein zur Abbildung 3-20 rechts proportionaler Momentenverlauf mit einem Spitzenmoment von 3,4 mNm. Dies kann mit dem bürstenlosen DC-Servomotor 0620K006 B von Faulhaber mit dem Haltemoment M<sub>H</sub> = 0,73 mNm zusammen mit einem Getriebe der Untersetzung i<sub>G</sub> = 16:1 und dem Getriebewirkungsgrad  $\eta_G = 0,8$  umgesetzt werden. Das mit dieser Motor-Getriebe-Kombination erzielbare maximale Moment M<sub>M</sub> beträgt:

$$M_{\rm M} = i_{\rm G} \cdot \eta_{\rm G} \cdot M_{\rm H} = 9.3 \,\,{\rm mNm}$$
 (3-24)

Ein Faktor von fast 3 zwischen bereitstellbarem und benötigtem Moment stellt sicher, dass der gesamte Blickwinkelbereich von dem vorgesehenen Antrieb angefahren werden kann. Die Abbildung 3-21 zeigt das teilmontierte Endoskopmodul mit dem zuvor ausgelegten Gelenkmechanismus und dem motorisierten Spindelantrieb. Aufgrund der geringen Lasten konnte der Motor ausreichend klein dimensioniert werden, um im Schaftrohr integriert zu werden. Eine Detailansicht des Prototyps des aufgebauten abwinkelbaren Endoskopmoduls ist in der Abbildung 3-22 zu erkennen, die in einer Bilderfolge das Bewegungsmuster während einer vollständigen Abwinklung darstellt.



Abb. 3-21 Explosionsansicht des Endoskopmoduls im teilmontierten Zustand, nach [Möl12]

Zur Verdeutlichung der aufgrund verschiedener Federkonstanten von Lichtfaser und Federbalg unterschiedlichen Biegelinien ist nur die dem Betrachter zugewandte Seite mit einem solchen Federbalg ausgestattet. Wie die Markierung zeigt, bildet die Lichtleitfaser (1) einen abweichenden Verlauf gegenüber dem Faltenbalg (2), sofern sie nicht in diesem geführt wird.



Abb. 3-22 Bewegungsmuster des Prototyps bei Abwinklung des Endoskopkopfs [Möl12]

Das wesentliche Hindernis, den polyzentrischen Mechanismus für chirurgische Instrumente einzusetzen, wie es ursprünglich gedacht war, stellen dessen mechanische Anfälligkeit und Instabilität dar. Die in der Abbildung 3-22 zu erkennenden filigranen Hebel und Segmente eignen sich nicht für einen solchen Einsatzzweck, stattdessen werden Strukturen bevorzugt, die einerseits nur wenig Raum einnehmen, andererseits große Widerstandmomente und genügend Steifigkeit aufweisen. Darüber hinaus sollten diese im gestreckten Zustand des Gelenkmechanismus entlang des Schafts eine im Gegensatz zum polyzentrischen Gelenk geschlossene Außenkontur aufweisen, um hier besonders stabil zu sein. Die genannten Gründe machen hohle Geometrien wie Rohr- und Halbrohrstrukturen interessant, da sich diese im Wesentlichen am Rand des Instrumentenquerschnitts befinden und im Innern des Mechanismus ein Volumen für weitere Komponenten freihalten. Die entwickelten Kinematiken der Kapitel 3.2.2 bis 3.2.5 arbeiten mit solchen Strukturen und werden im Folgenden beschrieben.

## 3.2.2 Faltmechanismus

Nachdem sich der erste untersuchte Mechanismus aus Kapitel 3.2.1 zwar für den Einsatz in abwinkelbaren Endoskopen als praktikabel, für den Gebrauch in chirurgischen Instrumentenarmen jedoch als ungeeignet erwiesen hat, werden die anderen Konzepte dahingehend untersucht.

Der Faltmechanismus (vgl. Abbildung 3-9 e) basiert auf mehreren ineinander liegenden Rohrsegmenten. Im gestreckten zusammengefalteten Zustand bildet er eine geschlossene und kurze Außenkontur. Beim Auseinanderfalten bewegt sich diese sowohl lateral als auch distal und entfaltet zwei weitere innen liegende, mit Aussparungen versehene Rohrstrukturen. Zusammen bildet dieses System eine Fünf-Punkt-Kinematik gemäß der Abbildung 3-23 links mit distaler passiver Gleithülse am Punkt E, rechts mit mittlerer Hülse am Punkt C. In beiden Fällen sorgt die Gleithülse A durch Verschieben in Richtung des eingezeichneten roten Kraftpfeils für die Auffaltbewegung. Während diese Abbildung das Gelenkschema zur Verdeutlichung der Grübler schen Gleichung darstellt, ist für beide Varianten a und b jeweils eine Bewegungsabfolge in der Abbildung 3-24 zu sehen.



Abb. 3-23 Fünf-Punkt-Kinematik als Faltmechanismus mit den beiden Varianten a und b

Gemäß der Gleichung (3-16) erfüllen auch diese Konzepte mit den Schaftsegmenten 1 bis 4 und den fünf Gelenkpunkten A bis E die Zwangslaufbedingung:

$$F = 3 \cdot (4 - 5 - 1) + (3 \cdot 1 + 2 \cdot 2) = 1$$
(3-25)

Die Bewegungsübersetzung dE / dA am distalen Ende E gegenüber der aktiven Stellhülse A des Mechanismus gibt Auskunft über die Kraftentwicklung. Die Gelenkpunkte A, B, D und E liegen nicht auf der Rotationsachse der Segmente 1 und 2, sondern sind radial um einen gewissen Abstand, vergleichbar mit der Länge a in der Abbildung 3-6, von dieser abgesetzt, um auf diese Weise eine Singularität 2. Art im zusammengefalteten Zustand zu vermeiden.



Abb. 3-24 Entwürfe a (links) und b (rechts) des Mechanismus während des Auffaltens

Dennoch liegt die gestreckte, zusammengefaltete Lage einer solchen Singularität am nächsten, so dass hier die größte Übersetzung anzutreffen ist. Wie in der Formel (3-9) verdeutlicht, gilt dies für alle weiteren Stützstrukturen des Kapitels 3.2, da hier der Hebelarm wie bei der Länge h in der Abbildung 3-6 sein Minimum hat. Die Abbildung 3-24 zeigt mit mehreren Standbildern den Entfaltungsvorgang für beide Entwürfe. Variante a erreicht eine größere laterale Verschiebung als b, sie ist allerdings in dem konkreten Beispiel als Parallelogramm ausgeführt, so dass keine Neigungswinkelveränderung eintritt. Demgegenüber nimmt die Variante b während des Auffaltens zuerst nach außen, später nach innen geneigte Positionen ein und überstreicht damit einen größeren Neigungswinkelbereich.

Vorteilhaft ist die kurze Gesamtlänge des Getriebes während des Einbringens ins Abdomen, gleichzeitig reduzieren jedoch die innen liegenden Rohrsegmente 3 und 4 (in Grün und Gelb in der Abbildung 3-24 dargestellt) den im Zentrum verbleibenden Raum für mechanische Transmissionselemente und elektrische Leitungen. Zur Vermeidung von Singularitäten liegen die Gelenke A, B, D und E nicht in der Mitte, sondern lateral versetzt auf dem zylindrischen Querschnitt des Hauptschafts. Dies erfordert mehr Platz für die Gelenke und schränkt das zur Verfügung stehende Restvolumen im Innern der Segmente weiter ein. Aufgrund dieser ungünstigen Ausnutzung wurde dieser Mechanismus nicht weiter verfolgt.

#### 3.2.3 Spreizmechanismus

Eine weitere entwickelte Kinematik basiert auf dem Konzept der Abbildung 3-9 a. Auch hier wurde durch Permutation von Fest- und Gleitlagern nach vorteilhaften Gelenkketten gesucht. Die beiden aussichtsreichsten Varianten a und b sind in der Abbildung 3-25 dargestellt. Aufgrund der proximaleren Lage der aktiven Hülse in Gelenk A wurde das linke Konzept aus a weiterverfolgt. Die gezeigte Fünf-Punkt-Kinematik besteht aus den Segmenten 1 bis 5, welche über die Gelenke A bis E miteinander verbunden sind. Das Gelenk A ist entlang des Hauptschafts des Instruments verschiebbar. Wird es in distaler Richtung entlang des Kraftpfeils verschoben, schwenkt der Mechanismus aus, und der an Gelenk E später befestigte Manipulator bewegt sich nach außen. Die Abbildung 3-26 zeigt ein CAD-Modell des Mechanismus in drei Positionen während des Aufspreizens. Dabei ist die Verschiebung der Hülse durch einen partiellen Halbschnitt zu erkennen. Die Verschiebung wird durch eine im proximalen Instrumentenschaft geführte Schubstange aktuiert.



Abb. 3-25 Fünf-Punkt-Kinematik als Spreizmechanismus mit den zwei Varianten a und b



Abb. 3-26 Auffaltvorgang während des Aufspreizens

Mit dem Ausdruck (3-16) lässt sich auch dieses System auf kinematische Eindeutigkeit überprüfen. Die Gelenke C bis E des abgebildeten Systems verfügen über einen einzelnen Freiheitsgrad, der Punkt B verbindet drei Segmente miteinander und muss daher als die Vereinigung zweier Knotenpunkte mit je einem Freiheitsgrad betrachtet werden. Das Gelenk A ist rotatorisch sowie einachsig translatorisch beweglich. Damit ergibt sich:

$$F = 3 \cdot (5 - 6 - 1) + (5 \cdot 1 + 1 \cdot 2) = 1$$
(3-26)

Es herrscht Zwangslauf. Die axialen und radialen Zylinderkoordinaten des Punkts E, an dem der anschließende Endeffektor fixiert ist, bestimmen sich gemäß der in der Abbildung 3-27 gekennzeichneten geometrischen Größen. Während die Längen  $l_1$ ,  $l_2$ ,  $l_3$ ,  $l_4$ ,  $l_6$ ,  $l_7$  und  $\alpha_E = \alpha_1 + \alpha_6$  bekannt und gegeben sind, hängen alle Positionen von der relativen Lage dx der Stellhülse an Punkt A ab.



Abb. 3-27 Längen- und Winkelverhältnisse des Spreizmechanismus, gemäß [Erb14]

Über den Cosinussatz im Dreieck ABC erhält man

$$\alpha_1 = \arccos\left(\frac{l_2^2 + l_3^2 - (l_1 - dx)^2}{2 \cdot l_2 \cdot l_3}\right) \qquad \text{sowie} \qquad \alpha_3 = \arccos\left(\frac{(l_1 - dx)^2 + l_2^2 - l_3^2}{2 \cdot (l_1 - dx)^2 \cdot l_2}\right) \qquad (3-27)$$

Daraus ergeben sich  $\alpha_6$  und  $l_5$  zu

$$\alpha_6 = \alpha_{\rm E} - \alpha_1 \tag{3-28}$$

$$l_5 = \sqrt{l_4^2 + l_2^2} - 2 \cdot l_2 \cdot l_4 \cdot \cos \alpha_6$$
 (3-29)

In den Dreiecken BDC und BED gilt

$$\alpha_4 = \arccos\left(\frac{l_2^2 + l_5^2 - l_4^2}{2 \cdot l_2 \cdot l_5}\right) \qquad \text{sowie} \qquad \alpha_7 = \arccos\left(\frac{l_5^2 + l_6^2 - l_7^2}{2 \cdot l_5 \cdot l_6}\right) \tag{3-30}$$

Dadurch bestimmt sich die Position von Punkt E in der Darstellungsebene zu

$$\mathbf{E} = \begin{pmatrix} \mathbf{E}_{\mathrm{r}} \\ \mathbf{E}_{\mathrm{z}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{l}_{6} \cdot \sin(\alpha_{3} + \alpha_{4} + \alpha_{7}) \\ \mathbf{l}_{6} \cdot \cos(\pi - \alpha_{3} + \alpha_{4} + \alpha_{7}) \end{pmatrix} = \mathbf{f}(\mathrm{dx})$$
(3-31)

Die Nichtlinearitäten aus (3-31) erlauben keine analytische bijektive Umstellung für

$$d\mathbf{x} = \mathbf{f}(\mathbf{E}) \tag{3-32}$$

so dass für eine Inversenberechnung, wie sie in Kapitel 3.7.2 zur Ansteuerung des Instruments empfohlen wird, nur eine numerische Bestimmung möglich ist.

Die Armstruktur muss sich durch einen 10 mm-Zugang einbringen lassen und erst im Körperinnern aufstellen. Gleichzeitig sind die geforderten Kräfte aufzunehmen und die distal benötigten zusätzlichen Freiheitsgrade durchzuleiten. Dafür wurde eine Struktur aus Rohren und Halbrohren gewählt, die bei minimalem Materialvolumeneinsatz dank großer Widerstandsmomente ausreichend Steifigkeit bietet und im Innern genügend verfügbares Volumen für Funktionselemente wie beispielsweise Schubstangen oder Wellen lässt. Die einzelnen Profile greifen im zusammengefalteten Zustand ineinander und bilden eine nach außen geschlossene Oberfläche.

#### 3.2.4 Kinematik 1

Basierend auf dem Designkonzept der Abbildung 3-9 d und in Anlehnung der Untersuchung aus der Abbildung 3-10 wurden zwei umsetzbare und sinnvolle Konfigurationen a und e entwickelt, welche im Folgenden als Kinematik 1 und 2 bezeichnet werden. Ihr kinematisches Verhalten ist in den Abbildungen 3-28 und 3-30 dargestellt. Die Bewegungsrichtung der aktiven Hülse A beim Abwinkeln ist durch den roten Kraftpfeil angedeutet.



Abb. 3-28 Prinzipskizze der Kinematik 1 (links) und deren Bewegungstrajektorie (rechts) [Bla15c]

Auch hier ist Zwangslauf zwischen antreibender Hülse A und allen weiteren Gelenken B bis E durch Kopplung der Segmente 1 bis 4 gewährleistet. Es gilt für den Freiheitsgrad F der beiden Konzepte:

$$F = 3 \cdot (4 - 5 - 1) + (3 \cdot 1 + 2 \cdot 2) = 1$$
(3-33)

Beiden Kinematiken ist gemeinsam, dass sie sowohl das Prinzip des ausgreifenden Stützhebels mit zunehmendem Hebelarm h aus der Abbildung 3-6, die gekoppelte Bewegung aus der Abbildung 3-8 rechts sowie die große Stützwirkung von zylindrischen Strukturen wie in Kapitel 3.2.3 verwenden. Während der Spreizmechanismus jedoch im Wesentlichen Halbrohre nutzt, um diese ineinander greifen zu lassen, umfasst bei beiden Kinematiken eine einzelne Rohrstruktur (in den Abbildungen 3-28 und 3-30 in Blau gezeichnet) die drei Teilsegmente 1 bis 3 des Schafts, welche geschlossene Rohrabschnitte bilden. Im gestreckten Zustand werden die Teilstrukturen von dem Rohrschaft vollständig umschlossen. Während des Aufstellens bildet sich ein zunehmender Abstand zwischen Gelenk und Stützstruktur. Die Abbildung 3-28 verdeutlicht rechts diesen Vorgang. In beiden Kinematiken führt im proximalen Schaftsegment eine aktive Stellhülse bei Gelenk A zur Verlagerung der Koppelkinematik. Die benötigte passive Hülse an Punkt E ist in der Kinematik 1 im distalen Segment gelagert.



Abb. 3-29 Kinematik 1 mit außen (links) oder innen (rechts) laufender passiver Gleithülse

Die außen liegende Stützstruktur macht für die innen verlaufende Stellhülse A eine Durchführung durch die Wand des proximalen Schafts nötig, die als Langloch wie bereits beim Spreizmechanismus realisiert wurde. Die passive Stellhülse im distalen Segment kann entweder ebenfalls außen oder innen geführt werden. Für beide Varianten wurden Prototypen entwickelt und aufgebaut, die in der Abbildung 3-29 links und rechts zu erkennen sind.

### 3.2.5 Kinematik 2

Die Kinematik 2 weist im mittleren Segment 2 am Punkt C ein passives Gleitlager auf. Dieser Unterschied führt im Vergleich zur Kinematik 1 bei Verschiebung des Punkts A im proximalen Schaft um die Länge  $\Delta a$  (siehe Abbildung 3-31) zu einer stark abweichenden Bewegungstrajektorie des Mechanismus, wie der Vergleich zwischen den Abbildungen 3-28 (rechts) und 3-30 (rechts) verdeutlicht.



Abb. 3-30 Prinzipskizze der Kinematik 2 (links) und deren Bewegungstrajektorie (rechts) [Bla15e]

Wie bereits eingangs gefordert, dient der Instrumentenarm unter anderem dazu, dem sich anschließenden Manipulator einen großen Bewegungsraum zu ermöglichen. Da sich die Kinematiken um das Segment 1 drehen, muss das distale Ende des Segments 3 eines jeden Arms dafür einerseits einen großen Abstand zur Rotationsachse einnehmen und andererseits unter verschiedenen Neigungswinkeln zur Rotationsachse kippen können. Am Beispiel der Kinematik 2 wird im Folgenden eine Optimierung des Bewegungsraums vorgestellt, wie sie auch in [Bla15b] und [Bla15e] erläutert ist.

Die radiale Komponente  $E_r$  des Punkts E sowie der Neigungswinkel  $\phi$  von Strecke 3 gegenüber Strecke 1 (siehe auch Abbildung 3-31) entscheiden über die Erreichbarkeit gewünschter Positionen und den Bewegungsumfang der Instrumentenspitze im Abdomen. Beide Parameter wurden schon in der Abbildung 3-11 als dafür entscheidend identifiziert. Daher werden die einzelnen Segmentlängen und -verhältnisse der Kinematik 2 dahingehend variiert, dass einerseits durch eine Maximierung der lateralen Verschiebung von Punkt E ein möglichst großer Bewegungsraum und andererseits durch Maximierung des Neigungswinkelbereichs eine große Varianz an Zugangsrichtungen zum Operationsort entsteht.

Wie eine Betrachtung der Bewegungsbahn der Kinematik 2 (vgl. Abbildung 3-30) zeigt, wird in der zweiten Hälfte der Bewegung eine nach innen geneigte Stellung des distalen Schafts erzielt, während zu Anfang der Bewegungsbahn auch Orte weit abseits der Rotationsachse erreicht werden. Wird die aktive Hülse A über ihren gesamten Stellweg  $\Delta a$  bewegt, so erreicht die Spitze des Instrumentenarms viele Punkte mit der radialen Koordinate E<sub>r</sub> zweimal. Eine klare Zuordnung zwischen der radialen Koordinate von Punkt E mittels der Stellposition von A ist damit nicht möglich, die Funktion E<sub>r</sub> = f( $\Delta a$ ) ist somit nicht eindeutig. Um das Instrument trotzdem gezielt positionieren zu können, hilft eine erneute Betrachtung der Kinematik 2. Während der gesamten Verschiebung der aktiven Hülse A wandert die passiv geführte Hülse am Punkt C fortwährend in proximaler Richtung. Dadurch wird der Abstand zwischen den Punkten B und C, die Hilfsgröße  $l_{BC}$  (siehe Abbildung 3-31), mit zunehmendem  $\Delta a$  kontinuierlich verkürzt. Eine bijektive Zuordnung ist damit zumindest für  $\Delta a = f(l_{BC})$  möglich und jedes  $l_{BC}$  führt zu bestimmbaren Koordinaten für die einzelnen Gelenkpunkte. Eine Invertierung der Gleichung zu  $l_{BC} = f(\Delta a)$  ist aufgrund vielfacher Nichtlinearitäten nicht analytisch möglich und muss daher numerisch per Näherungsverfahren erfolgen. Die vollständige Herleitung aller geometrischen Größen findet sich im Anhang.



Abb. 3-31 Variierte und definierte Parameter zur Optimierung des Arbeitsraums [Bla15e]

In einer ersten Optimierung werden daher die Konfigurationen der Längen der Abbildung 3-31 links gesucht, bei denen nach Variation aller Längenverhältnisse global entweder die größte Auslenkung  $E_{r,max}$  oder die umfassendste Winkelvarianz  $\Delta \phi_{max}$  innerhalb des Bewegungsmusters erreicht wird. Wie auch bereits in den anderen Armkonzepten umgesetzt, sind einige der Gelenkpunkte um einen Betrag a<sub>1</sub> bzw. a<sub>2</sub> (vgl. Abbildung 3-31) von der Mitte des jeweiligen Schaftsegments radial versetzt, um im gestreckten Fall keine Klemmlage herbeizuführen. Während a<sub>1</sub> und a<sub>2</sub> feststehen, bedingen sich die Längen a<sub>0</sub>, l<sub>AE</sub>, l<sub>BD</sub>, l<sub>CE</sub> und l<sub>DE</sub> teilweise gegenseitig und werden innerhalb der folgenden Bereiche in Schritten von 1 mm miteinander variiert, um dadurch die Zielparameter E<sub>r</sub> und  $\phi$  jeder möglichen Kombination zu vergleichen.

$$a_0 = 5...7 \text{ mm} \qquad l_{BD} = 20...(90 - a_0 - 10) \text{ mm} \qquad l_{DE} = 20...(90 - a_0 - l_{BD}) \text{ mm}$$
$$l_{AE} = (a_0 + l_{BD} + l_{DE})...90 \text{ mm} \qquad l_{CE} = (l_{DE} + 5)...(l_{DE} + l_{BD} - 5) \text{ mm}$$

Die geometrischen Randbedingungen sind eine Mindestlänge für  $l_{DE}$  und  $l_{BD}$  sowie axiale Mindestabstände zwischen den einzelnen Punkten, die aufgrund ungünstiger Kraftverhältnisse gemäß der Größe b aus der Abbildung 3-6 nicht unterschritten werden sollen. Zur Vermeidung von Singularitäten 2. Art im Verlauf der Bewegung sind Abbruchbedingungen mit einem abgeschätzten Mindestsicherheitsabstand für  $|dA / dl_{BC}| \le 0,4$  und  $dA / dE = J^{-1} < 0,04$ angesetzt. Weitere Abbruchbedingungen ergeben sich durch einen Winkelversatz der beiden Segmente am Gelenk D > 90° sowie eine etwaige anfängliche Bewegung der Punkte C bis E nach innen statt nach außen. Es gilt für  $l_{BC,max} = (l_{BD} + l_{DE} - l_{CE})$ , für  $l_{BC,min} = 5$  mm, bei Unterschreiten des Singularitätsabstands und Beendigung der Bewegung auch  $l_{BC,min} > 5$  mm. Da für jede Konfiguration andere Betätigungswege  $\Delta a$  für die Stellhülse A gelten und mit  $\Delta a = f(l_{BC})$  ein streng monotoner Zusammenhang besteht, bestimmen sich die Start- und Endwerte  $\Delta a_{min}$  und  $\Delta a_{max}$  des jeweiligen Stellwegs zu  $\Delta a_{min} = f(l_{BC,max})$  sowie  $\Delta a_{max} = f(l_{BC,min})$ .

Es ergeben sich insgesamt 1.071.731 verschiedene Kombinationen von Längenverhältnissen, bei denen jeweils das globale  $E_{r,max}$  und  $\Delta \phi_{max}$  bestimmt wurde. Diese liegen jedoch für unterschiedliche Konfigurationen vor, wie die Tabelle 3-2 erkennen lässt. Die Abbildungen 3-32 und 3-33 zeigen jeweils die maximale Auslenkung  $E_r$  sowie die maximale Winkelvarianz  $\Delta \phi$ aller Konfigurationen. Die ausgefüllte Fläche der beiden Abbildungen verdeutlicht, dass die Qualität der permutierten Konfigurationen über annähernd den ganzen Wertebereich variiert.



Abb. 3-32 Alle variierten Konfigurationen mit jeweils größter Auslenkung Er [Bla15e]



Abb. 3-33 Alle permutierten Konfigurationen mit jeweils größter Winkelvarianz Δφ [Bla15e]
Konfiguration	$a_0$	l <sub>BD</sub>	l <sub>DE</sub>	l <sub>AE</sub>	l <sub>CE</sub>	Nummer
$E_{r,max} = 76 \text{ mm}$	5	65	20	90	25	384.781
$\Delta \varphi_{\text{max}} = 82,2^{\circ}$	5	56	29	90	52	376.558

Tab. 3-2 Konfigurationen mit geometrischen Parametern bei größter Auslenkung oder Winkelvarianz

Beide Extremkonfigurationen aus der Tabelle 3-2 bilden keinen optimalen Kompromiss beider Zielparameter, daher wird eine andere Größe zur Bewertung der Gebrauchstauglichkeit gesucht. Faraz et al. unterscheiden in [Far97] gemäß Park et al. zwischen dem erreichbaren Arbeitsraum, in dem jeder Punkt zugänglich und dem Geschicklichkeitsraum, in dem jeder Punkt unter verschiedenen Winkeln zugänglich ist.

Zur Verdeutlichung dieses Geschicklichkeitsraums dient die Abbildung 3-34 links gemäß [Far97]. Dabei ist jeder Punkt in der dargestellten Arbeitsebene durch die Koordinaten (R,  $\theta$ ) definiert. Er kann mittels Abwinkeln der Instrumentenspitze jedoch auch um einen von  $\theta$  abweichenden Winkel  $\varepsilon$  erreicht werden. Die eindeutige Zugänglichkeit eines Punkts P ist damit definiert durch (R,  $\theta$ ,  $\varepsilon$ ). Faraz et al. definieren den Geschicklichkeitsraum als das Volumen, in dem jeder Punkt P unter einer Abweichung von  $\theta$  um  $\varepsilon \ge 60^{\circ}$  erreicht werden kann.



Abb. 3-34 Geschicklichkeitsraum am Punkt P, definiert durch die Polarkoordinaten (R, θ) und ε (links), Überlagerung der Winkel an der Instrumentenspitze der Kinematik 2 (rechts) [Bla15e]

Dieser Arbeitsraumdarstellung und -definition in Polarkoordinaten liegt jedoch noch das Verkippen um den Trokarpunkt zugrunde, welches für das AKIM-System durch geschickt gewählte Freiheitsgrade im Körperinnern nicht nötig sein soll, um auf diese Weise die Bauchwand nicht zusätzlich zu belasten. Das dafür gewählte Zylinderkoordinatensystem weist jedem Punkt in der Arbeitsebene eine axiale und radiale Koordinate (P<sub>a</sub>, P<sub>r</sub>) zu. Um einen Geschicklichkeitsraum mit drei Koordinaten zu erreichen, ist ein weiterer Freiheitsgrad neben der durch die Stellhülse A induzierten lateralen Verschiebung und der axialen Verschiebung entlang der Rotationsachse des proximalen Schafts nötig. Statt das System am Trokar zu kippen, wird der benötigte Endeffektor gelenkig mit dem Punkt E verbunden und kann von diesem um  $\varepsilon = \pm 45^{\circ}$  abgewinkelt werden. Diese Serienschaltung aus Koppelkinematik und Einzelgelenk überlagert beide Bewegungen unabhängig voneinander. Wie in Kapitel 3.4 beschrieben, weist dieser letzte Schaftabschnitt eine Länge von 41,15 mm auf.

Die Zugangsrichtung  $\alpha$  am Punkt P, der Spitze des Instruments, setzt sich damit aus der Überlagerung der Neigung  $\varphi$  des distalen Abschnitts der Kinematik 2 gegenüber dem proximalen Schaft und der Abwinklung  $\varepsilon$  des Endeffektors gegenüber diesem distalen Abschnitt zusammen. Es gilt nach der Abbildung 3-34 rechts:

$$\alpha = \varphi + \varepsilon \tag{3-34}$$

Positive Winkelbeträge zeigen zur Rotationsachse nach innen geneigte Segmente an. Die axialen Veränderungen der Komponenten  $E_a$  und  $P_a$  der Punkte E und P bei Veränderung von  $\Delta a$ können durch die Verschiebung entlang des proximalen Schafts durch einen eigenen Antrieb nicht nur kompensiert, sondern auch unabhängig von  $E_r$  und  $P_r$  gewählt werden. Daher wird der Geschicklichkeitsraum allein durch die Koordinaten ( $P_r$ ,  $\alpha$ ) definiert. Werden die Koordinate  $P_r$  sowie der Neigungswinkel  $\alpha$  über alle  $\varepsilon$  zu jeder Stellung  $\Delta a$  aufgenommen und einander grafisch zugeordnet, ergibt sich die Abbildung 3-35. Die dargestellte Fläche ist ein Maß für den Geschicklichkeitsraum des Systems. Ziel der zweiten Optimierung ist daher eine Maximierung des Teils der Fläche, der in Ordinatenrichtung ein  $\Delta \alpha = (\alpha_{max} - \alpha_{min}) \ge 60^{\circ}$  aufweist, siehe auch die grüne Teilfläche in der Abbildung 3-37. Was eine Winkelvarianz  $\Delta \alpha$  an einem bestimmten Punkt mit der Koordinate  $P_r$  für die Lage des Instruments bedeutet, veranschaulicht die Abbildung 3-36 links. Dabei ist der Geschicklichkeitsraum als ein rotationssymmetrisches Volumen aufgespannt, dessen Radius durch das größte  $P_{r,max}$  bei  $\Delta \alpha \ge 60^{\circ}$  begrenzt ist. Die Koordinate  $P_a$  der Instrumentenspitze P entlang der Instrumentenrotationsachse wird allein durch den vertikalen Stellantrieb limitiert.

Aufgrund der vielen Nichtlinearitäten im Verlauf von  $\Delta a$  und  $\varepsilon$  ist eine analytische Auswertung nicht möglich, da die Invertierung von  $P_r = f(\Delta a, \varepsilon)$  nicht erfolgreich ist. Mit numerischer Betrachtung ist kein vertikaler Schnitt durch die Fläche zur Bestimmung der Streuungsbreite aller Punkte entlang des Schnitts und damit der Gewinnung des Flächeninhalts mittels Integration gemäß der Gleichung (3-35) möglich, da diese Punkte nicht dieselbe Koordinate  $P_r$ besitzen.

Flächeninhalt = 
$$\int_{P_{r,min}}^{P_{r,max}} \Delta \alpha_i dP_r$$
 (3-35)

Stattdessen sind die Ränder als Extrema der Fläche einzelnen Stellungen zuordenbar, bei denen sich jeweils nur eine der beiden Variablen  $\Delta a$  oder  $\epsilon$  ändert und damit leicht bestimmbar. Für die Kurven 1 bis 6 in der Abbildung 3-35 gilt:

1: $\Delta a_{\min} \cap \varepsilon_{\min} \dots \varepsilon_{\max}$	2: $\Delta a_{\min}\Delta a(P_{r,max}) \cap \varepsilon_{min}$	3: $\Delta a(P_{r,max}) \cap \varepsilon_{min}\varepsilon_{max}$
4: $\Delta a(P_{r,max})\Delta a_{max}\cap \varepsilon_{max}$	5: $\Delta a_{max} \cap \epsilon_{min} \dots \epsilon_{max}$	6: $\Delta a_{\min} \dots \Delta a(P_{r,max}) \cap \varepsilon_{max}$



Abb. 3-35 Arbeitsraum der Kinematik 2 mit den Randkurven 1 bis 6, gemäß [Bla15e]

Ein automatisiertes Skript liest die bereits ermittelten 1.071.731 Verläufe von  $\varphi$  sowie des Punkts E ein und überlagert sie mit der Endeffektorlänge und dessen Abwinklung  $\epsilon$ . Durch die Fallunterscheidung  $f_5(P_r) < f_6(P_r)$  wird der Schnittpunkt zwischen Kurve 5 und 6 ermittelt und die Randkurven durch Interpolation miteinander verbunden. Die innere Fläche wird ausgefüllt und in ein Raster unterteilt, dessen Inkrementlängen variabel sind und vom größten Gradienten der Randkurven bestimmt werden. Anschließend wird bei ( $P_{r,min}$ ,  $\alpha_{max}$ ) begonnen, spaltenweise die Binärinformation des Bilds auszulesen, indem beim Übertritt in die Fläche eine Zählervariable nebeneinander liegende Inkremente  $\alpha_j$  summiert und alle zusammenhängenden Spalten mit  $\Delta \alpha_i \ge 60^\circ$  integriert. Die Abbildung 3-36 zeigt anhand einer zur Veranschaulichung sehr groben Inkrementierung, wie die Spalten durchlaufen und alle mit einer Länge  $\Delta \alpha \ge 60^\circ$  (in Grün) aufsummiert werden.



Abb. 3-36 Geschicklichkeitsraum des Instruments der Kinematik 2 (links), inkrementierte Fläche des Phasenraums aus P<sub>r</sub> und α zur Bestimmung des Geschicklichkeitsraums (rechts)

Eine abschließende Extremwertsuche liefert die Konfiguration, bei der diese grün eingefärbte Fläche ihr Maximum erreicht. Diese ist in der Abbildung 3-37 bereits dargestellt. Ein Neigungswinkel  $\alpha > 0^{\circ}$  steht für eine zur Rotationsachse nach innen geneigte Spitze. Die gefundene Konfiguration der Kinematik 2 mit der Permutationsnummer 361.523 besitzt damit zwar weder die global größte radiale Auslenkung E<sub>r</sub> noch die weiteste Neigungswinkelvarianz  $\Delta \phi$ aller Kombinationen, bietet allerdings in Verbindung mit einem zusätzlichen Schaftsegment mit Endeffektor den größten Geschicklichkeitsraum mit  $\Delta \alpha \ge 60^{\circ}$ .



Abb. 3-37 Arbeits- mit darin enthaltenem Geschicklichkeitsraum (grün) der Kinematik 2

### 3.3 Vergleich der Kinematiken

Die entwickelten Kinematiken der Kapitel 3.2.2 bis 3.2.5 werden aufgrund ihrer stark voneinander abweichenden Eigenschaften anhand zuvor definierter Kategorien verglichen und auf ihre Einsatzfähigkeit bewertet. Die Abbildung 3-38 betrachtet die einzelnen Mechanismen hinsichtlich der lateralen Verschiebung des Punkts E, der Kraftübersetzung zwischen diesem und der aktiven Stellhülse A sowie der Neigungswinkelvarianz  $\Delta \alpha$ . Ein hoher Wert bei der Kraftübersetzung stellt eine ungünstige Lage nahe einer Klemmlage dar. Es ist zu erkennen, dass keine Kinematik in allen drei Disziplinen die anderen überragt. Es bleibt jedoch festzuhalten, dass die parallele Bauform des Faltmechanismus 1 zu keiner Neigungswinkelvarianz führt sowie die spezifische Lage der vier Gelenkpunkte A bis D im gestreckten Zustand sehr nahe an einer Singularität liegt. Bei einer vertretbaren maximalen Übersetzung im gestreckten Zustand besitzt die Kinematik 2 sowohl bei der Neigungswinkelvarianz als auch bei der radialen Auslenkung die besten Kennwerte. Dieser hohe Übersetzungswert fällt zügig auf niedrigere Werte, so dass über den größten Teil des Stellwegs keine kritischen Kraftverläufe zu erwarten sind.



Abb. 3-38 Kraftübersetzung am distalen Ende E, dessen Neigungswinkel und laterale Verschiebung aller bisher diskutierten Mechanismen über dem jeweiligen Stellweg Δa in Prozent

Das Flächennutzungsverhältnis gemäß der Abbildung 3-11 ist in der Abbildung 3-39 links dargestellt. Dabei ist zu erkennen, dass die Faltmechanismen davon profitieren, dass sie sich im Körperinnern stärker auseinanderfalten als die anderen Konzepte und damit das Verhältnis aus benötigter (rot) zu ermöglichter (grün) Fläche besonders hoch ist. Dies schränkt jedoch den im Schaftinnern zur Verfügung stehenden Raum aufgrund der eingeklappten Segmente aus der Abbildung 3-24 so sehr ein, dass keine ausreichende Einsatzfähigkeit für diese Konzepte existiert und sie nicht weiter verfolgt werden. Unter den drei verbliebenen Konzepten zeichnen sich der Spreizmechanismus durch eine geringe, die Kinematik 1 durch eine große benötigte Fläche sowie die Kinematik 2 durch den höchsten Quotienten von ermöglichter zu benötigter Fläche aus.

Die Kinematik 1 sowie der Spreizmechanismus werden einer vergleichenden Betrachtung des Geschicklichkeitsraums wie in Kapitel 3.2.5 unterzogen. Die dabei genutzten Endeffektoren aus Kapitel 3.4 sind für den Spreizmechanismus 37,5 mm und für die Kinematik 1 49,5 mm lang und ebenfalls um  $\pm 45^{\circ}$  abwinkelbar.

Der Vergleich des jeweils verfügbaren Bewegungs- und Geschicklichkeitsraums ist von großer Bedeutung, wie eine Betrachtung der Abbildungen 3-37 und 3-40 verdeutlicht. Die Kinematik 2 überragt die Alternativkonzepte in beiden Kategorien deutlich. Gegenüber dem zuvor in Kapitel 3.1 definierten Zielraum, einem Würfel von 50 mm Kantenlänge, reichen die radialen Ausdehnungen beider Räume erheblich darüber hinaus. Die per Rotation um die Hauptachse daraus gebildeten Grundflächen dieser Volumina sind in der Abbildung 3-39 rechts dargestellt. Es ist zu erkennen, dass jedes Konzept einen deutlich größeren Bewegungsraum als den angestrebten Zielraum aufweist, mit einem Radius von  $P_{r,max} = 61,6$  mm für den

Spreizmechanismus,  $P_{r,max} = 66,4$  mm für die Kinematik 1 und  $P_{r,max} = 97,4$  mm für die Kinematik 2.



Abb. 3-39 Verhältnis von ermöglichter (grün) zu benötigter (rot) Fläche in r-z-Koordinaten (links), Verhältnis der Grundflächen zwischen Zielraum (rot), Geschicklichkeitsraum (grün) und Bewegungsraum (blau) beim Spreizmechanismus sowie den Kinematiken 1 und 2 (rechts)



Abb. 3-40 Arbeits- und Geschicklichkeitsraum der Kinematik 1 (links) [Bla15c] sowie des Spreizmechanismus (rechts)

Nur der Geschicklichkeitsraum der Kinematik 2 überragt das Zielvolumen. Die geringe radiale Variation bei der Kinematik 1 liegt zum einen an deren zentrierter Lage um die Rotationsachse, zum anderen an einem Bewegungsraum, der über weite Bereiche nur knapp unter  $\alpha = 60^{\circ}$  liegt. Die Verteilung der drei Volumina ist bei gleicher axialer Ausdehnung in der Abbildung 3-41 für die Kinematik 2 exemplarisch dargestellt und verdeutlicht den beschriebenen Zusammenhang.



Abb. 3-41 Isometrische Ansicht des Variationsbereichs der Kinematik 2 mit Zielvolumen (rot), Geschicklichkeits- (grün) und Bewegungsraum (blau), teilweise geschnitten [Bla15e]

Für die Kinematik 2 bedeutet dies, dass ihr Geschicklichkeitsraum viereinhalb mal und der Bewegungsraum zwölf mal so groß wie das ursprünglich festgelegte Zielvolumen sind. Mit einer derart erweiterten Zugänglichkeit im Abdomen ist auch ein eventueller Wechsel zwischen verschiedenen Operationsstellen möglich, ohne dafür die extrakorporale Plattform, an der die Instrumente befestigt sind, verlagern zu müssen. Dies schont wiederum das bereits belastete Gewebe am Trokar. Ein solch hohes Maß an rein intrakorporaler Beweglichkeit ohne zusätzliche Verschiebung der Plattform ist von keinem der im Stand der Technik geschilderten Systeme bekannt. Zudem erlaubt dies, den vom System direkt am Patienten eingenommenen Raum geringer zu halten und dadurch eine leichtere Zugänglichkeit zu ermöglichen. [Bla15e]

Eine Festigkeitsuntersuchung der drei weiterverfolgten Konzepte zeigt eine ausreichende Stabilität gegenüber einer in drei Raumrichtungen angreifenden resultierenden Kraft von 10 N. Dennoch wurde zu Testzwecken eine Änderung der Querschnittsfläche des Instruments untersucht, um etwaige Vorteile herauszufinden.

Üblicherweise werden Instrumente mit gängigen Gelenk- und Bewegungsformen rotationssymmetrisch gestaltet. Um Singularitäten im gestreckten Zustand zu vermeiden und einen größeren Sicherheitsbereich zu diesen einzuhalten, ist eine exzentrische Lage der zwei Gelenkpunkte B und D bei der Kinematik 1 und 2 außerhalb der Instrumentenmittelachse erforderlich. Für die Kinematik 2 ist diese exzentrische Verschiebung a<sub>1</sub> in der Abbildung 3-31 zu erkennen. Gleichzeitig nimmt jedoch der Raumbedarf eines solchen Gelenks durch schräge Flächenverläufe über einen runden Querschnitt stark zu. Des Weiteren erfordert das Verkippen mehrerer konzentrischer Hohlprofile zueinander während des Abwinkelns des Instruments ausreichend Aussparungen zur Vermeidung von Klemmlagen (siehe auch Abbildung 3-30), was wiederum die Steifigkeit der Konstruktion reduziert.

Aus diesem Grund wurde für das überarbeitete Instrument der Kinematik 2 ein quadratisches Querschnittsprofil gewählt. Hierbei galt es, die Querschnittsfläche beizubehalten, wobei die Nutzfläche jedoch günstiger über den Querschnitt verteilt wurde. Damit ließen sich nicht nur eine deutlich verbesserte Stabilität der Struktur erzielen, sondern auch zusätzlicher Platz für die zur Betätigung und Abwinklung des Manipulators benötigten Antriebsstränge sowie zusätzliche Versorgungs- und Signalleitungen von distalen Sensoren im Innern des Instruments bereitstellen.



Abb. 3-42 Farbige Spannungsverläufe im runden / quadratischen Quersegment der Kinematik 2 (links), Spannungsverlauf in der gesamten Kinematik 1 (rechts), jeweils mit multidirektionaler Kraft

Die Abbildung 3-42 zeigt links die Spannungsverläufe im Quersegment der Kinematik 2 bei gleichen Belastungen. Die FE-Rechnung erfolgte jeweils bei rundem oder quadratischem Querschnitt. Aufgrund der quadratischen Grundfläche können die Aussparungen für Gleitbewegungen der Segmente untereinander geringer und die festigkeitsbildenden Hüllstrukturen umfangreicher ausfallen, was sich erkennbar positiv auf die Stabilität auswirkt. Auf der rechten Seite der Abbildung ist ein exemplarischer Spannungsverlauf in der Kinematik 1 zu erkennen. In jedem der untersuchten Fälle ist die Festigkeit bei der geforderten Belastung gesichert.

## 3.4 Manipulatoren

Für die Kinematiken 1 und 2 sowie für den Spreizmechanismus wurde jeweils ein eigener Endeffektor entwickelt. Ein identischer Manipulator für alle drei Konzepte schließt sich aufgrund unterschiedlicher Befestigungspunkte, verfügbarer Antriebsleitungen und teilweise integrierter Sensorik aus. Jeder Endeffektor besteht aus dem eigentlichen Scheren- oder Greifwerkzeug sowie einem damit verbundenen, kurzen Schaftsegment, das mit Vorrichtungen zur Bewegungsumwandlung und -untersetzung sowie optionaler Sensorik ausgestattet und über ein Scharniergelenk mit dem distalen Schaftsegment der jeweiligen Kinematik verbunden ist. Die Abbildung 3-43 zeigt schematische Skizzen der drei Manipulatoren, aus denen hervorgeht, dass für den Manipulator der Kinematik 1 zu Testzwecken bei seiner Entwicklung zugunsten einer leichteren Montierbarkeit auf die Möglichkeit verzichtet wurde, ihn um die eigene Achse zu rotieren. Jeder Manipulator ist für einen Außendurchmesser von 10 mm ausgelegt. Die Bewegungsenergie für die Freiheitsgrade in den Manipulatoren wird, wie in Kapitel 3.5.2 erläutert, als Drehmoment zugeführt.



Abb. 3-43 Schematische Skizzen der Manipulatoren der Kinematik 1 (links), des Spreizmechanismus (Mitte) und der Kinematik 2 (rechts)

Für die Kinematik 1 wurde gemäß der Abbildung 3-44 links für das eigentliche Werkzeug (A-3) ein Greifer, beziehungsweise eine Schere aus der Clickline-Serie der manuellen 5 mm-Instrumente der Karl Storz GmbH genutzt, welche gekürzt und mit einem Gewinde versehen wurden, um in den Manipulator eingesetzt zu werden. Durch Rotation des Antriebsstrangs (A-7) und der damit verbundenen, drehbar gelagerten und axial festgelegten Gewindehülse (A-6) wird die Schubstange (A-4) des Werkzeugs axial in der Hülse verschoben und das Werkzeug betätigt. Das Werkzeug ist nicht drehbar. Dadurch lässt es sich jedoch mit wenigen Handgriffen vom restlichen Manipulator trennen und ersetzen. Dazu wird der Spannring (A-5) von der Branchenhalterung abgestreift, das Werkzeug um den frei gewordenen Abstand der Dicke des Rings in den Manipulator gedrückt, um 90° gedreht und abgezogen, ähnlich einem Bajonettverschluss. Dabei muss die Gewindehülse (A-6) durch die Antriebswelle (A-7) rotiert werden, um den Eingriff zwischen der Hülse (A-6) und der Schubstange (A-4) zu lösen. Das Gehäuse des Manipulators ist zweigeteilt (A-1), (A-2) und wird nach Einlegen der Gewindehülse (A-6) und dem damit verbundenen Antriebsstrang (A-7) miteinander gefügt.

Die Abbildung 3-44 links verdeutlicht mit einer freigeschnittenen Ansicht den beschriebenen Aufbau und zeigt rechts einen ersten Prototypen des Manipulators, dessen Gehäuse aus Fertigungsgründen nicht aus Edelstahl, sondern aus Messing besteht. Die Gesamtlänge variiert mit dem eingesetzten Werkzeug, beträgt jedoch für die aufgebauten Greif- und Schneidinstrumente je 49,5 mm.



Abb. 3-44 Freischnitt (links) und Labormuster des Manipulators der Kinematik 1 (rechts) [Bla15c]

Wie sich in späteren Laboruntersuchungen herausstellte, ergibt sich durch die Rotation des Werkzeugs um die eigene Achse eine wesentliche Verbesserung der Manipulierbarkeit am Operationsort. Die beiden anderen Instrumente wurden daher mit diesem zusätzlichen Freiheitsgrad ausgestattet. Der Manipulator des Spreizmechanismus ist mit zwei Antriebssträngen zur Betätigung des Werkzeugs und dessen Drehung versorgt. Wie in der Abbildung 3-45 links dargestellt, wird eine Gewindewelle (B-1) in das Gehäuse eingeschraubt. Sie drückt dabei das Gleitlager (B-2), welches eine Entkopplung der Rotation ermöglicht sowie die Schubstange

(B-7) nach distal und schließt über einen Kniehebel die Branchen (B-6) des Greifers. Da die Spindel nur Schubkräfte auf das Gleitlager aufbringen kann, wird der Greifer durch rückstellende Federn (B-3) geöffnet. Die Rotation der Welle (B-9) wird über eine Stirnradstufe (B-8), die mit dem Gleitlager verschoben wird, mit einer Untersetzung von 18:10 auf die Schubstange (B-7) und den Greifer übertragen. Dieser ist gegenüber dem Deckel (B-5) des Außengehäuses über ein Gleitlager (B-4) drehbar gelagert.

Aufgrund der abweichenden Hebelform wurde für den Manipulator des Spreizmechanismus kein Clickline-Werkzeug modifiziert, sondern ein eigener Greifer entwickelt. Die Gesamtlänge des Segments mit Werkzeug beträgt damit 37,5 mm.



Abb. 3-45 Freischnitt (links) und Labormuster des Manipulators des Spreizmechanismus (rechts)

Das Gehäuse (C-1) des Manipulators der Kinematik 2 (siehe Abbildung 3-46) besitzt ebenfalls ein quadratisches Profil, ist jedoch durch Verrundungen auch für einen 10 mm-Trokar geeignet. Ähnlich wie beim Spreizmechanismus leiten zwei Antriebsstränge jeweils ein Drehmoment in das Segment. Während sich die Gewindespindel (C-2) in das Gehäuse schraubt, verschiebt sie axial ein Gleitlager nach distal, das aus drei Komponenten (C-3), (C-10) und (C-11) zusammengesetzt ist. In dieses wird die von der Rotation entkoppelte Schubstange (C-6) des Branchenmechanismus eingelegt, wodurch das Werkzeug geöffnet und umgekehrt wieder geschlossen wird. Auch für diesen Manipulator werden modifizierte Clickline-Greifer eingesetzt. Die Stirnradstufe (C-9) und (C-4) mit einer Untersetzung von 21:13 wird durch die Welle (C-12) angetrieben, welche im Deckel (C-8) und im Gleitlager gelagert ist.

Einige Details unterscheiden sich vom Spreizmechanismus. Das mehrteilige Gleitlager kann durch seitliches Bestücken sowohl die Gewindewelle als auch die Schubstange mit Hinterschnitt aufnehmen, so dass beidseitige Axialkräfte übertragen werden können. Zum anderen ist das Abtriebszahnrad (C-4) zur direkten Drehübertragung auf der Branchenhalterung (C-7) selbst montiert. Damit wird keine axiale Verschiebung der Getriebestufe nötig, was die Anzahl der bewegten Teile im Manipulator reduziert. Des Weiteren ist das Werkzeug exzentrisch positioniert, um eine optimale Ausnutzung des Manipulatorvolumens für Getriebe und Sensorik zu gewährleisten.

Die Abbildung 3-46 links verdeutlicht die beschriebenen Komponenten und zeigt rechts einen der beiden aufgebauten Prototypen für den Manipulator, welcher noch ohne Sensorik ausgestattet ist. Die Gesamtlänge von der Werkzeugspitze zum Gelenk beträgt 41,2 mm.



Abb. 3-46 Freischnitt (links) und Labormuster des Manipulators der Kinematik 2 (rechts) [Bla15c]

Die Geometrien der einzelnen Mechanismen der drei Manipulatoren werden im Anhang in Kapitel 8.2 aufgeführt und hergeleitet. Die daraus resultierenden Ergebnisse sind in der Abbildung 3-47 dargestellt. Die Greif- und Schneidwerkzeuge lassen sich bis zu 60° öffnen, wofür die jeweilige Schubstange (A-4), (B-7) oder (C-6) zwischen 2,0 und 2,9 mm axial versetzt werden muss. Das Kräfteverhältnis zwischen der aufzubringenden Kraft  $F_S$  an der Schubstange und den an beiden Branchen senkrecht angreifenden Kräften  $F_G$  liegt für einen vergleichbaren Abstand von 10 mm zum Werkzeuggelenk in Abhängigkeit des halben Öffnungswinkels  $\xi$  zwischen 2 und 5,6. Zur Vereinfachung der Berechnung wurden die realistischerweise flächig wirkenden Streckenlasten zu punktförmigen Kräften  $F_G$  reduziert, wie dies auch in den Abbildungen 8-5, 8-6 und 8-9 im Anhang verdeutlicht wird.



Abb. 3-47 Hub h =  $f(2 \cdot \xi)$  (links) und Kräfteverhältnis  $F_S / F_G = f(2 \cdot \xi)$  (rechts) der drei Manipulatoren

Für eine Betätigung des Manipulators bei Belastung mit einer Greifkraft  $F_G = 10$  N ist jeweils maximal die axiale Kraft  $F_{S,max}$  wie in der Tabelle 3-3 erforderlich. Gemäß der Formeln (8-33) bis (8-38) aus [Rob87], [Wec06], [Kuc86] und [Fis05] erfordert dies bei den gegebenen Gewinde- und Materialparametern (Paarung Stahl-Stahl) ein Drehmoment M<sub>max</sub>, welches für jeden der drei Manipulatoren deutlich unter dem maximal zulässigen Drehmoment M<sub>zulässig</sub> der Gewindespindel liegt.

Instrument	Gewindespindel	Gewindesteigung	F <sub>S,max</sub>	M <sub>max</sub>	M <sub>zulässig</sub>
Kinematik 1	M 2 5	0,45 mm	56 N	18,6 mNm	271 mNm
Spreizmechanismus	IVI 2,5		48 N	15,9 mNm	
Kinematik 2	M 3	0,5 mm	53 N	20,9 mNm	486 mNm

Tab. 3-3 Maximale Kräfte und Momente sowie zulässiges Moment der drei Manipulatoren

Diese Werte berücksichtigen jedoch keine Reibung oder Veränderung der Reibungskoeffizienten durch Kontakt oder Verunreinigung mit organischen Substanzen. Die Rotierbarkeit des Werkzeugs ist insbesondere beim Nähen von entscheidender Bedeutung. Das dabei auf den Greifer wirkende Drehmoment ist nur schwer abzuschätzen und hängt stark von der Nadellänge und dem Öffnungswinkel der Branchen ab. Da die Nadel am besten annähernd senkrecht in Gewebe eingestochen wird und dadurch nur ein geringes Torsionsmoment auf den Greifer wirkt, wird dieses mit Kenntnis der oben genannten Quellen zu M<sub>t</sub> = 10 mNm abgeschätzt.

### 3.5 Antriebselemente

Wie im Stand der Technik dargelegt, existieren bereits viele Ansätze, die Instrumente eines telemanipulativen Systems anzusteuern. Dafür ist es von Bedeutung, welcher Art die Antriebe zur Erzeugung der Kräfte und Bewegungen sind, wo diese platziert werden und wie die Energie von diesen bis zum Wirkort transportiert und gegebenenfalls konvertiert wird. Darüber hinaus sind die Versorgung der Antriebe und ihre Kommunikation mit dem Mensch-Maschine-Interface von Relevanz.

Motoren, die in den Instrumentenschaft integriert sind, müssen dem Kompromiss aus zur Verfügung stehendem Platz und benötigter Leistung genügen. Piccigallo et al. haben in [Pic10] mehrere Motoren von sechs bis zwölf Millimeter Durchmesser im Instrument intrakorporal und direkt an ihrem Wirkort eingebaut, wo diese mit Getrieben hoher Untersetzung die geforderten Kräfte und Momente aufbrachten, siehe auch Abbildung 2-28. Schlegel et al. dagegen untersuchen, ob elektromagnetische Aktoren einzelne Bereiche des Schafts mit ihrer eigenen Außenstruktur selbst ersetzen können, um dadurch den Bauraum gering zu halten [Sch15a]. Obwohl in beiden Fällen die gewünschten Kräfte (5 N bzw. 10 N) am Endeffektor erzeugt werden konnten, führte das erste Beispiel jedoch zu einem Anstieg des Schaftdurchmessers auf 23 mm, während im zweiten Fall die einzelnen Segmente zu lang gerieten, um geschicktes Arbeiten mit dem Instrument zu gewährleisten. Beides wird als unzureichend bewertet. Aus diesem Grund werden die Motoren außerhalb des Körpers in einer Plattform, an welche die Instrumente angeschlossen werden, positioniert und in dieser betätigt.

Die Kinematiken aus den Kapiteln 3.2.3 bis 3.2.5 werden jeweils durch eine axiale Verschiebung einer Schubhülse im Punkt A entlang der Segmentachse bewegt. Die sich anschließenden Manipulatoren sind über ein Gelenk mit den Kinematiken verbunden und sollen ebenfalls durch eine axiale Hebelverschiebung eine Auslenkung um bis zu 45° in beide Richtungen erfahren. Eine Übertragung allein mit starren Schubstangen, wie bei Instrumenten der Abbildung 2-5 oder 2-6 links, ist aufgrund der gelenkigen Struktur nicht möglich.

# 3.5.1 Seilzüge

Um die Motorleistung bis zum Manipulator oder dem jeweiligen Gelenk zu übertragen, stehen verschiedene etablierte Lösungen zur Verfügung. Aufgrund der flexiblen Bauform schließen sich starre Schubstangen aus. Wie in Kapitel 2.2 erläutert, werden viele Systeme mit Seilzugpaaren ausgerüstet, welche an Gelenken über Rollen umgelenkt und geführt werden. Da diese nur Zugkräfte aufnehmen können und deshalb vorgespannt werden, wächst unter längerer Belastung die Wahrscheinlichkeit, dass sie relaxieren. Um die von Stahlseilen bekannten Setz- und Relaxierprozesse zu vermeiden, wurde eine umfangreiche Untersuchung an Kunst-stoffgarnen durchgeführt [Lan13], um eine mögliche Alternative zu finden. Die dabei aufgrund hoher Zugfestigkeit und geringer Bruchdehnung in Betracht gezogenen Materialien sind ultrahochmolekulares Polyethylen (UHMWPE, Produktnamen: Dyneema, Spectra), aromatische Polyamide (Aramid, Produktname: Kevlar), thermotrope flüssigkristalline Polymere (TLCP, Produktname: Vectran) sowie Poly(p-phenylenbenzobisoxazol) (PBO, Produktname: Zylon). Einige Garnproben sind in der Abbildung 3-48 dargestellt. Sowohl GFK- als auch CFK-Fasern werden aufgrund ihrer geringen Flexibilität als nicht geeignet eingeschätzt.



Abb. 3-48 Auswahl einzelner Garnproben, v.o.n.u.: Kevlar, Dyneema, Vectran, nach [Lan13]

Zur Prüfung der Zugfestigkeit müssen die Probematerialien in einer Zugprüfmaschine fixiert werden. Viele Kunststoffgarne besitzen jedoch neben einer kleinen Oberfläche auch sehr geringe Reibkoeffizienten, so dass Klemmen oder Crimpen nicht möglich ist und stattdessen die Enden verknotet oder in Epoxidharz eingegossen werden müssen. Daher galt es, auch die Knoten- und Eingussfestigkeit der Materialien zu untersuchen. Da die Knoten sich nicht eigenständig lösen dürfen und gleichzeitig auf eine bestimmte Länge knüpfen lassen sollen, kommen nur bestimmte Knotentechniken in Betracht. Zudem setzen Knoten die Zugfestigkeit von Garnen herab, so dass es im Zugversuch mit nur geknoteten Seilenden erst zu Setzbewegungen und in den meisten Fällen entweder einem Durchrutschen und Lösen (Dyneema) oder einem Reißen der Verbindung in oder am Knoten (Kevlar 49 und Vectran HT) kam. Die dabei untersuchten Materialien mit einem optischen Durchmesser von 0,32 - 0,47 mm hielten einer Zugkraft von ca. 70 - 100 N stand.

Alternativ wurden die Materialien in Epoxidzylinder mit 5 mm Durchmesser und 10 mm Länge eingegossen, wobei der halbe Probensatz ohne, der andere mit eingegossenem formschlüssigen Stopperknoten versehen wurde, siehe Abbildung 3-49. Diese Epoxidkörper wurden in Aluminiumblöcke eingelegt und die Prüfkörper wiederum zuggeprüft. Vectran geht eine bessere chemische Verbindung als Kevlar mit dem Epoxidharz ein, wobei ein Stopperknoten die maximal applizierbare Last erhöht, wie die Abbildung 3-50 verdeutlicht. Dyneema bildet keine solche Verbindung aus, so dass diese Seilproben sowohl mit als auch ohne Stopperknoten aus dem Epoxidkörper gezogen werden und hier nicht abgebildet sind. Die dabei gemessenen gemittelten Zugfestigkeiten liegen bei ca. 50 bis 80 Prozent der theoretisch möglichen Last [Kho12]. Die hier untersuchten Garne aus Kevlar und Vectran sind damit geeignet, ohne Berücksichtigung von Reibung jeden der drei Manipulatoren bei 10 N Greifkraft zu betätigen (siehe Abbildung 3-47), nicht jedoch jede der Kinematiken (siehe Abbildung 3-38 links) bei 10 N äußerer Last, da in manchen Stellungen größere Übersetzungen vorliegen.



Abb. 3-49 Seilprobe mit eingegossenem Stopperknoten (links) [Lan13], Prinzipskizze (rechts)



Abb. 3-50 Maximallast der eingegossenen Seilkonfigurationen (zu je 15 Prüfkörpern) [Lan13]

Aufgrund der spezifischen Form der Kinematiken ist eine mehrfache Garnumlenkung vom proximalen Instrumentenende zum Manipulator nötig, um diesen zu betätigen. Dazu wird an einem Prüfstand gemäß der Abbildung 3-51 die Biegewechselfestigkeit sowie das Verschleißverhalten der Garne aufgrund von Biegung und Reibung untersucht. Eine Videoauswertung der in Kapitel 3.1 beschriebenen in-vivo-Tests ergab ungefähr 640 Bewegungen und Betätigungen eines Instruments pro Stunde, so dass für eine Tauglichkeit von zehn Einsätzen 6.500 Zyklen gefordert werden.

Die Seilführungen müssen kleiner als der Schaftdurchmesser sein. Zur Umlenkung werden sowohl Messingrollen (3,5 / 5 mm Durchmesser) als auch Stahlstifte (1,5 / 3 mm Durchmesser) eingesetzt, wobei die Garne auf den Stiften gleiten. Für eine Leitung durch den gesamten Schaft sind bis zu drei Umlenkungen nötig. Während dies bei der Spreizkinematik sowohl an den Punkten A, D und C als auch B und C denkbar ist, eignen sich bei den Kinematiken 1 und 2 vor allem die Gelenke B, D und E, siehe auch die Abbildungen 3-27, 3-28 und 3-30. Der Prüfstand ist daher so konzipiert, die Garnproben an drei Umlenkpunkten zu führen und für den Winkel  $\sigma$  eine Varianz von 0° bis 180° einstellen zu können, wie in der Abbildung 3-51 dargestellt. Die Seile werden mit einer Zugfeder bei 15 N vorgespannt, die an einem Kraft-

sensor mit Messverstärker montiert ist. Ein LabVIEW-Programm erfasst die Werte des Sensors und steuert einen Motor mit Drehzahlerfassung an. Dieser wickelt die Proben etwas auf und erhöht dabei die Federkraft, bis der Kraftsensor 40 N misst, das Programm gibt daraufhin ein Umkehrsignal an den Motor und lässt die Probe wieder in die Startposition zurückdrehen.



Abb. 3-51 Versuchsaufbau mit geometrischer Anordnung zur Garnüberprüfung [Lan13]

Um einen Vergleich zu Stahlseilen zu ziehen, werden neben den Kunststoffgarnen auch zwei Edelstahl-Feinseile (1.4401) der gleichen Biegewechselfestigkeitsprüfung unterzogen. Die gemäß der Abbildung 3-51 untersuchten Materialien sind damit Dyneema, Kevlar 49, Vectran HT sowie 7x7- und 19x7-Feinseile mit einem Durchmesser von 0,32 - 0,47 mm. Die Bezeichnung AxB kennzeichnet dabei den Aufbau der Edelstahlseile mit A Litzen zu je B Einzeldrähten. Während die Stahlseile an den Enden zu einer Schlaufe vercrimpt werden, erfolgt dies bei den Garnen mit einem so genannten Zero-Time-Knoten, der sich als einziger in den Zugversuchen bei keinem der Kunststoffe selbst löste.

Die Ergebnisse der Tests sind in der Abbildung 3-52 dargestellt. Zur besseren Übersichtlichkeit der großen Streuung der erreichten Zyklen bis zum Abbruch der Messung sind diese logarithmisch skaliert. Die rote Linie bildet die geforderte Zyklenanzahl 6.500, der "\*" bezeichnet Durchmesser starrer Achsen, auf denen im Gegensatz zu den Umlenkrollen nur ein Gleiten des Garns oder Seils stattfindet. Die Untersuchungen werden für vier Stellungen von  $\sigma = 0^{\circ} / 60^{\circ} / 120^{\circ} / 180^{\circ}$  durchgeführt, wobei bei  $\sigma = 0^{\circ}$  keine Umlenkung stattfindet und nur der Nachweis erbracht wird, dass alle Materialien der schwellenden Belastung standhalten. Dies kann für alle Seile und Garne bestätigt werden und wird aufgrund der geringen Aussagekraft für die spätere Anwendbarkeit nicht in der Abbildung dargestellt.

Es ist zu erkennen, dass große Durchmesser und geringe Umschlingungswinkel eine höhere Zyklenanzahl zulassen. Zudem ist der negative Einfluss sinkender Durchmesser gravierender als zunehmende Umschlingungswinkel. Dyneema weist mit mehr als der Hälfte an bestandenen Testläufen von allen Materialien die höchste Lebensdauer unter den Versuchsbedingungen auf. Dennoch sind bei allen Garnen nach der zyklischen Belastung Veränderungen in den Kontaktbereichen mit den Rollen und Stiften wie Verklumpungen, Aufschmelzungen, Aufspleißungen oder Risse zu erkennen. Eine eindeutige Position der Bruchstelle beim vorzeitigen Reißen ist nicht erkennbar, verschiebt sich jedoch mit zunehmendem Umschlingungswinkel zu der dem Motor nächstgelegenen Umlenkrolle, was sich durch die an allen Rollen auftretende Seilreibung gemäß der Eytelwein'schen Gleichung [Gro07] erklären lässt.



Abb. 3-52 Zyklen der Seilmaterialien bis zum Versagen für σ = 60° (links), 120° (Mitte), 180° (rechts), gemäß [Lan13]

Das Fazit der Untersuchungen bildet die Erkenntnis, dass die untersuchten Kunststoffgarne als Seilzug in den Instrumenten eines Telemanipulators ungeeignet sind. Einerseits sind die Lebenszyklen zu kurz, eine verlässliche Einsatzdauer ist nicht sicher quantifizierbar und überdies führt mehrfaches Autoklavieren zu einer Degradation einiger Garne. Da die Belastung nicht ohne weiteres reduziert werden kann, müssen für bessere Ergebnisse größere Biegeradien und Garndurchmesser verwendet werden. Eine Einwegnutzung vermeidet thermische Veränderungen, ist aber für die konzipierten Instrumente hinsichtlich ihrer Komplexität und einer späteren wirtschaftlichen Nutzung nicht sinnvoll. Beim Vergleich der mechanischen Eigenschaften sind die Kunststoffgarne den Edelstahlseilen teilweise sogar überlegen, beide jedoch im Rahmen der zur Verfügung stehenden Volumina bezüglich der Kraft unterdimensioniert. Alternative Materialien aus NiTi-Legierungen, wie sie in [Din13] beschrieben werden, sind in flexiblen Schäften deutlich größeren Biegeradien ausgesetzt und versprechen daher in der hier vorgesehenen Anwendung keine Verbesserung gegenüber den untersuchten Materialien.

## 3.5.2 Flexible Wellen

Anstatt Zugkräfte entlang des Instrumentenschafts bis zum Wirkort zu leiten, kann mechanische Energie auch mittels Wellen als Drehmoment eingekoppelt und über eine Spindel in eine Kraft transformiert werden. Zur Übertragung von Drehungen bei sich relativ zu einander bewegenden Wellenenden eignet sich das Kreuz- oder Kardangelenk, solange sich die gedachten Verlängerungen der beiden Wellen in einem Punkt treffen. Der Ablenkwinkel  $\gamma$  zwischen beiden Wellen ist in der Praxis auf ca. 45° begrenzt und weiterhin abhängig von der Drehzahl, der Belastung und den eingesetzten Materialien. Außerdem führt ein ansteigender Winkel  $\gamma$  zu einer zunehmend schwankenden Winkelgeschwindigkeit  $\omega_2$  am Abtrieb, wie die Abbildung 3-53 erkennen lässt. Durch die Kombination zweier Kardangelenke zu einem Doppelkreuzgelenk kann diese Geschwindigkeitsschwankung kompensiert werden, sofern beide Gelenke in der gleichen Ebene laufen und jeweils um einen identischen Winkel  $\gamma_1 = \gamma_2$  ausgelenkt sind. [Seh02]



Abb. 3-53Schematisches Kardangelenk (links) nach [Seh02], Versatz der Winkelgeschwindigkeiten ω2 /<br/>ω1 zwischen An- und Abtrieb bei verschiedenen Ablenkwinkeln γ (rechts), nach [Boc13]

So genannte Gleichlauf- oder homokinetische Gelenke sind im Gegensatz zu einfachen Kardangelenken in der Lage, Drehungen gleichförmig zu übertragen, wie in [Seh02] an einigen Beispielen ausgeführt wird. Sie besitzen jedoch für die geplante Anwendung zu große Abmessungen und lassen pro Gelenk ebenfalls nur ca. 20° bis 40° Verkippung zu.

Um Alternativen zu finden, wurde in [Boc13] eine umfangreiche Untersuchung über flexible Torsionswellen zu deren Einsatzfähigkeit in chirurgischen Instrumenten durchgeführt. Solche Elemente zur Rotationsübertragung erfahren bereits vielfältige Anwendungen in der diagnostischen und interventionellen Kathetertechnik. Dabei werden beispielsweise Gefäßthromben mittels Impellern oder Rotablatoren zerkleinert, die entlang des Gefäßverlaufs vorgeschoben und von externen Motoren über flexible Wellen angetrieben werden. In [Kra05] werden einige Beispiele aufgezeigt.

Flexible Wellen bestehen aus mehreren Lagen gegensinnig gewickelter Drahtgeflechte, siehe auch Abbildung 3-54. Die äußerste Wellenwicklung bestimmt dabei die Hauptdrehrichtung, bei der sich diese zusammenzieht und auf der inneren abstützt. Diese Stützwirkung ist bei entgegengesetzter Richtung nur zwischen den nächst inneren Lagen gegeben und reduziert daher das übertragbare Moment. Des Weiteren nehmen sowohl die maximale Drehzahl als auch das übertragbare Moment mit sinkendem Biegeradius ab. Aufgrund ihrer mehrschichtigen Wicklung besitzen flexible im Vergleich zu starren Wellen eine stark verminderte Torsionssteifigkeit, was bei Torsion zu einem signifikanten Verdrehwinkel  $\varphi$  führen kann. Dieser ist proportional zur Wellenlänge I und dem aufgebrachten Drehmoment M, wie (3-36) gemäß [Gro07] zeigt. Die Torsionssteifigkeit wird durch das Produkt aus dem Schubmodul G und dem polaren Flächenträgheitsmoment I<sub>P</sub> repräsentiert und variiert aufgrund der Wicklungsrichtung.

$$\varphi = \frac{M \cdot l}{G \cdot I_{\rm P}} \tag{3-36}$$



Abb. 3-54 Aufbau einer mehrlagigen gegensinnig gewickelten flexiblen Welle

Um dieser Tatsache Rechnung zu tragen, werden biegsame Wellen meist in Steuer- oder Arbeitswellen unterteilt. Erstere ermöglichen dank vieler Stützwicklungen exakte Übertragungen mit geringen Verdrehwinkeln zu Lasten eingeschränkter Biegsamkeit und reduzierter Drehzahl. Arbeitswellen sind gekennzeichnet durch hohe Flexibilität und Drehzahlen, jedoch für die genaue Positionierungen nur bedingt geeignet. Durch eine Produktrecherche bei Herstellern flexibler Wellen ließen sich insgesamt sieben potentiell geeignete Wellenmuster identifizieren und testen. So wurden zwei Sorten des Herstellers BIAX Flexible Power zu 1,6 mm (biax 1) und 2,1 mm (biax 2), drei der GEMO GmbH mit 1,2 mm (gemo 1), 1,8 mm (gemo 2) und 2,0 mm (gemo 3) sowie je eine Sorte der Firma TAFLEXA mit 2,0 mm (taflexa) und der haspa GmbH mit 1,8 mm (haspa) zusammengetragen. Sie sind alle aus Federstahldrähten gewickelt. Eine große Anzahl hier nicht aufgezählter Lieferanten konnte keine die Spezifikationen erfüllenden Muster bereitstellen.

Um den speziellen Erfordernissen in den Instrumenten gerecht zu werden, wurde ein Prüfstand entwickelt, der einerseits die Morphologie der Wellen abbildet, als auch variabel umgestaltet werden kann, um unterschiedliche Szenarien und Parameter zu untersuchen. Damit die geometrischen Verhältnisse reproduzierbar berücksichtigt werden, erfahren die biegsamen Wellen zwischen Wellenführungen aus Gleitmaterial (Iglidur® J) wie im späteren Instrument bis zu dreimal eine Umlenkung. Die Abbildung 3-55 zeigt eine schematische Skizze des Aufbaus, der über ein LabVIEW-Programm gesteuert und dessen Messdaten darüber erfasst und verarbeitet werden. Ein Motor mit Inkrementalgeber zur Positions- und Drehzahlrückmeldung rotiert das jeweilige Muster der flexiblen Welle. Die Welle wird entlang verschiedener Biegestellen geführt, an deren Ende über eine Bremse ein einstellbares Lastmoment aufgebracht werden kann. Die Position und Drehzahl des Wellenendes wird durch einen Drehzahlsensor erfasst und mit dem Motorinkrementalgeber abgeglichen, um den Verdrehwinkel zwischen beiden Wellenenden zu bestimmen. Der Motor stützt sich an einem Drehmomentsensor ab, um die Auswirkungen der Last und der beugungsabhängigen Reibung zu erfassen.



Abb. 3-55 Skizze des Prüfstands zur Evaluation der flexiblen Wellen

Da die im Schaft vorliegende Länge an flexiblen Wellen nicht variiert, ist der Prüfstand bei gegebenen Abmaßen ebenfalls so konzipiert, dass die drei Beugewinkel  $\gamma_I$  bis  $\gamma_{III}$  bei konstanter Bogenlänge s = 20 mm jeweils 25° bis 105° ausgelenkt werden können und der Biegeradius r gemäß der Beziehung  $\gamma \cdot r = s$  angepasst wird. Dies führt zu abnehmenden Biegeradien r bei zunehmendem Biegewinkel  $\gamma$ , entkoppelt die daraus resultierende Belastung jedoch von der Längenabhängigkeit des gebogenen Bereichs s.

Um in einem ersten Versuch die Torsionssteifigkeit der flexiblen Wellen unabhängig von Biegung und etwaiger Reibung in den Gleitführungen zu vergleichen, werden diese bei gleicher Länge ohne Führungen unbelastet und nicht tordiert eingespannt und in beide Richtungen rotiert. Das Ergebnis ist in der Abbildung 3-56 dargestellt. Zu erkennen sind sowohl die Streuung zwischen den Mustern als auch innerhalb einer Welle. Die Hauptdrehrichtung, bei der alle Sorten torsionssteifer sind, variiert und liegt teilweise im, teilweise gegen den Uhrzeigersinn vor. Der prozentuale Unterschied beider Drehrichtungen ist über den Probenumfang nicht konstant, zudem verteilt sich die Torsionssteifigkeit über eine ganze Größenordnung. Die Ursache dafür liegt neben den unterschiedlichen Durchmessern der Wellen und Drähte in der verschiedenen Anzahl an Wicklungen, die von zwei bis vier Lagen bei den getesteten Mustern reicht.



Abb. 3-56 Torsionssteifigkeit der Muster bei Verdrehung im (blau) und gegen den Uhrzeigersinn (rot)

Die aus dem Ausdruck (3-36) bekannte Proportionalität zwischen  $\varphi$  und M lässt sich für zunehmende Lasten, die mit der Bremse aufgebracht werden, bestätigen. Werden die Gleitführungen hinzugezogen, wird eine richtungsabhängige Bestimmung der Torsionssteifigkeit erschwert, da beim Richtungswechsel auch im gestreckten Zustand aufgrund leichter Reibung die entspannte Mittellage nicht mehr messtechnisch bestimmt werden kann.

Für eine Abhängigkeit des Verdrehwinkels  $\varphi$  und des Moments M vom Biegewinkel  $\gamma$  wird daher in der folgenden Untersuchung die Summe beider Richtungsabweichungen zu einem Gesamtverdrehwinkel, beziehungsweise Gesamtmoment betrachtet. Dabei werden die flexiblen Wellen bei gleicher Länge (106 mm) und Bremsbelastung (5 mNm) in einem vereinfachten Prüfstand mit nur einer einzelnen Beugung für  $\gamma = 25 - 105^{\circ}$  bei fester Bogenlänge (20 mm) in beide Richtungen rotiert. Die Ergebnisse sind in der Abbildung 3-57 für  $\varphi = f(\gamma)$  links und für M = f( $\gamma$ ) rechts aufgetragen. Je torsionssteifer eine Welle ist, desto geringer ist der Verdrehwinkel und desto größer ist das aufzubringende Drehmoment am Motor bei zunehmender Biegung. Einige Muster konnten aufgrund ihrer Steifigkeit nur bis 90° oder 100° getestet werden, um mögliche plastische Verformungen zu vermeiden. Je kleiner der erreichbare Biegeradius ist, desto weniger Platz wird im Instrument dafür benötigt und desto geringer sind die zusätzlichen Belastungen, die neben dem eigentlich zu transportierenden Moment auf die flexible Welle und damit auf die Schaftstruktur wirken. Daher werden im rechten Diagramm nur die dargestellten zwei Muster biax 1 und biax 2 favorisiert, da auf der linken Seite die Sorte gemo 1 aufgrund zu hoher Nachgiebigkeit entfällt.



Abb. 3-57 Verdrehwinkel und Drehmoment über Biegewinkel für die geprüften flexiblen Muster [Boc13]

In einer weiteren Untersuchung ergibt sich ein Anstieg des Drehmoments mit zunehmender Drehzahl. Die dabei ermittelten Werte streuen jedoch zu weit und lassen die Vermutung zu, dass der Gleitwerkstoff bei starker Biegebelastung unter der strukturierten Oberfläche der biegsamen Wellen abrasiv verschleißt. Eine definierte Führung mit lokal eingegrenzten Biegeradien ist daher nicht für durchgängig flexible Wellen sinnvoll.

Diesem Problem lässt sich auf zweierlei Weise begegnen. Einerseits kann man auf Führungselemente ganz verzichten, damit die Wellen ihren biegeenergetischen Minimalzustand selbst einnehmen. Andererseits lässt sich Abrasion und die musterspezifische niedrige Torsionssteifigkeit mit einer Verbundwelle reduzieren, die zwischen zwei Führungen entlang der Schaftsegmente aus starren Vollwellen und nur in den Gelenkbereichen aus flexiblen Wellenabschnitten besteht. In dem Maße, wie Abschnitte biegsamer Wellen durch torsionssteife Vollwellen ersetzt werden, sinkt der last- und beugeabhängige Verdrehwinkel  $\varphi$ . Beide Ansätze wurden weiterverfolgt und an das jeweilige Instrument angepasst.

Jede Koppelstelle zwischen starren und flexiblen Abschnitten einer solchen Verbundwelle stellt aufgrund des geringen Durchmessers von maximal 2,5 mm eine Schwachstelle dar. Neben einer konzentrischen Anordnung ist eine Übertragung des Drehmoments auf alle Wicklungen sicherzustellen, damit die Verbindung nicht bricht. Daher wurden mehrere Fügeverbindungen entwickelt, die in der Abbildung 3-58 skizziert sind. Zum Fügen erfolgten Untersuchungen von sowohl Klebe- als auch Schweißverbindungen. Wie in der linken Skizze zu erkennen ist, wird die hohle flexible Welle auf einem Dorn der starren Welle zentriert und an dessen Mantelfläche (A<sub>1</sub>) sowie ihrer Stirnfläche (A<sub>2</sub>) miteinander verklebt. Anschließend zieht man eine Hülse über beide Wellen, welche auf deren Außendurchmessern (A<sub>3</sub>), (A<sub>4</sub>) ebenfalls miteinander verklebt wird. Dadurch lassen sich die innere und äußere Wicklung zur Momentenübertragung nutzen. Die gefügten Klebeverbindungen hielten Belastungstests jedoch nicht stand. Aufgrund der fehlenden Biokompatibilität und der geringeren Festigkeit der meisten Klebstoffe wurden daher Schweißverbindungen bevorzugt.

In der gleichen Anordnung zentriert man die flexible Welle auf dem Dorn und verschweißt sie am Übergang ( $B_1$ ). Anschließend wird die Hülse über beide Wellen gezogen und mit der starren ( $B_2$ ) und der flexiblen Welle ( $B_3$ ) verschweißt. Die umlaufende Kehlnaht bei  $B_3$  stellt bei starren Wellen die korrekte Verbindung dar, führt bei flexiblen Wellen jedoch zur Schwächung, da hier nur die äußere Wicklung verbunden wird und diese gleichzeitig durch lokales Aufschmelzen an Wandstärke verliert.



Abb. 3-58 Fügeverbindung zwischen starren und flexiblen Wellen

Daher wurde eine alternative Verbindungstechnik entwickelt, die auf dem Prinzip in der Abbildung 3-58 rechts basiert. Man verschließt die flexible Welle an ihrem Ende mit einem Dorn und verschweißt sie stirnseitig flächig (C<sub>1</sub>). Dabei werden sowohl die einzelnen Wicklungen als auch der Stift entlang der Schweißeindringtiefe zu einer Vollwelle verbunden. Die starre Welle wird stirnseitig zur Aufnahme der flexiblen Welle aufgebohrt und zusätzlich mehrfach entlang des Umfangs auf Höhe der axialen Bohrtiefe mit kleinen Zugängen versehen. Schiebt man die flexible Welle bis zum Bohrgrund vor, liegen in den radialen Zugängen ihr verschweißtes Ende und die starre Welle auf Stoß vor und können dadurch gut erreichbar gefügt werden. Diese Verbindungstechnik liefert die höchsten Festigkeitswerte.

Durch die Übertragung von Drehmomenten lassen sich gegenüber Zugkräften deutlich größere axiale Kräfte am Wirkort erzielen, ohne dafür entsprechende Stütz- und Umlenkelemente im Schaft vorsehen zu müssen. Wie eine überschlägige Rechnung zur zulässigen Torsionsdehngrenze bei Federstahl 1.4310 gemäß [Rol07] ergibt, liegen die nach Tabelle 3-3 benötigten Momente eine Größenordnung niedriger. Es ist daher von einer ausreichenden Festigkeit der favorisierten flexiblen Wellen biax 1 und biax 2 auszugehen. Aufgrund der negativen Messergebnisse zu den untersuchten Seilzügen wurden daher in den Instrumenten flexible Wellen zur Bewegungsübertragung eingesetzt.

## 3.5.3 Antriebsstränge

Allerdings erfahren sowohl starre als auch flexible Zug- und Torsionselemente wie flexible Wellen, Stangen oder Seilzüge einen axialen Versatz, wenn der Drehpunkt oder Drehbereich der Elemente nicht mit dem Gelenk des Instrumentenarms übereinstimmt. Dadurch ändert sich die Länge des Wegs, entlang dessen das Antriebselement verläuft, wie die Abbildung 3-59 verdeutlicht. Während dies bei flexiblen Wellen allein zur Stauchung und Verschiebung im ihnen zur Verfügung stehenden Volumen führt, bedeutet dies für auf axialem Versatz basierende Zugelemente eine ungewollte Überlagerung mit unerwünschten Bewegungen.



Abb. 3-59 Axialer Versatz von starren (grün) oder flexiblen Wellen (rot) bei Abwinklung v am Gelenk

Anhand des Beispiels in der Abbildung 3-59 wird der axiale Versatz  $\Delta x_1$  bzw.  $\Delta x_2$  für flexible (rot) und starre (grün) Wellen bei Krümmung des Gelenks um den Winkel v bestimmt. Dabei sind beide Wellentypen auf der rechten Seite im Schaft fixiert und werden um  $\Delta x_{1,2}$  im linken Segment verschoben. Dieser Versatz ist im Wesentlichen von geometrischen Größen wie den radialen Abständen der biegsamen (r<sub>1</sub>) bzw. der starren (r<sub>2</sub>) Welle vom Gelenk, den axialen Abständen d<sub>1</sub> und d<sub>2</sub> ihrer Gleitführungen zu diesem und dem Auslenkwinkel v abhängig. Zusammen mit der Bogenlänge s des im Radius r gebogenen Teils der flexiblen Welle gilt:

$$s = v \cdot r \tag{3-37}$$

$$2 \cdot \sqrt{d_1^2 + r_1^2} \cdot \cos\left(\arctan\left(\frac{r_1}{d_1}\right) + \frac{\upsilon}{2}\right) = \sin\left(\frac{\upsilon}{2}\right) \cdot \frac{2 \cdot s}{\upsilon}$$
(3-38)

$$s = \frac{\sqrt{d_1^2 + r_1^2 \cdot \cos\left(\arctan\left(\frac{r_1}{d_1}\right) + \frac{\upsilon}{2}\right)}}{\sin\left(\frac{\upsilon}{2}\right)} \cdot \upsilon$$
(3-39)

Der axial auszugleichende Versatz beträgt für die flexible Welle damit  $\Delta x_1 = f(v) = 2 \cdot d - s$ , für die starre Welle gilt:

$$\Delta x_2 = \left(\cos\left(\arctan\left(\frac{r_2}{d_2}\right)\right) - \cos\left(\arctan\left(\frac{r_2}{d_2}\right) + \upsilon\right)\right) \cdot \sqrt{d_2^2 + r_2^2}$$
(3-40)

Bei einem einzelnen Gelenk im starren Antriebsstrang kommt es zusätzlich zu einem radialen Versatz, der ebenso berücksichtigt werden muss. Da bei den Kinematiken 1 und 2 die Punkte B und D ähnlich der Abbildung 3-59 exzentrisch zur Rotationsachse liegen, muss das Problem auf anderem Weg umgangen werden. Die Lösung beruht auf der Entkopplung der eingebrachten mechanischen Leistung von der zu axialem Versatz führenden Auslenkung des Instruments [Bla15d]. Durch die Übertragung von Drehmomenten entlang axialer Ausgleichs-

elemente, wie in der Abbildung 3-60 verdeutlicht, lässt sich eine Rückwirkungsfreiheit von parasitärer zu gewünschter Betätigung erreichen. Das Drehmoment wird erst direkt am gewünschten Wirkort in die benötigte Axialkraft mittels einer Spindel umgewandelt, jegliche Verschiebungen entlang des Übertragungswegs werden von den axialen Ausgleichselementen kompensiert. Der für die entwickelten Instrumente wichtige Axialausgleich zur Entkopplung dieses Versatzes vom übertragenen Moment lässt sich mit den Gleichungen (3-37) bis (3-40) dimensionieren.

Für einen Axialausgleich lassen sich starre Wellen (A<sub>2</sub>) oder Adapter (A<sub>1</sub>) mit quadratischem Querschnitt nutzen, die einen Formschluss mit einem außen verrundeten Vierkantrohr (B<sub>1</sub>) und (B<sub>2</sub>) bilden und miteinander verschweißt sind. In diesem bewegen sich entlang einer möglichen Ausgleichslänge, dem Axialausgleich, passende Gegenprofile (C<sub>1</sub>), (C<sub>2</sub>), ohne dass dies die Drehübertragung beeinträchtigt, solange eine minimale Traglänge nicht unterschritten wird. An den Enden des jeweiligen Bewegungsstrangs weisen starre Wellen einen Absatz zur axialen Sicherung auf, der ein Verschieben in diesem Bereich begrenzt, die Rotation jedoch nicht behindert. Während die Ausgleichselemente im gestreckten Zustand des Instruments maximal ausgefahren sind, schieben sie sich mit zunehmender Abwinklung zusammen.



Abb. 3-60 Axialausgleich zwischen zwei flexiblen Wellen (links) oder flexibler und starrer Welle mit axialer Sicherung gegen Verschieben (rechts) [Bla15c]

#### Kinematik 1

Bei der Kinematik 1 werden die flexiblen Wellen in den Schaftsegmenten geführt und können sich nur im Gelenkbereich definiert verformen. Der Vorteil einer mathematisch klar bezifferbaren Verschiebung wird mit geringeren Biegeradien und höheren Belastungen in den Wellen erkauft. Die Kinematik 2 weist dagegen größere Freimachungen in ihren Schaftsegmenten auf, die es den Antriebssträngen erlauben, sich selbst in die energetisch günstigste Lage einzustellen. Die Abbildung 3-61 zeigt beide Instrumente in isometrischer und teilweise freigeschnittener Ansicht mit einzelnen Details. Die Antriebsstränge mit ihren einzelnen Funktionsgruppen sind farblich hervorgehoben. Bei beiden Instrumenten liegen die axialen Ausgleichselemente im proximalen Schaft.

Die Kinematik 1 wird durch die starre Welle  $W_1$  aktuiert, indem die Spindelmutter  $S_1$  axial im Schaft verfährt, mit der das Quersegment und mit dem wiederum die anderen Segmente verbunden sind. Um ein Verschieben von  $W_1$  zu verhindern, ist es mit dem Axiallager 1 gesichert, das für die Wellen  $W_2$  und  $W_3$  durchgängig ist. Diese werden distal ihres Axialausgleichs entlang Lager 1,  $S_1$ , Gelenk B, mittleres Schaftsegment und Gelenk D bis zum Axiallager 2 geführt, wo ebenfalls jede axiale Verschiebung verhindert wird.  $W_2$  überträgt das Drehmoment in die Spindelmutter  $S_2$ , wo es in eine Zugkraft zur Auslenkung des Manipulators über einen Hebel transformiert wird.  $W_3$  besitzt distal des zweiten Lagers einen weiteren Axialausgleich, der die Auslenkung des Manipulators kompensiert und das Greifinstrument betätigt, siehe auch Abbildung 3-44. Gemäß der Berechnungsvorschrift aus (3-39) im Anhang ergeben sich für  $W_2$  und  $W_3$  die in der Tabelle 3-4 bestimmten Verschiebungen, welche helfen, die Ausgleichselemente zu dimensionieren. Die Abbildung 3-62 zeigt eine vormontierte Explosionsansicht des letzten Teils der Antriebsstränge in der Kinematik 1, die im distalen Schaftsegment und im Manipulator liegen.

Kinematik 1	Gelenk B	Gelenk D	Gelenk E	
Winkelbereich	0° - 72°	0° - 90°	-45° - 45°	
maximale Verkürzung W <sub>2</sub>	6,3 mm	14,5 mm	4,5 mm	
maximale Verkürzung W <sub>3</sub>	6,3 mm	14,5 mm	-	

Tab. 3-4 Maximale Verschiebungen der Antriebsstränge im Instrument der Kinematik 1



Abb. 3-61 Detailansichten der Antriebsstränge der Kinematik 1 (links) und 2 (rechts) [Bla15c]



Abb. 3-62 Vormontierter Zustand des distalen Abschnitts des Instruments der Kinematik 1, Antriebsstränge für Greiferbetätigung (oben) und Abwinklung des Manipulators (unten)

#### Kinematik 2

Das Instrument der Kinematik 2 besitzt eine zusätzliche flexible Welle, damit das Werkzeug des Manipulators um seine Achse rotieren kann. Im proximalen Schaft liegt die starre Welle  $W_1$ , welche ebenfalls in die Spindelmutter  $S_1$  greift, mit der das Quersegment und die damit verbundenen Schaftsegmente ausgelenkt werden und die gegen Verschieben in einem Axiallager 1 gesichert ist. Die Welle  $W_2$  passiert dieses und  $S_1$ , wird im Gelenk B ausgelenkt und überträgt bereits im mittleren Schaftsegment ihr Drehmoment über die distale Spindelmutter  $S_2$  in eine Zugkraft. Diese betätigt einen zweigeteilten Hebel A und B, der über eine Kulissenführung den Manipulator verschwenkt, siehe Abbildung 3-63. Teil B ist beidseitig mit einer Passfeder in einer Kulissenführung  $K_2$  mit dem distalen Segment sowie gleichzeitig einer quer dazu laufenden Führung  $K_1$  mit dem Manipulator verbunden. Dieser wiederum ist im Gelenk E mit dem distalen Segment und dem Quersegment drehbar gelagert. Eine Verschiebung der Spindelmutter versetzt Teil B entlang  $K_2$  und verdreht den Manipulator entlang  $K_1$  um E.



Abb. 3-63 Detailaufbau der Betätigungselemente zum Abwinkeln des Manipulators der Kinematik 2

Die Abbildung 3-64 zeigt eine vormontierte Explosionsansicht des geteilten Antriebsstrangs mit der distalen Spindelmutter  $S_2$ . Die flexible Welle wird auf beiden Seiten mit jeweils einer Fügeverbindung aus der Abbildung 3-60 versehen.



Abb. 3-64 Vormontierter Zustand des Antriebsstrangs W<sub>2</sub> mit proximalem Axialausgleich für die Spindelmutter S<sub>2</sub> des Instruments der Kinematik 2 [Bla15c]

Die proximale Verlagerung dieser Spindel reduziert den längenbedingten Winkelversatz in diesem Antriebsstrang (siehe Tabelle 3-7), verschafft im distalen Schaftsegment mehr Platz und spart Bauraum, führt jedoch zu einer Kopplung der Bewegungen aus der Kinematik 2 und dem Manipulator. Diese Abhängigkeit ist in der Abbildung 3-65 visualisiert, wobei der Neigungswinkel  $\varepsilon$  zwischen dem distalen Segment und dem Manipulator (siehe auch Abbildung 3-31) farbkodiert über den Positionen der Spindelmuttern S<sub>1</sub> und S<sub>2</sub> für beide Instrumente aufgetragen ist. Bei der Kinematik 1 auf der linken Seite ist der Neigungswinkel  $\varepsilon$  unabhängig von S<sub>1</sub>, während dieser bei der Kinematik 2 rechts sowohl von S<sub>1</sub> als auch S<sub>2</sub> abhängt und diese Kopplung in der Ansteuerung kompensiert werden muss.



Abb. 3-65 Änderung des Neigungswinkels ε in Abhängigkeit von den Spindelmuttern S<sub>1</sub> und S<sub>2</sub> beim Instrument der Kinematik 1 (links) und der Kinematik 2 (rechts)

Die flexiblen Wellen  $W_3$  und  $W_4$  verlaufen durch das Instrument bis zum Manipulator, wo sie diesen gemäß der Abbildung 3-46 betätigen. Durch den freieren Verlauf dieser Wellen im Instrument der Kinematik 2 und ihrem größeren Bewegungsumfang ist eine analytische Bestimmung des axialen Versatzes mittels (3-39) nicht möglich.

Es wurden daher zwei unterschiedliche Ansätze untersucht, welche die Wellen mechanisch als Reihenschaltungen von Federn auffassen, die versuchen, in jeder Position die durch Auslenkung gespeicherte Energie zu minimieren. Dazu wird mit einem MATLAB-Programm in einer Evolutionsstrategie, vergleichbar mit der Abbildung 3-18, eine mit jedem neuen Zyklus zunehmend feinere Inkrementierung der Wellen vorgenommen. Die in dieser Weise unterteilte Welle verformt sich bei gegebener Start- und Endposition dergestalt, dass sie die Innenwände und Elemente im Schaft nicht durchdringt, sondern sich allenfalls an diesen abstützt. Dieser Vorgang lässt sich für jede der gemäß Abbildung 3-37 möglichen Stellungen wiederholen, wobei die global größten Verschiebungen aller involvierten Wellen  $W_2$  bis  $W_4$  erfasst werden.

Um diese Ergebnisse zu überprüfen, werden die gesuchten Größen auf alternativem Wege verifiziert. Dazu werden die drei Wellen durch einzelne Segmente approximiert, siehe Abbildung 3-61 rechts und in einer Bewegungsanalyse der CAD-Software SolidWorks federnd miteinander verknüpft. Bei Auslenkung des Instruments wird der Versatz der sich der Kinematik anpassenden segmentierten Antriebsstränge erfasst. Die Ergebnisse beider Herangehensweisen decken sich und sind in der Tabelle 3-5 dargestellt. Das vollständige zerlegte Instrument der Kinematik 2 mit bereits verschweißten Antriebssträngen ist in der Abbildung 3-66 zu erkennen.

Kinematik 2	Gelenk B	Gelenk D	Gelenk E	
Winkelbereich	0° - 69°	0° - 90°	-45° - 45°	
maximale Verkürzung W <sub>2</sub>	5,9 mm -		-	
maximale Verkürzung W <sub>3</sub>	24,9 mm			
maximale Verkürzung W <sub>4</sub>	25,8 mm			

Tab. 3-5	Maximale Verschiebungen	der Antriebsstränge in	1 Instrument der Kinematik 2
----------	-------------------------	------------------------	------------------------------



Abb. 3-66 Zerlegtes Instrument der Kinematik 2 mit einzelnen benannten Funktionsgruppen

#### Spreizmechanismus

Durch die spezifische Form beim Auffalten des Spreizmechanismus wird ein besonders großes Volumen in der Schaftmitte aufgespannt, das eine Führung der flexiblen Wellen nicht möglich macht, wie die Abbildung 3-67 verdeutlicht. Daher werden hier wie beim Instrument der Kinematik 2 die Wellen frei durchgeleitet und stellen sich selbst ein. Eine vergleichbare Untersuchung zu den im proximalen Schaft platzierten Axialversätzen liefert die dafür vorgesehenen Längenausgleiche gemäß der Tabelle 3-6. Während die biegsame Welle  $W_3$  das Greifwerkzeug betätigt, sorgt  $W_4$  für dessen Rotation.

Hub Z <sub>1</sub>	Hub Z <sub>2</sub>	maximale Verkürzung W <sub>3</sub>	maximale Verkürzung W <sub>4</sub>	
20 mm	4,99 mm	8,41 mm	13,46 mm	

Tab. 3-6 Hub der Zugstangen und Verschiebung in den flexiblen Wellen des Spreizmechanismus

Die Spreizkinematik sorgt im Wesentlichen für eine laterale Verschiebung des Punkts E (siehe Abbildung 3-27), ohne dass der Manipulator von der Rotationsachse des proximalen Schaftsegments abgelenkt wird. Im Gegensatz zu den beiden anderen Instrumenten erlaubt es diese Besonderheit, das Auffalten mittels einer Schubhülse mit einer Zugstange  $Z_1$  und die Abwinklung des Manipulators mit einer zweiten Zugstange  $Z_2$  zu bewerkstelligen, ohne eine ungewollte Interaktion beider Freiheitsgrade zu erhalten. Dies vermeidet Torsionswinkel im Antriebsstrang zur Abwinklung des Manipulators, so dass entsprechende Spindelmuttern bereits im proximalen Schaft eingebaut und keine flexiblen Wellen zur Passage von Gelenken vonnöten sind.



Abb. 3-67 Lage und Bewegungsform der Zugstangen und flexiblen Wellen im Spreizmechanismus

In allen drei Instrumenten wird die mechanische Energie im proximalen Schaft, der durch den Trokar verläuft, mittels starrer 2,5 mm-Edelstahl-Wellen übertragen, so dass hier der torsionsbedingte Verdrehwinkel vernachlässigt werden kann, siehe auch (3-41). Der bei maximaler Belastung in den Wellen resultierende Winkel hängt damit von der Torsionssteifigkeit G·I der Wellenstücke in den Gelenken, der Drehrichtung und der Länge 1 ab, wie in der Abbildung 3-56 zu erkennen ist. Bei der Abwinklung wird die jeweils ungünstigste Extremstellung des Instruments mit der größten Kraftübersetzung (siehe auch Anhang, Kapitel 8.2) sowie beim Manipulator das Drehmoment berücksichtigt, bei dem mit maximaler Gegenkraft gemäß Tabelle 3-3 zu rechnen ist. Um trotzdem von der jeweils besseren Torsionssteifigkeit profitieren zu können, werden die Spindeln S<sub>1</sub>, S<sub>2</sub> sowie die Spindeln in den Manipulatoren je nach Bedarf als metrisches Links- oder Rechtsgewinde ausgeführt. Die daraus maximal resultierenden Torsionswinkel  $\varphi$  in den flexiblen Antriebssträngen der drei Instrumente sind in der Tabelle 3-7 aufgelistet.

$$\varphi = \mathbf{M} \cdot \left(\frac{\mathbf{l}_{flex}}{\mathbf{GI}_{flex}} + \frac{\mathbf{l}_{starr}}{\mathbf{GI}_{starr}}\right) \approx \mathbf{M} \cdot \frac{\mathbf{l}_{flex}}{\mathbf{GI}_{flex}}$$
(3-41)

	Länge der flexiblen Welle in mm			Torsionswinkel bei $M_{max}$ in Grad		
	W2	W <sub>3</sub>	$W_4$	φ <sub>2</sub>	φ <sub>3</sub>	φ4
Spreizmech.	-	118	118	-	46,4	179,1
Kinematik 1	107,2	111,2	-	304,7	71,4	-
Kinematik 2	33	90,2	95	127,9	65,1	20,3

Tab. 3-7 Längen der flexiblen Wellen und deren jeweiliger maximaler Torsionswinkel bei Belastung

Die sich aus diesen Winkeln maximal ergebenden Stellfehler erfolgen unter visueller endoskopischer Kontrolle und lassen sich daher durch den Anwender an der Mensch-Maschine-Schnittstelle der Eingabekonsole teilweise nachführen und ausgleichen. Dennoch werden die Instrumente 1 und 2 mit unterschiedlichen Sensoren ausgestattet, die eine verbesserte und vor allem sicherere Bedienung im Einsatz versprechen, wie das Kapitel 3.6 erläutert.

Im proximalen Schaft, der durch die Bauchdecke verläuft, ist das Schaftende mit den Wellenanschlüssen angebracht. Hier befindet sich für alle drei bis vier Wellen pro Instrument ein gemeinsames proximales Axiallager, welches das Gegenstück des Axialausgleichs gegen Verschieben sichert. Es ist in der Abbildung 3-66 im rechten Bildbereich dargestellt und für bessere Gleiteigenschaften gegenüber den außen abgerundeten Edelstahl-Vierkantrohren im Prototyp aus Messing ausgeführt. Der Instrumentenanschluss ist einheitlich für die drei entwickelten Instrumente ausgeführt, so dass diese an die gleiche extrakorporale Plattform angeschlossen werden können.



Abb. 3-68 Teilgeschnittene Ansicht des Instrumentenanschlusses mit Antriebswellen und Stecker (links), Foto des Instrumentenanschlusses der Kinematik 2 (rechts)

## 3.6 Sensorik

Das unkonventionelle Design und die spezifische Form der Bewegung der Instrumente sowie die daraus resultierende Form der Antriebselemente führen zu Bewegungen, deren ausufernde Formen sich prinzipiell durch integrierte Sensorik begrenzen lassen. Zum einen soll dem Benutzer die Bedienbarkeit erleichtert, zum anderen Fehlerquellen und Gefahren vermieden werden. Daher wurden sowohl Sensoren zur Kollisionsdetektion als auch Weg- und Stellsensoren in einzelne Instrumente integriert und Kraftsensoren auf ihre Integrierbarkeit hin untersucht [Alb15b]. Die entwickelten sensorischen Lösungen werden im Folgenden beschrieben.

### 3.6.1 Kollisionssensor

Die telemanipulative Steuerung des Gesamtsystems führt zu einer räumlichen Trennung zwischen Instrument und Eingabegerät. Dadurch muss sich der Anwender allein auf die visuelle Kontrolle verlassen, wenn er mit dem Instrument das Gewebe berührt und bearbeitet. Die bereits in der Abbildung 3-5 skizzierte Zugangsform von parallel eingeführten Single-Port-Instrumenten imitiert triangulierende Zugangswege, die eine bessere Beweglichkeit, Geschicklichkeit und die gewohnte Arbeitstechnik für Chirurgen ermöglichen. Daher ist die Kinematik 1 ist so konzipiert, das Instrument seitlich auszufahren und dabei die Instrumentenspitze nach innen zum Zielraum zu neigen. Durch diese Bewegung befinden sich die Spitzen immer dicht am Operationsort, der Gelenkpunkt D (siehe auch Abbildung 3-28) wird hingegen am weitesten lateral verschoben. Für eine detailreichere Ansicht zoomt das Endoskop auf den Operationssitus, so dass Teile der Armstruktur, insbesondere der Bereich um dieses Gelenk, nicht im Sichtbereich des Operateurs liegen. Dadurch steigt hier die Gefahr, Gewebe nicht nur ungewollt zu verletzen, sondern dies möglicherweise auch nicht rechtzeitig zu bemerken.

Aus diesem Grund werden verschiedene messtechnische Prinzipien untersucht, die ein Berühren oder Annähern des Gelenkbereichs an organisches Gewebe erfassen können. In [Lam13] wurde eine Auswahl von beispielsweise resistiven, induktiven, thermischen, piezoelektrischen, optischen oder auch hydraulischen und pneumatischen Sensorprinzipien miteinander verglichen. Beim Bewerten der Vor- und Nachteile fiel die Entscheidung unter Berücksichtigung der Umgebungsbedingungen, wie sie im Bauchraum vorherrschen, auf eine optoelektronische Umsetzung. Dabei wurde ein Sensor angestrebt, der über eine reine Kollision hinaus auch eine qualitative Aussage über die Annäherung und den verbliebenen Abstand zwischen Gewebe und Armstruktur zulässt.

Das eingesetzte optoelektronische Sensormodul nutzt zum Transport der Strahlung eine Lichtleitfaser. Die Effizienz der Einkopplung von Licht einer Strahlungsquelle in eine Lichtfaser hängt davon ab, wie gut die Abstrahlcharakteristik (Emittanz) der Quelle und der Einfallswinkelbereich (Admittanz) der Faser zueinander passen. Der maximale Akzeptanzwinkel  $\varphi_1$  der Faser ist mit der numerischen Apertur NA verknüpft, welche nach (3-42) von den Brechungsindizes des Umgebungsmediums, hier Luft (n<sub>L</sub>), des Fasermantels (n<sub>M</sub>) und des Faserkerns (n<sub>K</sub>) abhängt.

$$NA = n_{L} \cdot \sin(\varphi_{1}) = \sqrt{n_{K}^{2} - n_{M}^{2}} = n_{K} \cdot \cos(\theta)$$
(3-42)

Die Abbildung 3-69 verdeutlicht das Winkelverhältnis. Innerhalb eines Winkelbereichs  $\leq \varphi_1$  werden alle einfallenden Lichtstrahlen innerhalb der gestreckten Faser an der Grenzfläche aus Faserkern und -mantel totalreflektiert und durchgeleitet. Je größer der Einfallswinkel ist, umso mehr verschiedene Strahlenwege bilden sich. Diese unterschiedlichen Strahlen mit ihren zugehörigen Winkeln nennt man auch Moden [Her06].



Abb. 3-69 Totalreflexion in einer geraden und einer um den Radius R gekrümmten Faser, nach [Sch07]

Strahlungsverluste entstehen unter anderem durch Krümmung der Faser. In diesem Fall werden vor allem Lichtstrahlen, die unter einem großen Winkel  $\varphi_1$  in die Faser eintreten, ausgekoppelt. Die Abbildung 3-69 zeigt, wie sich der maximale Reflexionswinkel  $\theta$  in der Faser durch eine Krümmung mit dem Radius R auf  $\theta'$  verringert. Diese krümmungsbedingte Dämpfung wird in dem faseroptischen Kollisionssensor ausgenutzt. Die Abbildung 3-70 illustriert das im Folgenden beschriebene Prinzip anhand mehrerer Modifikationen.

Der Sensor besteht zum einen aus einem optischen Sende- und Empfangsmodul sowie zum anderen aus einer Messstelle, die bei Kontakt mit Gewebe eine Veränderung erfährt. Das Modul setzt sich aus einer Laserdiode (LD) als Strahlquelle, einem Fototransistor (FT) als Detektor sowie einer Linse und einem Strahlteiler zur Formung und Aufteilung des Lichtstrahls zusammen. Das von der Laserdiode emittierte Licht wird durch die Linse fokussiert und passiert einen nicht-polarisierenden Strahlteiler, der den Lichtstrahl zur Hälfte reflektiert und transmittiert. Auf diese Weise ist eine räumliche Trennung zwischen dem Sender (HL6501MG, Opnext, 658 nm, 35 mW) und dem Empfänger (NPN Fototransistor BPW96C, Vishay) gegeben. Während der reflektierte Anteil zur Normierung der Lichtintensität dient, wird die transmittierte Strahlung in eine, sich an den Teiler anschließende, ummantelte Polymer-Lichtleitfaser eingekoppelt. In allen drei Modifikationen wird das Licht durch die Faser bis zum Gelenk D geleitet. In der Verlängerung der Faser ragt ein bionisch inspirierter Fühler aus dem Gelenk heraus, welcher in die Schaftstruktur des Instrumentenarms 1 eingelassen ist und sich mit zunehmender Abwinklung des Gelenks D von diesem abhebt. Dieser Fühler ist entweder Teil der Lichtleitfaser (I) oder er besteht aus einer weiterer Faser (II) und alternativ aus einem starren Taststab (III). Bei Kontakt zwischen dem Fühler und dem Gewebe erfährt dieser eine Auslenkung. Durch die Verformung wird das in die Faser geleitete Licht von dem Spiegel am Ende der Faser nicht mehr vollständig zurückreflektiert, sondern aus der Faser ausgekoppelt. Die reflektierte und durch die Faser zurückgeleitete Strahlung trifft erneut auf den Strahlteiler, wovon eine Hälfte in Richtung des Fototransistors reflektiert wird. Die gesunkene Intensität führt in diesem zu einem geringeren Fotostrom, der beim Abgreifen über einem Messwiderstand (33,2 k $\Omega$ ) ein verändertes Spannungssignal erzeugt. Die Abbildung 3-70 zeigt links die drei Modifikationen sowie rechts ein geöffnetes Labormuster des Sendeund Empfangsmoduls.



Abb. 3-70 Prinzip der verschiedenen Modifikationen I bis III des Fasersensors, Laboraufbau [Lam13]

Gemäß der Modifikation (I) läuft die Lichtleitfaser durch den Instrumentenschaft durch das Gelenk D hindurch. Distal des Gelenks liegt die Faser in einer Vertiefung auf der Außenseite des Schafts und ist an ihrer Stirnseite verspiegelt. Bei Kontakt mit Gewebe verformt sich die Faser um einen Winkel v bei einem Radius R. Dies führt zu einem partiellen Verlust der Totalreflexion, lässt sich aber in der Anwendung nicht getrennt voneinander quantifizieren. In einer Versuchsreihe wurde der aus der Abbildung 3-55 bekannte Prüfstand umgerüstet, um die darin eingespannte Lichtleitfaser bei bestimmten Winkeln und Radien zu krümmen. Wie die Versuchsergebnisse in der Abbildung 3-71 bestätigen, haben beide Faktoren einen Einfluss auf das Dämpfungsverhalten der Polymerfaser. Sowohl mit abnehmendem Biegeradius als auch mit zunehmendem Ablenkwinkel sinkt das Messsignal ab. Allerdings sind weder die Verläufe monoton fallend, noch sind die Abstände zwischen den Messkurven proportional skalierbar. Beide Parameter bedingen sich auf nicht kalkulierbare Art und Weise, wodurch zwar eine binäre Kollisionsabfrage möglich ist, jedoch keine Aussage zum Abstand des Gewebes zum Gelenk getroffen werden kann.



Abb. 3-71 Dämpfungsverhalten der Faser bei verschiedenen Biegeradien und Ablenkwinkeln [Lam13]

Die Modifikation (II) dient dazu, die beiden Parameter voneinander zu trennen. Statt einer einzelnen Faser werden zwei Fasern stirnseitig verbunden, bei Auslenkung der distalen Faser zueinander verkippt und der Winkelversatz als Dämpfungsmaß herangezogen. Die proximale Faser endet im Gelenk und ist über eine elastische austauschbare Hülle mit der zweiten Faser verbunden, deren distales Ende wieder verspiegelt ist. Die zweite Faser wird durch die im Gelenk fixierte Hülle zusätzlich versteift, welche nach einer Auslenkung des Stabs für eine Rückverlagerung in die unbelastete Lage sorgt. Dadurch fügt sich die ausgelenkte Lichtleitfaser bei Streckung des Gelenks wieder in die dafür vorgesehene Vertiefung und verursacht keine Probleme beim Passieren des Trokars und der Entnahme des Instruments aus dem Bauchraum. Gleichzeitig verhindern diese elastischen Eigenschaften, dass eine zunehmend irreversible plastische Verformung zu einer Messwertverschiebung im unbelasteten Zustand führt.

Die Modifikation (II) wird an einem Winkelmesstisch überprüft, wobei die auslenkende Winkelgeschwindigkeit konstant und vergleichsweise langsam erfolgt, um ein zeitabhängiges Driften des Signals zu identifizieren. Wie die Messergebnisse in der Abbildung 3-72 illustrieren, ist eine solche Drift nicht zu erkennen. Die Signale sind für unterschiedliche Winkel gut voneinander differenzierbar.



Abb. 3-72 Signalabfall bei Variation des Koppelwinkels zwischen beiden Fasern [Lam13]

Um den Einfluss einer zusätzlichen Verformung des distalen Faserabschnitts aufgrund größerer Widerstände zu untersuchen, wird anschließend die ausgelenkte Faser zusätzlich verbogen. Die Messwerte in der Abbildung 3-73 verdeutlichen, dass in einem solchen Fall wieder keine klare Zuordnung zwischen der Winkelablenkung und dem der Verformung geschuldeten Biegeradius getroffen werden kann. Während der Signalabfall bei gestreckter Lage beider Fasern am stärksten ist, nimmt diese zusätzliche Änderung mit zunehmendem Winkelversatz ab und ist ab 30° Faserversatz nicht mehr zu erkennen.



Abb. 3-73 Signalverhalten bei Verformungen der distalen Faser mit verschiedenen Koppelwinkeln [Lam13]

Um den Einfluss einer Verformung außerhalb der Kontaktstelle beider Fasern vollständig auszuschließen, wird die distale Faser in der Modifikation (III) durch einen starren Taststab ersetzt, dessen reflektierende Stirnseite konzentrisch zur proximalen Faser ausgerichtet ist. Auch diese beiden Komponenten werden durch die elastische Hülle zentriert, gehalten und in ihre Ausgangslage zurückgeführt. Das eingekoppelte Licht wird hier bereits an der Koppelstelle reflektiert. Wird der Taststab durch Kontakt mit dem Gewebe ausgelenkt, verkippt die Reflexionsfläche des Taststabs und reduziert den Lichtanteil, der total reflektiert wird. Der Sensor besitzt aufgrund seiner rotationssymmetrischen Form und Fixierung des Fühlers eine isotrope Empfindlichkeit und ist unabhängig von der Richtung, in die er ausgelenkt wird. Die Abbildung 3-74 zeigt ein Labormuster des Sensors in verschiedenen Gelenkstellungen sowie sein Verhalten bei Kontakt mit einem Hindernis. Die Abbildung 3-75 verdeutlicht die Änderung des Signalverlaufs bei Abwinklung bis zu 45° aus der gestreckten Lage heraus. Für diese Messungen genügt eine Laserdiode mit 1 mW Ausgangsleistung, da sich die niedrigen Pegel gut digitalisieren lassen und auf diese Weise die Bestimmungen für ein Produkt der Laserklasse II eingehalten werden kann.



Abb. 3-74 Labormuster des Fasersensors am Gelenk D eines Instruments, Verhalten bei Auslenkung, nach [Alb15c]



Abb. 3-75 Signalabfall bei Auslenkung des Taststabs bis zu 45°, nach [Alb15c]

Diese Messergebnisse sind zufriedenstellend und lassen sich in der Steuerelektronik mit sinkendem Signal in einen abnehmenden Geschwindigkeitsgradienten aller Positionsmotoren umrechnen. Dies verhindert, dass die Instrumente bei Gewebekontakt blockieren. Stattdessen gibt es einen Übergangsbereich, innerhalb dessen sie sich immer langsamer bewegen. Der Anwender profitiert von einer gleichmäßigeren Bewegungsform der Instrumente, wird über akustische, optische oder haptische Rückmeldung an der Bedienkonsole rechtzeitig über einen Kontakt informiert und kann alternative Bewegungsbahnen wählen, um sein Ziel zu erreichen.

Das Sende- und Empfangsmodul ist aufgrund seiner Bauform und der gegebenen Abmaße der Komponenten nicht in die Instrumente integrierbar. Die erste Plattform wies noch keine Universalschnittstelle auf, so dass die Instrumente der Kinematik 1 mit modifiziertem proximalem Ende direkt mit dieser verbunden sind. Dadurch wird die Faser direkt vom Gelenk bis zum Modul geführt.

Um den Universalstecker der zweiten Plattform nutzen zu können, wird ein in den Instrumentenarm eingebautes optisches Modul angestrebt. Da zum aktuellen Zeitpunkt keine ausreichend miniaturisierten Laserdioden zur Verfügung standen, wurden LEDs als alternative Lichtquelle herangezogen, die es in deutlich kompakteren Abmaßen bereits gibt. Die räumliche Trennung mittels eines Strahlteilers ist ebenfalls nicht umsetzbar, daher wurden verschiedene Formen von Reflexionslichtschranken geprüft. Dabei liegen die Lichtquelle (LED) und der Empfänger (Fotodiode, FD) parallel nebeneinander, wie die Abbildung 3-76 illustriert.



Abb. 3-76 Schematischer Aufbau und Funktionsweise des integrierten optischen Kollisionsmoduls

Die Eingangsstrahlung Ein des Lichts wird in ein speziell geformtes faseroptisches Bauteil eingekoppelt, das beide optoelektronischen Bauteile bedeckt und sich zum Koppelpunkt mit dem Taststab verjüngt. Ein solches Bauteil wird als Taper bezeichnet und dient normalerweise zur Verbindung zweier Lichtwellenleiter mit verschiedenen Radien r<sub>1</sub> und r<sub>2</sub>. Dies ist nötig, um an der Koppelstelle zwischen dem distalen Taperende und dem Taststab gleiche Durchmesser zu haben, damit hier keine Abstrahlverluste entstehen und die Verbindung mit der elastischen Hülle stabil ist. Problematisch an dieser Anordnung sind die verschiedenen Anteile an Koppel- und Leitungsverlusten von der Lichtquelle zum Empfänger. Zum einen hat der Taper eine numerische Apertur, die geringer als die Abstrahlcharakteristik der LED ist, wodurch ein Teil der ausgesandten Strahlung gar nicht erst in den Taper eingekoppelt wird. Zum anderen werden die Lichtstrahlen innerhalb des Tapers von r<sub>1</sub> zu r<sub>2</sub> räumlich gebündelt, ihr Öffnungswinkel von  $\varphi_{r1}$  zu  $\varphi_{r2}$  jedoch vergrößert, wie eine optische Simulation in der Abbildung 3-77 zeigt. Dadurch kommt es durch die Verjüngung zu weiteren Leitungsverlusten, da die Randstrahlen nahe der numerischen Apertur hier nicht mehr totalreflektiert werden, wie der rote Strahlanteil in der Abbildung 3-76 verdeutlicht. Diese Leitungsverluste Ev belaufen sich nach [Lit05] zu:

$$E_{V} = \left[1 - \left(\frac{r_{2}}{r_{1}}\right)^{2}\right] \cdot E_{in}$$
(3-43)



Abb. 3-77 Optische Simulation der Strahlwege beim Durchgang durch einen Taper

Das an der Reflexionsfläche des Taststabs zurückgeworfene Licht durchläuft den Leiter und fällt dabei teilweise auf die Fotodiode. Das Modul aus optoelektronischer Platine, Halterung und Lichtleiter ist in der Abbildung 3-78 in einer vormontierten Ansicht dargestellt. Trotz verschiedener Bauteile und geometrischer Anpassungen ist es nicht möglich, sowohl die Koppelverluste als auch die Streustrahlung, die bereits vor Durchlauf des Leiters auf die Fotodiode fällt, soweit zu reduzieren, dass sich das erfasste Messsignal ausreichend vom Hintergrundrauschen abhebt. Die Ursache liegt hier vor allem an dem großen Abstrahlwinkel der LED, der es nicht erlaubt, die Strahlungsleistung auf einen kleinen Raumwinkel, wie bei der Laserdiode, zu fokussieren. Daher ist die Elektronik des Fasersensors nicht soweit integrierbar, dass auf die Verbindungsmöglichkeiten der zweiten Plattform zurückgegriffen werden kann.


Abb. 3-78 Vormontierter Zustand des integrierten optischen Kollisionssensors mit allen Komponenten

Für eine praktikable Anwendung ist jedoch eine Verbindung, vergleichbar mit dem elektrischen Steckkontakt zwischen Instrument und Plattform, von Vorteil. Es wurde ein weiteres Instrument 1 entwickelt, das sich an die zweite Plattform anschließen lässt und einen Faserstecker anstelle des elektrischen Kontakts aufweist. Innerhalb des Instruments wird die bewährte Lichtleitfaser gemäß Konfiguration (III) bis zu seinem proximalen Ende geführt. Eine konzentrische Aufnahme des Instrumentenlichtleiters ermöglicht die Ankopplung an ein in die Plattform eingebautes Modul. Dies wurde im Rahmen des Projekts AKIM jedoch nicht mehr umgesetzt, so dass die Technologie in den Instrumenten 1 zwar vorliegt, jedoch mit der aktuellen Schnittstelle in der Plattform nicht umgesetzt werden kann.

## 3.6.2 Positionssensoren

Das Instrument 2 weist eine erhöhte Beweglichkeit auf, die einen größeren Arbeitsraum erschließt. Insbesondere in den äußeren Bereichen ist nicht der Gelenkpunkt D, sondern der Manipulator selbst die radial am meisten exponierte Komponente. Da in einer solchen Position aber das Endoskopbild nachgeführt wird, um die Werkzeuge immer im Blick des Anwenders zu behalten, ist eine Applikation des faseroptischen Kollisionssensors bei diesem Instrument weder am Gelenk noch am Manipulator sinnvoll. Stattdessen wurden die Instrumente 2 mit Sensoren für absolute Positionsangaben ausgestattet [Alb15a].

Die in den Antriebssträngen in ungünstigen Stellungen auftretenden Torsionswinkel (siehe Tabelle 3-7) führen nach Transformation in eine Linearbewegung zu einem axialen Fehler der Stellhülsen und damit zu einer Abweichung von der vom Motor vorgegebenen Sollposition. Dies wirkt sich auf die Abwinklung des Manipulators, den Öffnungswinkel des Werkzeugs oder dessen Position zum Instrument aus und beeinträchtigt die Positionierbarkeit der Instrumente. Weiterhin sind die Motoren nicht mit einer Positionsspeicherung oder einem Absolutwertgeber ausgestattet, so dass das System beim Einschalten die letzte Position der Instrumente nicht aus den Motioncontrollern bestimmen kann. Eine Implementierung in der Steuerungssoftware stellt ebenfalls keine Lösung dar, da zwischen zwei Einsätzen auch eine Instrumentenbewegung erfolgen kann, beispielsweise beim Aufbereiten. Da die dann vermerkte letzte Position nicht mit der tatsächlichen Lage der Antriebsstränge übereinstimmt, muss eine Absolutangabe aller instrumentenseitigen Freiheitsgrade direkt am Wirkort in den Armen verfüg-

bar sein. Die Herausforderung hier ist wiederum, eine äußerst platzsparende Lösung zu finden, die sich unbeeinträchtigt von den Antriebselementen und äußeren Einflüssen einsetzen und problemlos auslesen lässt. Aufgrund der schwierigen Platzverhältnisse im Instrument wird von optoelektronischen Lösungen Abstand genommen. Eine Analyse verschiedener Prinzipien hinsichtlich Messbereich, -empfindlichkeit und Fehleranfälligkeit führt zum Einsatz magnetischer Wegsensoren.

Es werden drei Positionsangaben benötigt: die Stellung des Manipulators gegenüber dem Arm (gekennzeichnet durch den Winkel  $\varepsilon$ ), der Öffnungswinkel des Werkzeugs und die Stellung des Arms. Die ersten beiden sind torsionsbedingten lastabhängigen Winkelversätzen in den flexiblen Antriebssträngen ausgesetzt, die Spindelmutter S<sub>1</sub> ist jedoch über eine starre Welle mit der Plattform verbunden. Diese unterschiedlichen Voraussetzungen werden beim Entwurf berücksichtigt.

#### Flexionssensor

Der Winkelversatz  $\varepsilon$  zwischen Manipulator und Arm wird durch die Spindelmutter S<sub>2</sub> eingestellt. Die Stellung von S<sub>2</sub> als Funktion von S<sub>1</sub> erfordert eine gleichzeitige Erfassung beider Spindelmuttern. Wird jedoch alternativ das Teil B des mehrteiligen Hebels als Messposition herangezogen, gilt gemäß der Abbildung 3-79 für den Zusammenhang aus dem Versatz  $\Delta m$ von Teil B gegenüber der gestreckten Position m<sub>0</sub> und dem Winkel  $\varepsilon$ :

$$\varepsilon = \arcsin\left(\frac{\Delta m}{l_2}\right) \tag{3-44}$$

Die Länge  $l_2$  ist der Hebelarm, um den Teil B den Manipulator gegenüber dem distalen Armsegment verkippt. Bei einer Länge von  $l_2 = 4,5$  mm und  $\varepsilon = \pm 45^{\circ}$  gilt für  $\Delta m_{max} = 3,2$  mm in beide Richtungen um die Mittellage m<sub>0</sub>, und der gesamte Messbereich beträgt 6,4 mm. Die so erfasste Winkelstellung kann in der Steuerung verarbeitet und die Stellhülse S<sub>2</sub> über einen Regelkreis nachgeführt werden, ohne Kenntnis der Position von S<sub>1</sub>.



Abb. 3-79 Verkippen des Manipulators um Punkt E bei Verschieben des Hebels Teil B um ±∆m (links), Detailansicht des distalen Instrumentenarmsegments mit darin geführtem Teil B (rechts)

Um die relative Lage des Teils B gegenüber dem distalen Armsegment zu bestimmen, wurden die drei im Folgenden beschriebenen Konzepte 1 bis 3 für einen Sensor zur absoluten Wegmessung ausgearbeitet. Sie beruhen in jeder Variante darauf, durch die Verschiebung eines Permanentmagneten oder eines flussführenden Teils die Änderung der magnetischen Induktion B an einem Hallsensor (HS) zu erfassen. Die Abbildung 3-80 veranschaulicht anhand von drei vereinfachten Skizzen das jeweils verwendete Messprinzip 1 bis 3.



Abb. 3-80 Messprinzipien der Konzepte 1 bis 3 mit durch Doppelpfeil angedeuteter Lageänderung

Die Prinzipien 1 und 2, dargestellt in der Abbildung 3-80 links und Mitte, erfassen die wegabhängigen Messwerte der magnetischen Flussdichte B. Das dritte Messprinzip rechts hingegen basiert auf der Lage des magnetischen Feldvektors, der den Hallsensor durchsetzt.

Da die geschlossenen magnetischen Feldlinien den Weg des geringsten Widerstands wählen, werden diese verstärkt durch Materialien laufen, deren magnetischer Widerstand gering und deren relative Permeabilität  $\mu_r$  hoch ist. Durch geschickte Flussführung entlang des Messbereichs soll eine möglichst große Varianz an magnetischen Flussdichten erreicht werden, um einen entsprechend großen Messbereich zur Verfügung zu haben. Ein Maß zur Bewertung dieser Eigenschaften ist die materialabhängige einheitenlose relative Permeabilität  $\mu_{r,eff}$  des Gesamtkreises. Da  $\mu_{r,eff}$  mit zunehmendem Luftweg sinkt, kommt es gemäß der Abbildung 3-81 zu einer Scherung der B-H-Kurve des Kreises und einer Schwächung von B.



Abb. 3-81 Scherung der B-H-Kurve des magnetischen Kreises durch Anstieg des magnetischen Widerstands von R<sub>m1</sub> zu R<sub>m2</sub>

Bei der Gestaltung und Bewertung der Konzepte werden die Bauteile in MAXWELL, einem FEM-Programm zur Simulation elektromagnetischer Felder, überprüft und optimiert. Der Sensor wird vorteilhafterweise im distalen Armsegment (siehe Abbildung 3-84) befestigt, wodurch seine Versorgungsdrähte gegenüber der restlichen Armstruktur keine Verschiebungen erfahren. Der Magnet hingegen wird mit dem Teil B verbunden, um so eine Relativbewegung gegenüber dem Hallsensor zu vollführen.

Bei Konzept 1 (siehe Prinzipskizze in der Abbildung 3-80 links) befindet sich an der Unterseite von Teil B ein NdFeB-Permanentmagnet, der unter einem leichten Neigungswinkel  $\varsigma$  zur Bewegungsachse ausgerichtet ist, wie die Abbildung 3-83 im Detail und die Abbildung 3-84 rechts in der Gesamtansicht verdeutlicht. Der Magnet ist entlang seiner 0,5 mm schmalen Achse magnetisiert, wie der Verlauf der Feldlinien rechts verdeutlicht. In der gleichen Darstellung ist auch zu erkennen, dass der nutzbare Messbereich geringer als die eigentliche Magnetlänge ist. In den Randbereichen des Magneten verkürzen sich die Feldlinien stark und treten nicht mehr senkrecht durch dessen Oberfläche aus. Dies führt zu Felddichteinhomogenitäten und Messfehlern, daher wird bei einem erforderlichen Messbereich von 6,4 mm eine Magnetlänge von 10 mm vorgesehen. Der Messbereich liegt in der Mitte und ist homogen durchsetzt. Den Hallsensor trennen 0,1 mm Restwandstärke des distalen Segments von Teil B. Der Magnet ist entlang dessen 1 mm Höhe bis zu h<sub>max</sub> = 0,4 mm versenkt, woraus für den Neigungswinkel  $\varsigma$  gilt:

$$\varsigma = \arctan\left(\frac{0.4 \text{ mm}}{10 \text{ mm}}\right) = 2.3^{\circ} \tag{3-45}$$

Die Luft, der Hallsensor, der Edelstahl des Teils B und des Armsegments sowie etwaige organische Substanzen weisen eine fast gleiche Permeabilität von  $\mu_r \approx 1$  auf. Bei einer Bewegung des Teils B entlang des Armsegments (siehe Abbildung 3-82 rechts) ändert sich der Abstand zwischen Hallsensor und Magnet und die Feldstärke nimmt zu bzw. ab. Der Verlauf ist nicht linear und streng monoton, so dass eindeutige Werte bestehen. Ist die Sensorkennlinie bekannt, kann zu jeder gemessenen Feldstärke die zugehörige Position bestimmt werden.



Abb. 3-83 Konzept 1 des magnetischen Wegsensors mit Aufbau (links) und Messbereich (rechts)

Durch Verschieben des Teils B wird ein Labormuster der Sensoreinheit vermessen. Um den Sensor in die Armstruktur einbetten zu können, wird in allen Versuchen ein Hall Effect Sensor IC von  $0,8 \times 2 \times 3$  mm Kantenlänge mit einer Empfindlichkeit von 2,5 mV/G gewählt. Er liefert kein symmetrisches Signal, sondern hat bei feldfreier Messung ein Offset, welches je nach Polarität des wirkenden Felds ansteigt oder abfällt. Der Magnet hat laut dem Hersteller

HKCM eine innere magnetische Flussdichte von 1,17 T. Direkt auf seiner Oberfläche sind 85,3 mT zu erwarten. Dieses Feld nimmt reziprok zum Abstand ab.

Die Position des bewegten Schlittens des Labormusters erfasst ein Triangulationssensor, der Signalverlauf der Wertepaare aus Hallspannung und Stellung des Teils B ist in der Abbildung 3-84 aufgetragen. Die Lage des Magneten legt den ausgenutzten Messbereich von -3,2 mm bis 3,2 mm fest, welcher in Rot dargestellt ist. Das Feld des eingesetzten Magneten erzeugt bei geringem Abstand zum Hallsensor ein stärkeres Signal, welches mit zunehmendem Luftspalt absinkt. Der erwartete gespiegelte hyperbolische Signalverlauf innerhalb des Messbereichs ist in etwa zu erkennen, durch den starken Einfluss von leichten Fertigungsungenauigkeiten weist er Abweichungen von der Theorie auf. Das Nutzsignal ist streng monoton, aufgrund der genannten Ungenauigkeiten tritt jedoch eine geringe Hysterese auf. Diese macht sich am stärksten in Bereichen geringer Signaländerung bemerkbar und führt zu einem Wegmessfehler von maximal 0,15 mm. Der Winkelmessfehler bei der Flexion des Manipulators beträgt hierfür 2,7°. In den Randbereichen ist die Feldabschwächung durch das Abweichen vom hyperbolischen Verlauf erkennbar, weshalb die Magnetlänge den Messbereich übersteigt und diese Anteile nicht für den vorgesehenen Einsatz nutzbar sind.



Abb. 3-84Signalverlauf und davon genutzter Messbereich (rot) bei Konzept 1 (links),<br/>isometrische CAD-Schnittansicht der betreffenden Komponenten (rechts)

Bei Konzept 2, siehe Abbildung 3-85, liegt der Hallsensor an der gleichen Stelle und der Magnet ist auf dessen Außenseite aufgebracht. Stattdessen befindet sich in Teil B ein Weicheisenkeil, der mit einem passenden Gegenstück aus Kunststoff zu einem Quader verbunden ist und gegenüber Hallsensor und Magnet mit Teil B verschoben wird. Während der Kunststoff (POM) ein  $\mu_r \approx 1$  aufweist, gilt für Weicheisen  $\mu_r \geq 7.000$  [Ive07]. Die Feldlinien sind durch dessen vielfach höhere Permeabilität bestrebt, durch das Eisen zu verlaufen und verstärken sich mit abnehmenden Dicken des Kunststoffs zwischen Magnet und Eisen, wie die Abbildung 3-85 rechts illustriert.



Abb. 3-85 Konzept 2 des magnetischen Wegsensors mit Aufbau (links) und Messbereich (rechts)

Bei einer linearen Keilform entsteht entlang des Wegs ein hyperbolischer Verlauf der gemessenen Flussdichte B zwischen Magnet und Eisen. Durch den großen Einfluss des Weicheisens bei der Flussführung kann man durch die Form des Keils den Signalverlauf ändern. Während der Weicheisenkeil selbst 10 mm lang und 1 mm hoch ist, bedingt die darüber verbleibende Materialdicke d, siehe im oberen Modell der Keilgeometrie in der Abbildung 3-86 links, wie stark die Nichtlinearität des hyperbolischen Verlaufs auftritt. Mit zunehmender zusätzlicher Dicke d flacht der Signalverlauf ab, wie die FEM-Untersuchungen aus MAXWELL in der Abbildung 3-87 links zeigen.



Abb. 3-86 Geometrie des keil- und hyperbelförmigen Weicheisens (links), isometrische CAD-Schnittansicht des Konzepts 2 (rechts)



Abb. 3-87 Vergleich des FEM-Flussdichteverlaufs bei drei verschiedenen Keildicken (links) und drei hyperbolischen Keilformen unterschiedlicher Dicke (rechts)

Dabei wurden bei gleicher Keilgeometrie drei Dicken d zu 0 mm, 0,5 mm und 1 mm betrachtet. Wenn über der Keilspitze am rechten Ende kein Restmaterial verbleibt, ist der Signalunterschied zum anderen Ende gravierender und der Verlauf steiler. Wie zu erwarten, ist der Messbereich bei geringeren Abständen zwischen Weicheisen und Hallsensor empfindlicher. Ein Sensor mit dem gleichmäßigeren Verlauf bei d = 1 mm hat jedoch den Vorteil, auch in seinem unempfindlichen Bereich sensibler als mit den anderen Keildicken zu detektieren und höhere Flussdichten zu nutzen.

Vorteilhafter ist jedoch ein konstanter Flussdichte-Gradient, der eine gleichmäßige Empfindlichkeit über den gesamten Messbereich erlaubt. Dafür wird das Modell des Eisenkeils in einer weiteren Simulation so gestaltet, dass er mit den Kehrwerten der per FEM bestimmten Flussdichten eine hyperbolische Form auf seiner Oberfläche erhält. Die derart linearisierten FEM-Flussdichteverläufe über den Messbereich sind in der Abbildung 3-87 rechts dargestellt, die geometrische Form ist in der Abbildung 3-86 links unten zu erkennen.

Die linearisierten Verläufe versprechen eine annähernd konstante Empfindlichkeit. Für das im Instrument verbleibende frei zugängliche Volumen ist die Form mit d = 0 mm vorteilhaft. Je größer die verbleibende Materialstärke d am dünnen Ende des hyperbolischen Keils jedoch ist, umso präziser und fertigungsunempfindlicher gestaltet sich die Herstellung. Es wird daher der Kompromiss mit d = 0,5 mm gewählt und ein Labormuster aufgebaut, das in der Abbildung 3-79 rechts zu erkennen ist. Dieses Labormuster wird vergleichbar dem Vorgehen mit Konzept A vermessen. Der Signalverlauf ist in der Abbildung 3-88 illustriert. Die hysteresebedingte Wiederholungenauigkeit liegt bei 0,14 mm und erzeugt einen Winkelfehler von 2,1°.



Abb. 3-88 Signalverlauf des Sensors mit hyperbolischem Weicheisenrückschluss und d = 0,5 mm

Beide Sensorkonzepte 1 und 2 sind jedoch vergleichsweise komplex und aufwendig in der Fertigung, da schon geringe Abstandsschwankungen von Magnet/Sensor beziehungsweise von Magnet/Weicheisen große Signaldifferenzen erzeugen. Daher wurde nach einer einfacheren Bauform gesucht, die unempfindlich gegenüber Fertigungsungenauigkeiten ist und schließlich Konzept 3 entwickelt (siehe Abbildung 3-80 rechts). Anstelle von NdFeB-Magneten wird hierbei eine Magnetstreifenfolie mit sinusförmiger Magnetisierung eingesetzt. Die

Veränderung in der magnetischen Flussdichte muss dabei nicht mehr durch variable Abstände zwischen Magnet und Hallsensor erzeugt werden, sondern ist durch die inhärenten Folieneigenschaften gegeben. Hallsensor und Folie lassen sich parallel aneinander vorbeiführen. Die Periodenlänge beträgt 4 mm und erzeugt ein qualitatives Signal gemäß der blau gestrichelten Kurve in der Abbildung 3-90 rechts. Ein Beispielstreifen (I) ist in der gleichen Abbildung links oben dargestellt.

Magnetfolie ist in verschiedenen Stärken erhältlich, daher wurden Messungen mit drei unterschiedlichen Dicken von d = 0.3 mm, 0.5 mm und 0.7 mm durchgeführt. Die Magnetstreifen wurden mehrmals autoklaviert, um den Einfluss auf die Eigenschaften des Sensors zu untersuchen. Es zeigte sich, dass das magnetische Feld nach dem ersten Autoklavieren um ca. sieben Prozent (d = 0.5 mm) beziehungsweise elf Prozent (d = 0.3 mm, d = 0.7 mm) geschwächt wird, sich aber danach stabilisiert und nicht weiter abnimmt. Die Einsetzbarkeit in aufbereitbaren Instrumenten ist damit prinzipiell gegeben, sobald die Magnetstreifen einmal vorbehandelt sind. Eine unbegrenzte Anzahl an Zyklen ist jedoch nicht durchführbar, da zwar nicht die magnetischen Eigenschaften, wohl aber das Material selbst langsam degradiert und mit der Zeit porös wird. Das Versiegeln unter einer Schutzschicht vermeidet die thermische Zersetzung. Die Abbildung 3-89 zeigt den Signalverlauf am gleichen Ausschnitt der drei Streifenmuster nach mehreren Autoklavierzyklen. Die Folie mit d = 0,3 mm weicht von den anderen beiden ab und weist eine kürzere Periodenlänge von  $\lambda = 2$  mm auf. Der Unterschied der magnetischen Flussdichten zwischen d = 0.5 mm und d = 0.7 mm ist unbedeutend, die Abnahme nach dem ersten Autoklavieren sowie der benötigte Bauraum im Instrument ist bei ersterer jedoch geringer, daher wird diese im Folgenden verwendet.



Abb. 3-89 Veränderung der Signalstärke der Magnetfolien vor und nach mehreren Autoklavierzyklen, Folienstärke d = 0,3 mm (links), d = 0,5 mm (Mitte) und d = 0,7 mm (rechts)

Für eine eindeutige und streng monotone Werteskala ist nur der Bereich einer halben Periodenlänge  $\lambda/2$  zwischen zwei ungleichen Magnetpolen nutzbar. Um jedoch den benötigten Messbereich von 6,4 mm für die Verschiebung des Teil B auszuschöpfen, wird der Magnetstreifen unter einem Winkel  $\beta_0$  quer zur Magnetisierungsrichtung aus der Folie geschnitten. Das Signal ist dadurch um den Faktor  $1/\cos(\beta_0)$  geschert und auf einer längeren Strecke zuordenbar. Wie bereits in der Abbildung 3-83 zu erkennen, kommt es in den Randbereichen der Magnete zu stark verkürzten Feldlinien und einer abgeschwächten Flussdichte. Gleichzeitig sinkt die Empfindlichkeit des Sensors bei einer Wegverschiebung nahe der Extrema, da der Gradient hier gegen Null strebt. Aus diesen Gründen wird der jeweilige Messbereich kürzer, der gesamte Magnetstreifen jedoch länger als eine halbe Periodenlänge  $\lambda/2$  konzipiert. Der Messbereich für den Magnetstreifen zur Verdrehung des Manipulators soll höchstens 90 Prozent von  $\lambda/2$  ausmachen, daher ergibt sich mit

$$\frac{6.4 \text{ mm}}{2 \cdot 0.9} = \frac{1 \text{ mm}}{\cos \beta_0}$$
(3-46)

aufgerundet  $\beta_0 = 74^\circ$  und daraus  $\lambda/2 = 7,3$  mm. Zu beiden Seiten des Messbereichs stehen ca. 2 mm Magnetstreifen über, um Randeffekte im Messbereich zu vermeiden. Bei einer Breite von 2,5 mm beträgt die Gesamtstreifenlänge damit 11 mm und ist im Maßstab 6:1 in der Abbildung 3-90 unten links (III) zu erkennen. Der zu erwartende Signalverlauf ist im rechten Diagramm in Grün dargestellt, wobei der durchgezogene Anteil dem eigentlichen Messbereich entspricht.



Abb. 3-90 Aufbau der Magnetstreifen I - III mit verwendetem Hallsensor im Maßstab 6:1 (links), qualitatives Sensorsignal bei Streifen I (blau), II (rot) und III (grün), jeweils genutzter Messbereich mit durchgezogener Linie (rechts)

Um den richtigen Periodenabschnitt innerhalb der gewünschten Länge zu erhalten, wurde eine Mess- und Schneidvorrichtung zur Konfektionierung des Folienmaterials entwickelt. Diese besteht aus einem Mikrometertisch mit Linearschlitten, einem Hallsensor mit Auswertelektronik und einer scharfen Klinge in fest definiertem Abstand zum im Sensor liegenden eigentlichen Hallelement. Nach dem Herausschneiden über einen Winkeltisch eines langen Streifens der benötigten Breite mit redundanter Periodenanzahl aus dem Ursprungsmaterial wird dieser in der Vorrichtung eingespannt, ausgemessen und der gewünschte Abschnitt herausgetrennt. Die Abbildung 3-92 links zeigt in Blau das Originalsignal der Magnetfolie und nach dem

Herauslösen eines einzelnen Streifens mit 10 mm Länge das von diesem generierte Signal in Rot mit den von den Konzepten 1 und 2 bereits bekannten Feldabschwächungen am Rand. Der eingebaute Sensor ist in der Abbildung 3-91 zu erkennen. Die damit innerhalb des Messbereichs gewonnenen Signale sind in der Abbildung 3-92 rechts aufgetragen. Die Unterschiede im Signalumfang zwischen den Diagrammen rühren von den verschiedenen Abständen zwischen den jeweils verwendeten Hallsensoren und dem Magnetstreifen her. Das Diagramm enthält acht durchfahrene Zyklen des Messbereichs. Auch dieser Sensor unterliegt einer leichten Hysterese von maximal 0,12 mm, was in einer Winkelungenauigkeit des Manipulators von 1,5° resultiert.

Zwischen den Sensor und das Armsegment wird eine Isolationsschicht aufgebracht und dieser anschließend zusammen mit seinen Leitungen aus Backlackdraht (Durchmesser: 0,17 mm) in das Segment eingelassen und mit Epoxidharz vergossen, so dass sich eine geschlossene Oberfläche ergibt. Die Leitungen führen nahe dem Gelenk D ins Instrumenteninnere und sind ab hier nicht mehr in die Segmentwände eingelassen, sondern mit einer Schutzhülle überzogen. Diese verläuft zwischen den Antriebssträngen zum Steckkontakt am proximalen Instrumentenende.



Abb. 3-91 Sensorbaugruppe im demontierten (links) und montierten Zustand (rechts)



Abb. 3-92 Mit dem in der Schneidvorrichtung vorhandenen Hallsensor gemessene Spannung durch die Magnetfolie (links, blau) und den daraus extrahierten Streifen allein (links, rot), Kennlinie des Flexionssensors nach acht Messzyklen (rechts)

#### Endeffektorsensor

Da der Antriebsstrang zum Öffnen und Schließen der Branchen auch eine flexible Welle besitzt, ist auch hier unter Last mit einer Hysterese bei Betätigung zu rechnen. Daher ist eine messtechnische Erfassung des Öffnungswinkels nur distal des Antriebselements sinnvoll, da auf diese Weise der systematische Fehler umgangen wird. Die Branchenstellung direkt an ihrem Drehpunkt zu erfassen ist durch deren direkte Interaktion mit organischem Gewebe nicht möglich. Durch den aus den Gleichungen (8-94) und (8-95) gegebenen Zusammenhang zwischen der Position der Schubstange des Endeffektors und dem Öffnungswinkel lässt sich deren axiale Verschiebung jedoch bequem umrechnen. Dank des einfachen Designs, der guten Umsetzbarkeit sowie seiner Robustheit wird das Sensorkonzept 3, welches zur Erfassung der Flexion des Manipulators dient, auch für die Messung des Branchenwinkels herangezogen. Da der Endeffektor jedoch zusätzlich drehbar gelagert ist, wird die axiale Verschiebung nicht an der Zugstange selbst, sondern an dem Gleitschlitten gemessen, welcher die Axialkraft auf sie überträgt, siehe auch Abbildung 3-46 links, (C-3), (C-10), (C-11).

Der Gleitschlitten hat einen Gesamthub von ca. 2 mm, bis der Greifer auf 60° geöffnet ist. Da der Weg geringer als beim Flexionssensor ist, fällt der Scherwinkel  $\beta_0$  geringer aus. Gleichzeitig wird zugunsten einer höheren Änderungsempfindlichkeit und der Linearisierung des Verlaufs ein kleinerer Anteil der halben Periodenlänge als Messbereich genutzt. Bei  $\lambda/2 = 4$ mm ist der Bereich auf 50 Prozent reduziert und  $\beta_0$  beträgt 60°. Zur Vermeidung frühzeitiger Feldschwächung ist der Magnetstreifen um jeweils 2 mm verlängert und besitzt damit eine Gesamtlänge von 6 mm. Eine vergrößerte Ansicht ist mit dem Streifen II in der Abbildung 3-90 zu erkennen, während der zu erwartende Signalverlauf und das darin enthaltene Messsignal im Diagramm rechts in Rot dargestellt sind.

Die Abbildung 3-93 zeigt links eine CAD-Detailansicht des Sensors im Manipulator, rechts ist die fertiggestellte Baugruppe des Labormusters zu sehen. Das Außengehäuse des Manipulators weist ebenfalls Vertiefungen zum Einlegen und Vergießen des Sensors und seiner Leitungen auf. Diese werden mehrfach zum proximalen Ende hin umgelenkt und nach Verlassen des Gehäuses in einem Schutzschlauch im Innern des Instrumentenarms bis zum Steckkontakt geführt.



Abb. 3-93 CAD-Detailansicht (links), Labormuster des Manipulators mit integriertem Sensor (rechts)

Die messbare Hallspannung ist in der Abbildung 3-94 über der Stellposition des Gleitschlittens aufgetragen. Neben dem erwarteten sinusförmigen Verlauf ist eine leichte Hysterese zwischen beiden Bewegungsrichtungen zu erkennen. Diese beruht auf der exzentrisch aufgebrachten Schub- und Zugkraft, die zu einer leichten wechselseitigen Verkippung des Gleitschlittens in seiner Führung führt. Der daraus folgende maximale Messfehler von 0,06 mm tritt bei maximalem Öffnungswinkel, das heißt der größten Stellposition auf und beträgt 0,7°. Diese Abweichung ist für den Anwender nicht mehr wahrnehmbar.



Abb. 3-94 Hallspannung im Sensor des Endeffektors in Abhängigkeit der Position des Gleitschlittens

#### Instrumentenarmsensor

Die Stellung des Arms, vorgegeben durch die Spindelhülse S<sub>1</sub>, ist dank starrer Wellen nicht lastabhängig, und es tritt kein Versatz zwischen Stellantrieb und Stellhülse auf. Die Lage kann daher über die Inkrementalgeber der Motoren erfasst werden. Die Initialstellung beim Anschließen des Instruments ist dabei allerdings nicht bekannt. Deshalb ist hier ein Endlagenschalter notwendig, der die vollständig gestreckte Lage des Instruments anzeigt und als Nullpunkt für weitere Auslenkungen dient. Dies ist die gleiche Position, unter der das Instrument durch den Trokar in den Bauchraum eingebracht wird. Da ein Instrumentenwechsel während der Operation nicht möglich ist, bleibt die eingangs gefundene Absolutposition erhalten. Anstelle der zuvor verwendeten Magnetstreifen ist in die Spindelmutter S1 ein NdFeB-Magnet eingesetzt, der eine stärkere magnetische Induktion besitzt und der deshalb stark miniaturisiert werden kann. Mit einer Abmessung von 0,5 x 0,45 x 3 mm wird der Magnet in eine Aussparung auf der Außenseite von S1 eingesetzt und mit Epoxidharz verschlossen. Das Magnetfeld wird von einem im proximalen Armsegment vergossenen Hallsensor detektiert. Die Feldlinien treten an den beiden Magnetpolflächen entlang der Bewegungsrichtung des Magneten aus, der Sensor ist jedoch im Gegensatz zu den Konzepten 1 und 2 quer dazu ausgerichtet, wie es in der Abbildung 3-95 verdeutlicht ist.



Abb. 3-95 CAD-Detailansicht (links), Labormuster des proximalen Armsegments mit eingegossenem Endlagen-Hallsensor (rechts)

Bei Annäherung des Magneten an den Sensor steigt das Signal langsam an und springt im Moment des Passierens mit umgekehrtem Vorzeichen um. Der dabei auftretende steile Gradient entsprechend der Abbildung 3-96 wird über eine Triggerschwelle erfasst und tritt 0,5 mm vor der Endlage von S<sub>1</sub> des gestreckten Instruments auf. Das Erfassen und der Versatz des Vorzeichenwechsels zur Endlage vermeidet ein abruptes Stoppen beim Erreichen der Endlage bei einer Signalspannung von -0,17 V und erlaubt eine rampenförmige Verzögerung des Antriebs bei den verbliebenen ca. 0,4 Umdrehungen an der Getriebeabtriebswelle. Eine Fehlinterpretation der Sensorwerte ist nicht möglich, da die gemessenen Spannungen innerhalb der 0,5 mm jenseits des Flankenwechsels eindeutig zuordenbar sind. Die Steuerelektronik wertet beim Anschließen des Instruments den Messwert aus, wobei von den Rohdaten der Offset bei nicht felddurchsetztem Zustand von 2,53 V abgezogen wird. Ist dieser Wert größer als -0,17 V, wird der Antrieb zur Betätigung des Instrumentenarms in Streckrichtung betätigt, bis der Wert, beziehungsweise zuerst der Vorzeichenwechsel, erreicht ist. Der Verlauf des Messsignals ist in der Abbildung 3-97 aufgetragen.



Abb. 3-96 Zu erwartender Signalverlauf gemäß dem Aufbau des Endlagensensors



Abb. 3-97 Signalverlauf der Hallspannung des Endlagensensors, gestreckte Position (unten rechts)

Es wurden für die Instrumente zwei Arten von Sensoren entworfen, die zweierlei Konzepte verfolgten. Einerseits wurden faseroptische Kollisionssensoren entwickelt, die sowohl eine Kollision als auch die Annäherung an ein Objekt erfassen. Diese Technologie bietet sich, aufgrund der spezifischen Bewegungsform beim Arm des Instruments 1, an, implementiert zu werden.

Andererseits sind mehrere Varianten von magnetischen Positionssensoren entstanden, die äußerst kompakt und robust ausgeführt sind und sich daher vorteilhaft in die Instrumentenstruktur einfügen lassen. Hierfür wurde das Instrument 2 ausgewählt, da dieses einen signifikant größeren Bewegungsumfang aufweist. Die Sensoren helfen dabei, die Positionierung im Raum zu verbessern, indem sie die Torsion in den Antriebssträngen korrigieren und direkt an der Wirkstelle die tatsächlich gegebene Stellposition melden. Durch Rückkopplung in einer Regelschleife sind die Messwerte des Flexions- und Endeffektorsensors dazu geignet, die Antriebe entsprechend der gewünschten Stellung an der Instrumentenspitze nachzuführen und dem Anwender in vollem Umfang die Beweglichkeit und Positioniergenauigkeiten bereitzustellen, die er benötigt. Darüber hinaus erlauben sie eine indirekte Kraftabschätzung in den Antriebssträngen durch den Vergleich der Soll- und Istposition des Winkels zwischen Antrieb und Sensor. Sie ermöglichen einen fail-safe-Betrieb, der die Antriebe bei zu großer Winkeldifferenz rechtzeitig stoppt, bevor es zu Beschädigungen im Instrument kommt. Schließlich entfällt mit Sensoren, die eine absolute Positionsmessung erlauben, die Notwendigkeit, zu Beginn jedes Einsatzes die Antriebe zu kalibrieren. Die Instrumente 2 können damit direkt angeschlossen und in Betrieb genommen werden.

### 3.7 Ansteuerung

Neben den Instrumenten setzt sich das AKIM-System aus der Plattform, den darin enthaltenen Antriebseinheiten sowie der Bedienkonsole mitsamt Steuerelektronik und Benutzerschnittstelle zusammen. Diese weiteren Komponenten werden im Folgenden beschrieben.

# 3.7.1 Instrumentenplattform und Motormodul

Schlegel et al. führten Untersuchungen zur Energiedichte verschiedener Wirkprinzipien zur Krafterzeugung mit pneumatischen, hydraulischen, piezoelektrischen oder elektromagnetischen Aktoren durch [Sch15a]. Wie bei einer Analyse des Stands der Technik und auch in der Einleitung von Kapitel 3.5 zu erkennen ist, sind zufriedenstellende motorgestützte Lösungen nur mit außerhalb des Körpers liegenden Antrieben zu erreichen. Im Rahmen des AKIM-Projekts wurden Instrumentenplattformen entwickelt [Sch15b], die an die speziellen Gegebenheiten der Single-Port-Chirurgie angepasst sind. Die größte Herausforderung ist die enge räumliche Nähe der Instrumente, die im gestreckten Zustand sehr nah beieinander durch einen einzelnen Trokar in der Bauchdecke eingebracht werden. Bei zwei Instrumenten stehen in der darüber liegenden Plattform nur zwei aneinander grenzende Halbsphären für die Motoren des jeweiligen Instrumentenarms zur Verfügung. Dies ist besonders dann kritisch, wenn die Motoren eine feste Lage zum Instrumentenschaft einnehmen und mit diesem um den Winkel  $\psi$  rotiert werden. In der ersten Plattform findet keine Rotationsentkopplung statt, so dass hier jedes Instrument nur um ca. eine halbe Drehung um seine Hauptachse gedreht werden kann, bevor dessen Motormodul mit dem des anderen Arms kollidieren könnte.

Die weiterentwickelte zweite Plattform ermöglicht es, die Motoren nicht mit dem Schaft rotieren zu lassen, was einerseits eine deutliche Volumenersparnis in der Plattform bedeutet und zum anderen den Instrumenten erlaubt, beliebige Drehungen um die eigene Achse auszuführen. Die Abbildung 3-98 zeigt links die erste Plattform mit dem Spreizmechanismus und der Kinematik 1 sowie rechts die zweite mit zwei Instrumentenarmen der Kinematik 2.



Abb. 3-98 Erste (links) und zweite Plattform (rechts) zur Ansteuerung der Instrumentenarme

Die Motoren für jedes Instrument sind in jeweils einem Motormodul zusammengefasst. Das Modul kann sich gegenüber der Instrumentenplattform bewegen und ist mit dem Instrument gekoppelt. Die Plattform besitzt zwei unabhängige Aufnahmevorrichtungen für jeweils ein Instrument. Der Instrumentenschaft wird durch eine umgreifende Spannvorrichtung von der Plattform aufgenommen und gegen Herausziehen gesichert. Eine eindeutige Positionierung gegenüber dem Motormodul wird über einen passenden Formschluss am oberen Rand des Instruments erzielt. Die Antriebswellen weisen ein quadratisches Profil am Instrumentenabschluss auf (siehe Abbildung 3-68), die in passende Aufnahmen, vergleichbar mit den axialen Ausgleichselementen im Schaft, in der Plattform eingreifen. Diese Anschlussstecker werden über mehrstufige Getriebe von vier Elektromotoren angesteuert. Ein weiterer Motor sorgt für die Rotation um den Winkel  $\psi$  um die Instrumentenachse und ein sechster verfährt das Motormodul mit Instrument innerhalb der Plattform vertikal, womit alle Freiheitsgrade aus der Abbildung 3-8 umgesetzt sind.

Während in der ersten Plattform noch Teile der darin gelegenen Antriebsstränge mit flexiblen Wellen ausgeführt sind, kommt die zweite Plattform dank mehrerer Getriebeanordnungen ohne tordierende Elemente aus, so dass der lastbedingte Winkelversatz hier nicht weiter vergrößert wird. Die eingesetzten Motoren sind bürstenlose Gleichstrommotoren der Sorte 2232 BX 4 CSD mit integriertem Motioncontroller der Firma Faulhaber, die über unterschiedliche Getriebestufen die erforderlichen Geschwindigkeiten und Drehmomente aufbringen. In der Abbildung 3-68 ist links eine teilgeschnittene CAD-Ansicht sowie rechts ein Foto eines Instrumentenanschlusses dargestellt. Die drei bis vier Antriebsenden greifen formschlüssig in die Gegenstücke des Motormoduls. Sie sind konzentrisch um einen elfpoligen Steckkontakt angeordnet, der zur Versorgung und Übertragung von elektrischen Signalen im Instrument dient und für die verschiedenen Sensoren benötigt wird. Die Spannvorrichtung sichert das Instrument, sobald alle mechanischen und elektrischen Verbindungen im Eingriff sind. Erst die zweite Plattform weist eine solche universelle Schnittstelle auf, welche eine derart beschriebene leichte An- und Abkopplung erlaubt.

Kalkuliert man mit den im ungünstigsten Fall wirkenden Kräften sowie der geforderten Geschwindigkeit von 20 mm/s an der Instrumentenspitze, ergeben sich die Motor-Getriebe-Einheiten aus der Tabelle 3-8. Die Manipulatoren sind seriell mit den Kinematiken verbunden, so dass sich die einzelnen Geschwindigkeiten überlagern. Bei Superposition der Bewegungen aller vier zur Positionierung vorgesehenen Antriebe ist jedes Instrument in der Lage, die geforderte Geschwindigkeit an jedem Punkt seines Arbeitsraums zu erreichen. Die gleichzeitig erforderlichen Drehmomente hängen von den wirkenden Kräften, deren Übersetzungen gemäß der Abbildung 3-38 und den Hebelverhältnissen zwischen Arm und Manipulator ab. Die benötigten Kräfte in den Antriebssträngen W<sub>1</sub> bis W<sub>4</sub> der drei Instrumente lassen sich mit (8-33) bis (8-36) in Drehmomente umrechnen, die von den Motoren über ihre Getriebe (n<sub>GM</sub>, η<sub>GM</sub>) und die Getriebestufen (n<sub>GP</sub>, η<sub>GP</sub>) in der Plattform erzeugt werden müssen. Mithilfe der Übersetzungen n<sub>GM</sub> und n<sub>GP</sub>, den Wirkungsgraden η<sub>GM</sub> und η<sub>GP</sub> sowie dem geforderten Drehmoment M<sub>W</sub> bestimmt sich das Motormoment M<sub>Motor</sub> zu:

$$M_{Motor} = \frac{M_W \cdot n_{GP}}{\eta_{GM} \cdot \eta_{GP} \cdot n_{GM}}$$
(3-47)

Für die zweite Plattform gilt in allen Getriebesträngen  $n_{GP} = 1:3,11$  sowie für die jeweils drei Stirnradstufen  $\eta_{GP} = 0,95^3 = 0,86$ . Die gewählten Motoren haben ein Dauerdrehmoment  $M_d = 10,5$  mNm sowie ein Haltemoment  $M_H = 57$  mNm. Die Getriebe lassen eine Eingangsdrehzahl bis zu 5.000 min<sup>-1</sup> zu, die Übersetzung führt an der Instrumentenschnittstelle zur Drehzahl n<sub>I</sub>. Wie die Motor-Getriebe-Auswahl der Tabelle 3-8 zeigt, lassen sich die geforderten Momente mit den gewählten Antriebseinheiten erreichen. Will man die hohen Geschwindigkeiten bei gleichzeitig starker Übersetzung im Antriebsstrang W<sub>1</sub> in allen Instrumenten erreichen, kann in Extremalstellungen und bei höchster Last das Dauerdrehmoment überschritten W<sub>H</sub>.

	Antriebsstrang W <sub>1</sub>	Antriebsstrang W <sub>2</sub>	Antriebsstrang W <sub>3</sub>	Antriebsstrang W <sub>4</sub>
Spreizmechanismus				
n <sub>GM</sub>	14:1	66:1	14:1	94:1
$\eta_{GM}$	0,8	0,7	0,8	0,6
M <sub>Motor</sub>	21,4 mNm	5,5 mNm	5,13 mNm	0,4 mNm
Kinematik 1				
n <sub>GM</sub>	14:1	66:1	14:1	-
$\eta_{GM}$	0,8	0,7	0,8	-
M <sub>Motor</sub>	27,85 mNm	6,4 mNm	6,0 mNm	-
Kinematik 2				
n <sub>GM</sub>	14:1	66:1	14:1	94:1
$\eta_{GM}$	0,8	0,7	0,8	0,6
M <sub>Motor</sub>	31,5 mNm	8,8 mNm	6,7 mNm	0,4 mNm

Tab. 3-8 Übersetzungen, Wirkungsgrade und Motormomente in den Antriebssträngen der Instrumente

Während zur Drehung des Instruments um den Winkel  $\psi$  in der ersten Plattform das Motormodul über eine Innenzahnradstufe um die Rotationsachse des Instruments bewegt wurde, ist dies dank einer Getriebeentkopplung in der zweiten Plattform nicht mehr nötig. Der bei diesem Freiheitsgrad wirkende große Hebelarm der Instrumentenlänge wird durch eine Getriebeuntersetzung von 159:1 berücksichtigt, mit der sowohl die nötige Bahngeschwindigkeit, als auch die geforderte Kraft aufgebracht werden kann. Die Vertikalverschiebung entlang der Hauptachse des Instruments erfolgt über eine Spindelmutter, die das Instrument mit Motormodul bewegt und bei bis zu 125 mm/s eine Vorschubkraft von 105 N im Dauerbetrieb liefert.

# 3.7.2 Ansteuerkonzepte

Die Instrumente werden unter endoskopischer Sichtkontrolle gesteuert, wobei es vorkommen kann, dass nur deren distaler Bereich im Blickfeld des Anwenders liegt. Die zuvor beschriebenen komplexen Bewegungsformen der Instrumente erfordern eine Entkopplung der direkten Ansteuerung der Motoren von der Bedienoberfläche. Der Benutzer steuert nicht die Motoren selbst, sondern gibt eine bestimmte Bewegung vor, die innerhalb der Bedienkonsole unter Kenntnis der Geometrie der Instrumente in bestimmte Motorstellungen umgerechnet wird. Die Mensch-Maschine-Schnittstelle ist so ausgelegt, dass die mit dem Eingabegerät ausgeführten Bewegungen auf das letzte Segment des Instruments, den Manipulator, übertragen werden. Dieser kann die geforderten Trajektorien nur zusammen mit den anderen Freiheitsgraden im restlichen Instrument realisieren. Im Folgenden werden vier untersuchte Umsetzungen geschildert, eine solche Bedienung der Instrumente zu realisieren. Dabei handelt es sich erstens um eine so genannte Vorwärtskinematik, zweitens ihr Gegenstück, eine Rückwärtskinematik sowie drittens eine Look-up-Tabelle aller potentiell auftretenden Gelenk- und Stellpositionen und viertens einer Kombination aus einem Teil der Look-up-Tabelle mit analytischen Berechnungen.

Die Vorwärts- oder direkte Kinematik bestimmt die Lage und Orientierung der Instrumentenspitze in Abhängigkeit der gegebenen Gelenkstellungen. Ihre Umkehrung, die Rückwärtsoder inverse Kinematik, berechnet bei vorgegebener Position und Orientierung des Endeffektors die dafür einzunehmenden Gelenkstellungen entlang des Instrumentenschafts. In rein seriell verknüpften Gelenkketten ist die Berechnung der direkten Kinematik über Multiplikationen von Denavit-Hartenberg-Matrizen möglich. Dabei werden sukzessiv die Koordinaten eines Glieds mittels Koordinatentransformation auf das nächste bezogen. Wird eine solche Berechnungsvorschrift entlang der gesamten Gelenkkette durchgeführt, sind die Koordinaten der Instrumentenspitze, bezogen auf die Basiskoordinaten des Telemanipulationssystems in Abhängigkeit der Gelenkstellungen, bestimmt. [Tsa99]

Für das Instrument des Spreizmechanismus wurde eine Konsole entwickelt, die eine solche direkte Ansteuerung jedes einzelnen Gelenks ermöglicht. Dabei wandelt ein Mikrocontroller die an den Stellpotentiometern der Konsole gemessene analoge Spannung in eine Schrittanzahl um, die an die Motioncontroller der Motoren gesandt werden und diese auf eine bestimmte Position stellen. Die über die Antriebsstränge 1 bis 4 eingestellten Spindelmuttern sowie die Motoren 5 und 6 zur Drehung um den Winkel  $\psi$  und zur Höheneinstellung positionieren das Instrument gemäß der davon abhängigen Gelenkwinkel, so dass sich eine eindeutige Lage und Orientierung an der Instrumentenspitze ergibt.

Der Benutzer möchte jedoch direkt die Instrumentenspitze ansteuern, ohne dabei die dafür nötigen Stellpositionen der Antriebe kennen und wählen zu müssen. Dies lässt sich anhand der Erweiterung der Vorwärtskinematik mit einem Optimierungsalgorithmus durchführen. Vom Benutzer werden die Zielparameter, die drei Raumkoordinaten der Instrumentenspitze ( $P_r$ ,  $P_a$ ,  $\psi$ ) und ihr Orientierungswinkel  $\alpha$  vorgegeben. Die Vorwärtstransformation setzt die zuletzt gegebenen Stellpositionen der Spindelmuttern sowie des Motormoduls in die Gleichungen ein und berechnet eigene Koordinaten der Spitze. Diese werden mit den vorgegebenen Benutzerwerten verglichen. Weichen diese davon ab, werden die Positionen der Stelleinheiten variiert, welche die vier Freiheitsgrade liefern und die Differenz numerisch per Näherungsverfahren minimiert. Sobald die gewünschte Positioniergenauigkeit erreicht ist, bricht der Algorithmus ab, rechnet die zuletzt gewählten neuen Stellungen über die einzelnen Getriebestufen in Motorinkremente um und leitet diese an die Antriebselektronik weiter.

Während dieses Vorgehen beim Instrument 1 nur eine Ebene zur Nullstellensuche beinhaltet, ist eine weitere innerhalb der Vorwärtskinematik beim Instrument 2 vonnöten. In beiden Fällen ist dieses Vorgehen jedoch erfolgreich. Alle Berechnungen erfolgen in MATLAB, welches dafür 40 bis 60 ms benötigt. Addiert man dazu weitere Verarbeitungszeiten in der Motorund Steuerelektronik, so resultiert daraus eine Update-Rate von weniger als 10 Hz. Dies macht sich einerseits in einer spürbaren Latenz in der Bedienung und andererseits in einem Vibrieren und die Motoren belastenden Start-Stop-Verhalten bemerkbar. Aus diesen Gründen wird dieses erste Konzept nicht weiter verfolgt.

Ein anderer Ansatz für die gewünschte intuitive Bedienbarkeit an der Mensch-Maschine-Schnittstelle bildet die Rückwärtstransformation. Obwohl die Instrumente seriell aus Arm und Manipulator zusammengesetzt sind, weisen die Fünf-Punkt-Kinematiken Nichtlinearitäten auf, die eine sukzessive Invertierung der Denavit-Hartenberg-Matrizen teilweise nicht gestatten. Die optimierte Armkinematik des Instruments 2 lässt zudem oft keine eindeutige Zuordnung der Stellhülse S1 und der radialen Position des Koppelpunkts E zwischen Arm und Manipulator zu, was in zwei unterschiedlichen Armstellungen für die gleichen Spitzenkoordinaten resultiert, siehe Abbildung 3-100. Mithilfe der eingangs benutzten Hilfsgröße l<sub>BC</sub> aus der Abbildung 3-31 ist eine eindeutige Zuweisung über (8-70) zwar möglich, jedoch ist bereits die analytische Vorwärtstransformation per Denavit-Hartenberg-Matrizen verwehrt. Die Hilfsgröße lässt sich nur numerisch per Näherungsverfahren bestimmen, indem (8-70) zu Null gesetzt wird. Um falsche oder nicht umsetzbare Zielgrößen zu vermeiden, darf der Startwert nicht zu weit von der Nullstelle entfernt liegen. Daher wird bei der Abfrage die letzte Lösung von l<sub>BC</sub> als Ausgangsposition der Suche gewählt. Auch hier führt die benötigte Rechendauer zu einer nicht ausreichend dynamischen Aktualisierung der Antriebe, weshalb dieses Konzept ebenfalls verworfen wird.

Der dritte Ansatz ergänzt den aus der Abbildung 3-37 bekannten Zusammenhang zwischen der radialen Spitzenposition  $P_r$  und der Orientierung  $\alpha$  gegenüber den Stellungen der Spindelmuttern S<sub>1</sub> und S<sub>2</sub> um die Winkellage  $\psi$  sowie die axiale Spitzenposition P<sub>a</sub> und die dafür nötigen Stellungen der Motoren 5 (M<sub>5</sub>) und 6 (M<sub>6</sub>). Die Stellbereiche eines jeden Antriebs werden inkrementiert und jede mögliche Stellung aus V<sub>1</sub> = (S<sub>1</sub>, S<sub>2</sub>, M<sub>5</sub>, M<sub>6</sub>) gewählt. Daraus ergeben sich mit der Vorwärtstransformation eindeutige Koordinaten für Punkte und deren Orientierung im Raum, gekennzeichnet durch V<sub>2</sub> = (P<sub>r</sub>, P<sub>a</sub>,  $\psi$ ,  $\alpha$ ). Die beiden Wertequadrupel werden einander paarweise zugeordnet und in einer Look-up-Tabelle gespeichert. Diese rein numerische Umsetzung umgeht die Probleme bei der analytischen bijektiven Umrechnung. Nach Anschließen und Einbringen des Instruments werden die Eingaben an der Benutzerschnittstelle in Koordinaten für V<sub>2</sub> umgerechnet, das Wertequadrupel in der Look-up-Tabelle herausgesucht und die dafür nötigen Stellpositionen von  $V_1$  an die Steuerelektronik weitergegeben. Die Wertebereiche zwischen einzelnen Vektoren  $V_{1,2,i}$  und  $V_{1,2,i+1}$  der Look-up-Tabelle werden linear interpoliert.

Eine alternative Herangehensweise ist eine Kombination aus numerischen und analytischen Methoden. Bei Instrument 1 werden die Trajektorien der einzelnen Gelenkpunkte der Armkinematik in einer Look-up-Tabelle mit ausreichend feiner Schrittweite als Wertegruppen gespeichert. Bei Benutzervorgabe von Position und Orientierung der Instrumentenspitze P im Basiskoordinatensystem über das Eingabegerät wird zuerst analytisch mithilfe der bekannten Manipulatorlänge und dessen Winkellage  $\alpha$  in der r-z-Ebene die radiale Position  $E_r^{\circ}$  des Koppelgelenks E<sup> $\circ$ </sup> ermittelt. Dank ihrer spezifischen Bewegungsform weist die Kinematik 1 für den Punkt E<sup> $\circ$ </sup> für jede Position der Stellhülse S<sub>1</sub> eindeutige Werte auf, wie der Verlauf der grünen Trajektorie in der Abbildung 3-99 links verdeutlicht.



Abb. 3-99 Gelenktrajektorien bei der inversen Ansteuerung der Spitze des Instruments 1 (links), virtuelles Modell des Instruments 2 in der PC-Simulationsumgebung (rechts) [Leh14]

Durch Abgleich mit der Look-up-Tabelle werden alle dieser Armstellung zugehörigen Koordinaten der Punkte A bis E' inklusive der Stellposition von S<sub>1</sub> ausgelesen. Zwischenwerte werden wie auch zuvor schon interpoliert. Durch die bekannte Lage der Punkte D und E' zueinander lässt sich der Winkelversatz  $\varepsilon$  zwischen dem distalen Armsegment und dem Manipulator und die dafür notwendige Position der Stellhülse S<sub>2</sub> berechnen. Die neuen Koordinaten werden über die Spindel- und Gewindeübersetzungen in Inkremente und Stellpositionen der Motoren 1 und 2 umgerechnet und an diese geschickt. Die Differenz der z-Koordinaten zwischen berechnetem und hinterlegtem E<sub>z</sub> wird durch den Motor 6 entlang der Instrumentenachse ausgeglichen, indem er das gesamte Instrument vertikal nachführt. Motor 5 stellt schließlich den Winkel  $\psi$  um die Rotationsachse ein.

Eine ähnliche Vorgehensweise wird beim Instrument 2 angewandt, jedoch ist hier die Lookup-Tabelle ergänzt um die jeweilige Stellposition von  $S_2$ , da diese mit  $S_1$  gekoppelt ist, siehe Kapitel 3.5.3. Da gemäß der Abbildung 3-100 links der gelb hinterlegte Teil des Phasen- und Arbeitsraums in verschiedenen Stellungen des Instruments erreicht werden kann (siehe zugehöriges Beispiel in der Abbildung 3-100 rechts), wird durch Fallunterscheidung der jeweils kürzere Stellweg von  $S_1$  und  $S_2$  bevorzugt und diese Konfiguration gewählt. Der Benutzer kann sich auch bewusst dagegen entscheiden und in die andere Arbeitsposition wechseln, was durch aktive Betätigung am Eingabegerät bestätigt wird. Die Instrumentenkonfiguration proximal des Manipulators stellt sich um, möglichst ohne dass sich die Lage und Orientierung der Spitze dabei zwischenzeitlich ändert.



Abb. 3-100 Phasenraum des Instruments 2 mit Arbeitsraum 1 (blau-gelb) und 2 (rot-gelb) sowie Überschneidungsraum (gelb), in dem ein Beispielpunkt P (links) in zwei verschiedenen Stellungen erreicht werden kann (rechts)

Obwohl beide Umsetzungen 3 und 4 mit Look-up-Tabellen erfolgreich sind, wird zur Ansteuerung die Kombination aus Analytik und Numerik des vierten Konzepts gewählt. Die Anzahl der dafür benötigten gespeicherten Werte ist geringer und der Suchalgorithmus daher schneller. Auch zusammen mit den zwei Berechnungen ist die gesamte Verarbeitungszeit (ca. 4 ms) kürzer als der Ansatz, alle Positionen aus der achtstelligen Look-up-Tabelle auszulesen und wird in der Steuerung implementiert.

## 3.7.3 Bedienkonsole und Steuerelektronik

Der Anwender steuert mithilfe zweier Eingabegeräte an der Bedienkonsole beide Instrumente. Als Benutzerschnittstelle dienen zwei kommerziell erhältliche Phantom Omni der Firma Sensable. Diese nehmen die Bewegungen des Anwenders wahr und wandeln diese Positions- und Orientierungsdaten in Stellsignale, die an einen in die Konsole integrierten PC übertragen und von diesem in Motorstellsignale transformiert werden. Der PC ist mit einer zentralen elektronischen Kontrolleinheit, der AKIM-Control-Unit (ACU), verbunden, die als Schnittstelle zwischen dem PC, den Antrieben und der Sensorik fungiert. Die ACU empfängt vom PC die Eingabedaten mit einer Rate von 0,8 - 1 kHz. Da sie jedoch keine Hardwareschnittstelle zu allen verwendeten Motoren hat, übergibt sie die Motorbefehle an eine Mikrocontroller-Platine, welche diese mit ca. 100 Hz Update-Rate gleichzeitig an alle Aktoren übermittelt. Bei dieser Frequenz ist die Ansteuerlatenz für den Anwender nicht mehr spürbar und führt zu einer gleichmäßigeren Bewegung, was sich auch positiv auf die Stromaufnahme und das Vibrationsverhalten auswirkt. Das Verarbeiten von Sensordaten erfolgt über einen weiteren Mikrocontroller, der die Messwerte über A / D-Wandler ausliest und diese über die ACU an den PC weiterleitet. Die Abbildung 3-101 gibt einen Überblick über den Informations- und Signalfluss.



Abb. 3-101 Übersicht der Signalverarbeitung und des Informationsflusses [Leh14]

Während das zuvor beschriebene Ansteuerkonzept der inversen Kinematik des Instruments 1 mit analytischen Berechnungen und Look-up-Tabellen bei der ersten Plattform noch direkt in der ACU umgesetzt wird, wurde dieser Schritt für die zweite Plattform in den PC übertragen. Dadurch lassen sich die rechenintensiven Koordinatentransformationen des Instruments 2 schneller durchführen und alle Antriebe ohne Latenz zueinander ansteuern. Durch die Kopplung der Spindelmuttern S<sub>1</sub> und S<sub>2</sub> beim Instrument 2 ist eine gleichzeitige Koordinierung der Freiheitsgrade wichtig, um eine Beschädigung des Instruments und eine Gefährdung des Patienten durch Verlassen des farbigen Bereichs in der Abbildung 3-65 rechts zu vermeiden.

Der Kooperationspartner der TU Berlin im AKIM-Projekt, die How to Organize GmbH (H2O), entwickelte auf dem PC eine Simulationsumgebung zur Berechnung der inversen Kinematik, die zur Erprobung der Eingabegeräte und zum Training des Anwenders genutzt werden kann. Diese Umgebung umfasst eine Kommunikationsschnittstelle zur Steuerung der Instrumente. Die Steuerung empfängt die Stellsignale der Eingabegeräte und berechnet die inversen Kinematiken inklusive aller Koordinatentransformationen. Basierend auf den Berechnungen wird eine virtuelle Darstellung des Instruments generiert, siehe Abbildung 3-99 rechts, aus der sich die erforderlichen Positionen der Stellhülsen und die entsprechenden Motorstellbefehle gewinnen lassen. Dabei werden sowohl die Getriebeübersetzungen in den Antrieben und der Plattform als auch Spindelsteigungen und gekoppelte Änderungen der Gelenkwinkel berücksichtigt. Die Befehle werden über die ACU und die Motorplatine an die Plattform übermittelt. Die grafische Umsetzung in der Steuerung erfolgt in Visual Studio mit

C++ und bettet eine grafische Benutzeroberfläche, basierend auf OpenGL, in das von der Firma Sensable angebotene Software Development Kit (SDK) Open Haptics ein. Diese Benutzeroberfläche bildet das virtuelle Instrument ab und bietet dem Anwender neben dem Endoskopbild eine zusätzliche visuelle Kontrollmöglichkeit. In der Abbildung 3-102 ist die Topologie der im PC der Bedienkonsole umgesetzten Steuerung dargestellt.



Abb. 3-102 Interner Aufbau der Steuerungstopologie in der Bedienkonsole [Leh14]

# 3.8 Erprobung der Instrumente

Die aufgebauten Arme und Instrumente wurden auf ihre vorgesehene Belastbarkeit überprüft, indem sie eine Last von zehn Newton halten und heben müssen. Die Abbildungen 3-103 und 3-104 zeigen exemplarisch jeweils mehrere Stellungen der getesteten Kinematik des Instruments 1 sowie des ganzen Instruments 2. Ein Gewicht mit einer Masse von einem Kilogramm plus zusätzliche Kupferdrähte dienen als Prüfkörper. Die Strukturen halten den Belastungen stand und weisen nach Entfernen des Gewichts keine Beschädigungen oder Einschränkungen auf.



Abb. 3-103 Verschiedene Stellungen des Arms des Instruments 1 beim Belastungstest mit 10 N



Abb. 3-104 Verschiedene Stellungen des Instruments 2 beim Belastungstest mit 10 N [Bla15c]

Das AKIM-System besteht aus der Bedienkonsole mit zwei Eingabegeräten, PC und Steuerelektronik, der Plattform sowie mehreren Instrumenten. Beide Instrumentenplattformen unterscheiden sich stark hinsichtlich Volumen, Instrumentenschnittstellen, Bewegungsübertragung oder -umfang. Die eingesetzten Motortypen sind jedoch in beiden gleich, so dass die Kommunikation zwischen diesen und der Bedienkonsole in beiden Plattformen identisch ist.

Vor Beginn muss das Instrument 1 aufgrund fehlender Absolutpositionsgeber unter Laborbedingungen eingelernt werden. Dazu fährt der Benutzer das Instrument unter visueller Kontrolle mit geschlossenem Endeffektor in die gestreckte Lage, wie es auch durch den Trokar eingebracht wird. Die Stellungen der betroffenen Antriebe sind als Startreferenz zu speichern und stellen den absoluten Bezugspunkt für den der Softwareumgebung bekannten Bewegungsumfang dar.

Um die geforderte maximale Spitzengeschwindigkeit zu bestimmen, können in Laborversuchen passive Marker auf den Instrumenten angebracht werden, um, wie in Kapitel 3.1, die räumliche Lage und Veränderung zu erfassen. In Ermangelung eines solchen optischen Trackingsystems werden die Instrumente stattdessen während ihrer Bewegungen aus mehreren Richtungen gefilmt und die Geschwindigkeit über Bildveränderungen ermittelt. Das gleiche Vorgehen erlaubt auch, die in Kapitel 3.2.5 optimierten Bewegungs- und Geschicklichkeitsvolumina zu validieren. Abschließend bestätigt diese Methode das Einhalten der gewünschten Bewegungsparameter.

In weiteren Versuchen bewegten verschiedene Testpersonen per Konsolenbedienung in einem Laboraufbau präparierte Objekte verschiedener Größe, Oberflächenbeschaffenheit oder Masse innerhalb des als Bewegungsraums klassifizierten Bereichs, indem sie diese ergriffen und an anderer dafür vorgesehener Stelle wieder kontrolliert ablegten. Diese Tests, auch als pick-and-place-Aufgaben bekannt, unterlagen einer zu erwartenden Lernkurve der Anwender. Während jeder Benutzer anfangs mehrere Minuten für das erfolgreiche Absolvieren der Aufgabe benötigte, sank diese Zeit mit zunehmender Übung auf Zeitfenster von einigen Sekunden, wie sie auch von anderen Systemen aus dem Stand der Technik bekannt sind.

Ein weiterer Versuch umfasste das gezielte Übergeben von Objekten von einem an das andere Instrument. Ein solcher Übergabetest ist in der Abbildung 3-105 beziehungsweise 3-108 dargestellt. Die Bildausschnitte aus einer Videosequenz dokumentieren einerseits den Bewegungsumfang und verdeutlichen auf der anderen Seite die prinzipielle Einsetzbarkeit für die geforderten Aufgaben. Auch hier war eine Zunahme der Geschicklichkeit und Bediensicherheit der Testpersonen zu beobachten.



Abb. 3-105 Bildausschnitte einer Videosequenz mit zwei Instrumenten 2 bei einem Übergabetest

Alle drei entwickelten Instrumente weisen eine charakteristische Schaftstruktur auf, welche eine hohe Stabilität und einen gleichzeitig großen Bewegungsumfang gewährleistet. Insbesondere im angewinkelten Zustand besteht jedoch im Abdomen die Gefahr, ungewollt Gewebe zwischen den Armsegmenten einzufangen, zu quetschen oder gar abzuscheren. Dieses Risiko lässt sich mit einem über das Instrument gezogenen Drape reduzieren. Ein solches Drape ist speziell für die Instrumente konzipiert, da es im gestreckten Zustand eng anliegt, ohne Falten zu werfen und am distalen Ende eine Öffnung mit eingearbeitetem Stützring aufweist. Dieser stützt sich stirnseitig auf dem Manipulator ab und lässt durch die Öffnung den schmaleren Endeffektor passieren. Das proximale Ende verläuft mit dem Schaft durch den Trokar bis aus dem Bauchraum heraus und wird am Instrumentenende kurz vor der Koppelstelle zur Plattform fixiert. Diese Maßnahme verhindert nicht, dass das Instrument mit organischem Gewebe kontaminiert wird, da der eingelassene Stützring nicht abgedichtet ist. Sie unterbindet jedoch die Verschleppung von Substanzen in den Schaft und das versehentliche Einfangen von abdominalem Gewebe. Damit das Drape über den gesamten Bewegungsbereich kein Hindernis für die Instrumente darstellt, ist eine hohe elastische Flexibilität vonnöten. Der Abstand zwischen Gelenk D und dem Quersegment, welcher beim gestreckten Instrument 2 dessen Kantenlänge entspricht, verdreifacht sich in manchen Positionen, so dass sich das Drape um das zwei- bis 2,5fache dehnen muss, ohne dabei zu starke rückstellende Kräfte zu erzeugen. Als geeignete Materialien eignen sich unter anderem Gewebe aus Elastan, beziehungsweise Polyamid oder Latex. Für beide Werkstoffarten wurden passende Serien von Drape-Körpern entwickelt. Die Materialbahnen wurden zurechtgeschnitten und die Gewebe vernäht, während die Latexprüflinge mit geeigneten Latexklebern zusammengefügt wurden. Bei den Polyamid-Geweben wurde ein guter Kompromiss aus Dichtigkeit und Elastizität bei einer Textilfeinheit von 22 dtex erzielt, bei Latexmatten zeigten sich optimale Ergebnisse mit 0,18 mm Wandstärke. Die Abbildung 3-106 zeigt zwei Instrumente 2 mit Schutzschläuchen aus Polyamid-Gewebe (links) und Latex (rechts). Der Vorteil von Latex liegt in seiner Dichtigkeit auch gegen Flüssigkeiten und der erhöhten Haftfähigkeit auf dem Instrument, was ungewolltes axiales Verrutschen zusätzlich reduziert. Aus diesem Grund wird für zukünftige Prototypen dieses Material empfohlen.





Abb. 3-106 Angepasste Instrumentendrapes aus Polyamid-Gewebe (links) und Latex (rechts) [Bla15c]

In der Abbildung 3-107 ist das Gesamtsystem, bestehend aus Bedienkonsole, Plattform und Instrumenten, mit einem Benutzer während der Versuchsreihen zu erkennen. Die Abbildung 3-108 zeigt im Detail zwei Instrumente bei einem Übergabetest, wobei diese zur besseren Darstellung nicht mit Schutzschläuchen versehen sind. Es kann abschließend festgehalten werden, dass die für das System entwickelten Instrumente nicht nur die im Projekt geforderten Ziele erreichen, sondern auch die vom Stand der Technik bekannten Fähigkeiten übertreffen. Es wurde eine mehrgelenkige und für den technisch herausfordernden Einsatz in der Single-Port-Chirurgie konzipierte, gänzlich neue Instrumentenform mit innovativen neuen Bewegungsmöglichkeiten entwickelt, die trotz ihrer hohen Mobilität eine Stabilität aufweist, wie sie sonst nur von starren Instrumenten oder deutlich größeren Armstrukturen aus der Robotik bekannt ist.



Abb. 3-107 AKIM-System im Laborversuch mit Benutzer an der Bedienkonsole sowie Instrumenten und Plattform im Hintergrund rechts, endoskopisches Kamerabild auf zusätzlichem Bildschirm links daneben



Abb. 3-108 Detailansicht zweier Instrumente beim Übergabetest [Bla15e]

# 4 Beleuchtungseinrichtung für Endoskope mittels Laserlicht (BELL)

Um den vollen Umfang des telemanipulativen AKIM-Systems nutzen zu können, wurde ein endoskopisches System entwickelt (vgl. Kapitel 3.2.1), welches die visuelle Überwachung des relevanten Bereichs im Abdomen sicherstellt. Dieses weist mit der Möglichkeit, sich lateral zurückzuverlagern eine besondere Bewegungsform auf, die vorteilhaft für das Single-Porttypische Einbringen mehrerer Instrumente und des Endoskops dicht beieinander ist. Der Aufbau des optischen Systems des Videomoduls erfolgt mit vorhandenen Modulen, da hier bereits bewährte Technologien vorhanden sind. Derartige Chip-on-the-Tip-Endoskope sind insbesondere in der flexiblen Endoskopie zunehmend verbreitet, da zur Bildweiterleitung keine optisch geordneten Lichtleiterbündel, sondern digitalisierte Daten genutzt werden. Der Bildaufnehmer, ein CCD- oder CMOS-Chip, sitzt mit einer festen, manchmal auch variablen zoom- und fokussierfähigen Optik direkt im Endoskopkopf.

Die für die Bildaufnahme benötigte Ausleuchtung wird entweder über direkt an der Spitze mitangebrachte LEDs oder über Lichtleitfasern realisiert. Im letzteren Fall befinden sich die Lichtquellen entweder im oder am proximalen Teil des endoskopischen Systems oder in einer externen Vorrichtung, von wo ihre Strahlung über Lichtleiter unter Inkaufnahme von Koppelund Leitungsverlusten bis zum Operationsort geleitet wird. Insbesondere diese bisher verfügbaren Beleuchtungsverfahren und deren Nachteile, wie sie bereits im Kapitel 2.3 geschildert werden, dienten als Motivation, ein neuartiges Beleuchtungsmodul zu entwickeln.

Das im Folgenden beschriebene Lichtmodul wurde ursprünglich für das Telemanipulationssystem konzipiert, lässt sich aber durch Adaption auch als besonders kompaktes Lichtmodul in handgeführte Endoskope integrieren. Dafür sind entsprechende Elemente wie ein verbessertes Wärmemanagementsystem vonnöten, wie dies in Kapitel 4.5 beschrieben wird. Die daraus schlussendlich realisierte Beleuchtungseinrichtung weist alle Elemente auf, um sie einem Standardendoskop einzubauen und erweitert das Spektrum der Anwendungsfelder durch die in den folgenden Kapiteln beschriebenen Eigenschaften maßgeblich.

# 4.1 Lichtquellen in der Endoskopie

Die vorne beschriebenen Lichtquellen weisen Vor- und Nachteile auf. Halogen- oder Xenon-Lampen werden in externen Kaltlichtquellen eingesetzt, die über ein Lichtleitkabel mit dem Endoskop verbunden sind. Diese Lampen emittieren Licht mit einem sehr divergenten Öffnungswinkel von annähernd 4  $\pi$  Steradiant. Die Koppelverluste von der Kaltlichtquelle in die Lichtleitfaser in Richtung des Endoskops sind vor allem deshalb so groß, weil der Phasenraum, das Produkt aus emittierender oder akzeptierender Fläche und der räumlichen Verteilung der ausgesandten oder empfangenen Strahlen zwischen Kaltlichtquelle und Faser sehr unterschiedlich ist. Während das eigentliche lichterzeugende Element, die Glühwendel, nur wenige Millimeter misst, ist die Akzeptanz des Lichtkabels aufgrund seines Grenzwinkels, unter dem eine Weiterleitung mittels Totalreflexion in der Faser noch stattfindet, deutlich geringer als der Raumwinkel, in den die Lichtquelle emittiert. Trotz einer Umlenkung über parabolische Reflektoren und Spiegel wird nur ein Teil der Strahlung in das Faserbündel eingekoppelt und die Strahlungsdivergenz übersteigt die Akzeptanz der Faser. Ein IR-Filter verhindert zwar, dass übermäßig viel Wärmestrahlung durch die Faser in den Körper transportiert wird, dennoch entstehen im externen Gerät erhebliche Wärmeverluste, die abgeführt werden müssen.

Aufgrund ihrer kontinuierlich steigenden Lichtausbeute werden zunehmend LEDs für externe Lichtquellen eingesetzt. Sie haben nicht nur eine geringere Leistungsaufnahme, sondern auch eine geringere Abstrahldivergenz. Dadurch weist ihr Phasenraum eine größere Überschneidung mit dem der Faser auf, und die Koppelverluste sind geringer. Unabhängig davon, ob die LEDs in einem externen Gerät liegen, über einen batteriebetriebenen Adapter am Lichtanschluss des Endoskops eingekoppelt werden oder direkt in dessen Griff integriert sind, kommt es jedoch immer noch zu Transmissionsverlusten aufgrund der unterschiedlichen Winkelverteilungen. Der in [Dre11] und [Brü14] unternommene Ansatz, die LEDs direkt an der Spitze zu platzieren, arbeitet ohne Koppelverluste. Er macht für die medizinische Zulassung jedoch ein Wärmeabfuhrsystem nötig, das die Gefahr der Überhitzung der Endoskopspitze verhindert [Brü12b]. Dieses auf Heatpipes basierende Prinzip des passiven Wärmetransports ist bauartbedingt nur in starren Endoskopen mit einem Mindestdurchmesser größer 5 mm einsetzbar. Die Anwendbarkeit ist damit auf einen kleinen chirurgischen Bereich limitiert und eignet sich deshalb auch nicht für gelenkige Endoskopsysteme, wie sie in Kapitel 3.2.1 beschrieben wurden. Die Sicherheit, die Betriebstemperatur nie über 41°C steigen zu lassen, wird gemäß DIN EN 60601-2-18:2008 erst ab 25 mm hinter der Spitze gefordert [Nor08]. Selbst in diesen LED-on-the-Tip-Endoskopen verbleibt damit die Gefahr, den Patienten durch die Wärmeverluste direkt an der LED zu schädigen, wenn die Endoskopspitze ungewollt organische Strukturen im Bauchraum berührt.

Als Konsequenz folgt, die Hitzequellen an einer den Patienten nicht gefährdenden Stelle zu platzieren. Um gleichzeitig Leitungswege möglichst kurz, Koppelverluste gering und die Wärmeabfuhr über größere Oberflächen günstig zu gestalten, wird das Lichtmodul als Kompromiss in den Endoskopgriff integriert. Aus den geschilderten Gründen wird dennoch keine Einkopplung von LEDs angestrebt, stattdessen wird die Beleuchtung über Leuchtmittel mit geringerer Divergenz, das heißt Laserlichtquellen untersucht. Laserdioden weisen beispielsweise ein räumliches Abstrahlverhalten auf (siehe auch Kapitel 4.1.4), das selbst ohne nachgeschaltete Kollimieroptik im Bereich der numerischen Apertur gängiger Lichtleitfasern liegt. Damit ist eine verlustarme Einkopplung in diese möglich.

Wie von Nadeau et al. [Nad08] in Kapitel 2.3 ausgeführt, lässt sich Weißlicht erzeugen, indem man eine blau-violette Laserdiode in eine Faser koppelt und deren distales Faserende mit einer Phosphorschicht versieht. Durch partielle Absorption und Reemission langwelliger Spektren kommt es durch die Überlagerung der durch den Phosphor transmittierten Laserstrahlung mit der emittierten Sekundärstrahlung zu einer Farbmischung, die ähnlich wie bei Lumineszenzkonversionsdioden als weiß empfunden wird. Gleichzeitig führt die Lichtstreuung in der Phosphorbeschichtung zu einer diffusen Ablenkung und Aufweitung der Abstrahlcharakteristik, die sich vorteilhaft auf die großflächige Beleuchtung des Operationsgebiets auswirkt. Eine Betrachtung der Wärmeentwicklung an der Faserspitze zeigte jedoch, dass die Absorption und Emission im Phosphor verlustbehaftet ist, und es an dieser Stelle zu einer Erwärmung deutlich über 41°C kommt. Die Verlagerung der Phosphorschicht an das proximale Faserende direkt hinter die Laserdiode wäre hierfür keine Lösung, da aufgrund der Lichtstreuung mit Koppel- und Leitungsverlusten wie bei pseudo-weißen LEDs zu rechnen ist. Da auf diesem Weg kein Vorteil gegenüber LED-on-the-Tip-Endoskopen gewonnen ist und die Gefahr für die Patienten weiterhin besteht, wird dieser Ansatz nicht verfolgt.

Es existieren mehrere Forschungsarbeiten, die eine Ausleuchtung mittels Laserlicht über Farbmischungen aus den drei Grundfarben Rot, Grün und Blau untersuchen. Exemplarisch sei an dieser Stelle auf die Beschreibung von Seibel et al. [Sei06] im Stand der Technik verwiesen. Durch den Einsatz mehrerer Laserlichtquellen hat es der dafür benötigte Platzbedarf bisher jedoch nicht erlaubt, ein kompaktes Lichtmodul zu entwickeln, das in oder an ein Endoskop angeschlossen werden kann, sondern externe Geräte nötig macht. Der Ansatz der additiven Farbmischung bietet jedoch den entscheidenden Vorteil, durch gezielte Variation der Intensität einzelner Wellenlängenanteile Einfluss auf die Farbwiedergabe zu nehmen. Während dieser Weg bei allen auf Lumineszenz basierenden Lösungen durch die vorgegebene Dicke der Phosphorschicht verwehrt ist, erzeugen entsprechend gewählte additiv gemischte Spektren mehrerer Lichtquellen ebenfalls einen Weißlichteindruck. Die Variation des Spektrums ermöglicht es, bestimmte Organe hervorzuheben und durch Zugabe von Fluoreszenzmitteln, maligne Strukturen leichter zu identifizieren. Aus diesem Grund zielt die Entwicklung des benötigten Lichtmoduls auf eine Lösung, die auf kleinstem Raum ein in den Griff integrierbares Element mit drei Lichtquellen realisiert. Die drei vom menschlichen Auge wahrnehmbaren Grundfarben Rot, Grün und Blau werden mit Halbleiterlasern erzeugt. Alle Komponenten zur Strahlformung, -führung und -kombination sind soweit zu miniaturisieren, dass sie mit den Lichtquellen in den Endoskopgriff integriert werden können [Bla14].

# 4.1.1 Grundlagen zu lichttechnischen Größen

Im sichtbaren Wellenlängenbereich des elektromagnetischen Spektrums unterscheidet man zwischen strahlungsphysikalischen und lichttechnischen Größen. Letztere ergeben sich aus den strahlungsphysikalischen Größen, indem sie mit der spektral abhängigen Sensibilität des menschlichen Auges gewichtet werden. Dabei wird zusätzlich zwischen Tag- und Nachtsehen unterschieden. Tagsüber erzeugen die für das Farbempfinden verantwortlichen Zäpfchen, nachts die lichtempfindlicheren, für das Schwarz-Weiß-Sehen zuständigen Stäbchen den visuellen Eindruck. Diese Sinnesrezeptoren haben unterschiedliche Wahrnehmungsbereiche, so dass sich die Empfindlichkeit bei geringerer Helligkeit zu kürzeren Wellenlängen verschiebt. Beide Empfindlichkeitsverläufe des menschlichen Auges sind in der Abbildung 4-1 zu erkennen. Die Umrechnung der strahlungsphysikalischen Strahlungsleistung  $\Phi_e$  in Watt in den lichttechnischen Lichtstrom  $\Phi_v$  in Lumen erfolgt mit dem Maximalwert des photometrischen Strahlungsäquivalents K<sub>m</sub> und dem spektralen Hellempfindlichkeitsgrad V( $\lambda$ ) gemäß:

$$\Phi_{\rm v} = K_{\rm m} \cdot \int_{\lambda_{\rm min}}^{\lambda_{\rm max}} \Phi_{\rm e} \cdot V(\lambda) \, d\lambda$$
(4-1)

Nach [Nor82] liegt dieser Maximalwert tagsüber bei 555 nm und  $K_{m,Tag} = 683 \text{ lm} / \text{W}$  sowie nachts bei 507 nm und  $K_{m,Nacht} = 1.699 \text{ lm} / \text{W}$ . Die angestrebte Anwendung erfordert eine ausreichende Ausleuchtung mit zufriedenstellender Farbdiskriminierung, daher kommen hierfür die Kennwerte für das Tagessehen in Betracht.



Abb. 4-1 Veränderung der spektralen Empfindlichkeit des menschlichen Auges, gemäß [Nor82]

#### 4.1.2 Polarisation

Licht als elektromagnetische Strahlung bildet bei der Ausbreitung eine Transversalwelle, bei welcher die Vektoren des magnetischen und elektrischen Felds **B** und **E** senkrecht zur Ausbreitungsrichtung und senkrecht zueinander schwingen. Da diese beiden über die Maxwell-Gleichungen miteinander verknüpft sowie in Phase sind und nicht getrennt voneinander auftreten, genügt es zur Beschreibung der Wellenform, nur das elektrische Feld **E** heranzuziehen. Im natürlichen Zustand besteht Licht aus einer Überlagerung inkohärenter und stochastischer Schwingungszustände des elektromagnetischen Felds, dessen Vektor ständig seine Lage ändert. Da das Superpositionsprinzip gilt, darf eine einzelne Welle auch in zwei sich parallel ausbreitende, senkrecht zueinander schwingende Lichtwellen gleicher Frequenz zerlegt werden. Für die beiden zeit- und ortsabhängigen Feldvektoren **E**<sub>x</sub> und **E**<sub>y</sub> gilt zusammen mit der Wellenzahl k, der Frequenz  $\omega$  und den Amplituden E<sub>0x</sub> und E<sub>oy</sub> gemäß [Hec05] damit:

$$\mathbf{E}_{\mathbf{x}}(\mathbf{z},\mathbf{t}) = \mathbf{E}_{0\mathbf{x}} \cdot \cos(\mathbf{k}\mathbf{z} - \omega \mathbf{t})$$
(4-2)

$$\mathbf{E}_{\mathbf{v}}(\mathbf{z},\mathbf{t}) = \mathbf{E}_{0\mathbf{v}} \cdot \cos(\mathbf{k}\mathbf{z} - \omega \mathbf{t} + \varepsilon)$$
(4-3)

Die Resultierende ist die vektorielle Summe beider Wellen:

$$E(z,t) = E_x(z,t) + E_y(z,t)$$
 (4-4)

Dabei ist  $\varepsilon$  der Phasenwinkel zwischen den beiden sich in z-Richtung ausbreitenden Wellen. Für  $\varepsilon = 0$  oder ein ganzzahliges Vielfaches von  $\pi$  sind beide phasengleich, wodurch die resultierende Welle eine feste Amplitude besitzt, E nur in einer Richtung oszilliert, und man von linear polarisiertem Licht spricht.

Sind dagegen die Amplituden der beiden Einzelwellen gleich und  $\varepsilon = \pi / 2$  oder ein ungerades Vielfaches davon, so liegt eine zirkulare Polarisation vor. Anders als bei linear polarisiertem Licht ist der Betrag von E zeitlich konstant, der Vektor aber nicht mehr auf eine konstante Ebene beschränkt, sondern dreht sich mit der Frequenz  $\omega$ . Beide Beispiele sind in der Abbildung 4-2 verdeutlicht.



Abb. 4-2 Linear polarisiertes Licht (links), zirkular polarisiertes Licht (rechts), frei nach [Hec05]

Sowohl linear als auch zirkular polarisiertes Licht bilden Sonderfälle von elliptisch polarisiertem Licht. Weicht  $\varepsilon$  von den zuvor gewählten Werten ab und ist gegebenenfalls  $E_{0x} \neq E_{0y}$ , so bildet **E** einen Vektor, dessen Betrag sich zeitlich und räumlich ändert und dessen Richtung entlang einer elliptischen Bahn rotiert, die senkrecht zur Ausbreitungsrichtung des Lichts steht. Demgegenüber besteht natürliches Licht einer nicht kohärenten Strahlungsquelle aus ständig stochastisch emittierten Wellenzügen unterschiedlicher Amplitude und Frequenzen. Es wird mathematisch als Paar zweier beliebiger, senkrechter und inkohärenter linear polarisierter Wellen beschrieben. [Hec05]

Natürliches Licht lässt sich mithilfe eines Polarisators polarisieren, wobei vier physikalische Vorgänge nutzbar sind: Dichroismus, Streuung, Reflexion und Doppelbrechung. Allen Prinzipien liegt eine Asymmetrie des Polarisationsvorgangs zugrunde, da zwischen verschiedenen Polarisationszuständen selektiert werden muss.

Beim Dichroismus handelt es sich um selektive Absorption, da der Polarisator einen der beiden Polarisationsanteile aufgrund physikalischer Anisotropien im Material absorbiert und so durch den orthogonalen verbliebenen Wellenanteil linear polarisiertes Licht erzeugt. Trifft hingegen eine elektromagnetische Welle auf ein Gasmolekül, fängt dieses in Richtung von **E** wie ein Dipol an zu schwingen und sendet dabei wiederum Streustrahlung aus. Ein Dipol strahlt in alle Richtungen, jedoch nicht entlang seiner Schwingungsachse. Dies führt dazu, dass die Streustrahlung entlang der Ausbreitungsrichtung der anregenden Welle deren Polarisationszustand beibehält, quer dazu jedoch nur solche Strahlung ausgesandt wird, deren Polarisation senkrecht zur Primär- und Beobachtungsrichtung steht. Beide Mechanismen sind jedoch für die Beschreibung der hier eingesetzten Komponenten von geringem Interesse. Polarisation ist auch durch Reflexion von Licht an Grenzschichten von dielektrischen Medien möglich. Trifft unpolarisiertes Licht auf die Grenzfläche zweier Substanzen mit unterschiedlichen Brechungsindizes  $n_1$  und  $n_2$ , so wird es gebrochen und tritt in das Medium  $(n_2)$  ein. Sein Feld regt die darin gebundenen Elektronen zur Dipolschwingung entlang des Feldvektors **E** an und führt an der Grenzschicht durch Dipolabstrahlung zur reflektierten Welle. Während der senkrecht (s) zur Einfallsebene polarisierte Teil der Einfallsstrahlung sowohl gebrochen als auch reflektiert wird, schwingen beim parallel (p) polarisierten Teil die Elektronenoszillatoren anteilig in Reflexionsrichtung, wodurch die Lichtemission vermindert wird. Stehen der gebrochene und der reflektierte Strahl senkrecht aufeinander, so verläuft letzterer entlang der Dipolachsen des parallel polarisierten Wellenanteils , sodass in diese Richtung kein p-polarisiertes Licht emittiert wird, wie die Abbildung 4-3 links veranschaulicht. Der spezielle Einfallswinkel, unter dem nur der senkrecht polarisierte Teil der Strahlung reflektiert wird, wobei dieser Teilstrahl linear polarisiert ist, nennt sich Brewsterwinkel  $\theta_B$ , siehe Abbildung 4-3 links. Er bestimmt sich zu:

$$\theta_{\rm B} = \arctan\left(\frac{n_2}{n_1}\right) \tag{4-5}$$

Bei Kenntnis der Brechungsindizes beider Medien lässt sich mithilfe des Snellius'schen Gesetzes und der Fresnel'schen Gleichungen der Zusammenhang zwischen den Amplituden des einfallenden, reflektierten und gebrochenen Felds sowie dem Einfalls- und Brechungswinkel berechnen.

Da der reflektierte Teilstrahl sehr schwach ist, benötigt man für eine vollständige Trennung eine Vielzahl hintereinander angeordneter Schichten mit abwechselnden Brechungsindizes, wobei an jeder Grenzschicht ein Teil der senkrechten Polarisation aus dem gebrochenen Strahl auskoppelt. Dies nutzt man bei so genannten polarisierenden Strahlteilern (PST) in Würfelform, auf deren diagonaler Kontaktfläche mehrere verschiedene dielektrische Schichten aufgebracht sind. Durch geeignete Wahl der Brechungsindizes steht  $\theta_B = 45^\circ$  zur Grenzfläche, so dass beide Strahlanteile senkrecht zueinander aus dem Element austreten, wie die Abbildung 4-3 rechts verdeutlicht. [Hec05]



Abb. 4-3 Dipolschwingung im Material und Auslöschung der p-Reflexion beim Brewsterwinkel (links), polarisierender Strahlteilerwürfel mit reflektiertem s- und transmittiertem p-Anteil (rechts)

Polarisiertes Licht lässt sich zudem durch doppelbrechende Elemente erzeugen. Dies sind zumeist Kristalle, die eine anisotrope Gitterkonfiguration und damit eine Richtungsabhängigkeit des Brechungsindex im Festkörper aufweisen. Sie sind durch eine optische Achse gekennzeichnet, in Richtung derer der außerordentliche Brechungsindex  $n_{ao}$  vom ordentlichen Index  $n_o$  der beiden quer dazu stehenden Richtungen abweicht. Diese Differenz  $\Delta n = |n_o - n_{ao}|$ hängt zudem von der Wellenlänge des durchlaufenden Lichts ab. Läuft unpolarisiertes Licht durch einen solchen Kristall, so breiten sich die parallel und senkrecht zur optischen Achse stehenden Teile des elektromagnetischen Feldvektors E unterschiedlich schnell aus, so dass die Strahlanteile einen Phasenversatz erfahren oder bei geeigneter Lage der Achse auch aufgetrennt und voneinander abgelenkt werden. Ein Beispiel für die Aufteilung eines unpolarisierten Strahls ist in der Abbildung 4-4 an einem Kalkspatkristall zu erkennen.



Abb. 4-4 In linear polarisierte Strahlen aufgetrenntes natürliches Licht an einem Kalkspatkristall, gemäß [Hec05]

Ein einmal erzeugter Polarisationszustand ist über phasenwandelnde optische Elemente veränderbar. Wie in der Abbildung 4-2 veranschaulicht, besteht **E** aus zwei orthogonalen Zuständen, deren Phasenversatz zueinander Einfluss auf die Form und Lage von **E** haben. Mithilfe von optischen Verzögerungselementen, welche die beiden linear polarisierten Zustände gegeneinander verschieben, verändert sich der Polarisationszustand, und es lässt sich jede der beschriebenen Formen herstellen. Beispielsweise kann man doppelbrechende Kristalle dafür einsetzen. Liegt die optische Achse parallel zur Ein- und Austrittsfläche und senkrecht zur Ausbreitungsrichtung des Lichts, so schwingen Anteile einer einfarbigen linear polarisierten Welle parallel und senkrecht zur optischen Achse. Obwohl sie nicht wie in der Abbildung 4-4 räumlich getrennt werden, durchlaufen beide Anteile aufgrund  $n_0 \neq n_{a0}$  den Kristall mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten. Beim Austritt weisen die beiden Teilwellen einen Phasenversatz  $\varepsilon = \Delta \phi$  gegenüber dem Eintritt auf. Dieser Versatz ist von der Wellenlänge  $\lambda_0$  des Lichts im Vakuum, der Brechungsindexdifferenz  $\Delta n$  und der Dicke d des Kristalls abhängig und bestimmt sich gemäß [Hec05] zu:

$$\Delta \varphi = \frac{2 \pi}{\lambda_0} \, \mathbf{d} \cdot \Delta \mathbf{n} \tag{4-6}$$

Bei einem Versatz von  $\Delta \varphi = 2 \pi$  und damit einer ganzen Wellenlänge oder einem natürlichen Vielfachen dessen, spricht man von einem  $\lambda$ -Plättchen, der resultierende Feldvektor **E** weist keine Veränderung durch das Element auf. Beträgt  $\Delta \varphi = \pi$  oder zusätzliche Vielfache von  $2 \pi$ , handelt es sich um ein  $\lambda/2$ -Plättchen. Steht die Schwingungsebene einer monochromatischen linear polarisierten Welle unter einem Winkel  $\theta$  zur optischen Achse eines solchen  $\lambda/2$ -Plättchens, so wird diese Ebene um  $2 \cdot \theta$  gedreht, weshalb solche Plättchen als Polarisations-dreher bezeichnet werden. Analog gilt für elliptisch oder zirkular polarisierte Wellen, dass die

Drehrichtung des rotierenden Vektors E wechselt. Beide Auswirkungen sind in der Abbildung 4-5 dargestellt.



Abb. 4-5 λ/2-Verzögerungsplatte mit zunehmendem Phasenunterschied der o- und ao-Welle, Drehung um 2·θ bei linear polarisierter Welle (links), Richtungswechsel von links- zu rechtszirkular polarisiertem Licht (rechts), frei nach [Hec05]

Wenn für  $\Delta \phi = \pi/2$  gilt, liegt ein  $\lambda/4$ -Plättchen vor. Ein solcher Phasenversatz wandelt linear in elliptisch polarisiertes Licht um und umgekehrt. Auch hier hängt die Form der Ellipse vom Neigungswinkel  $\theta$  zwischen der optischen Achse des Plättchens und dem Feldvektor E ab. Beträgt  $\theta = 45^{\circ}$ , so tritt der Spezialfall auf, dass die Amplituden beider Teilwellen gleich sind und, wie in der Abbildung 4-2 einander gegenübergestellt, eine Umwandlung von linear in zirkular polarisiertes Licht stattfindet. [Hec05]

Wie aus (4-6) hervorgeht, ist die jeweilige Wirkung des Plättchens nur für eine Wellenlänge festgelegt,  $\Delta \phi$  ist reziprok zu  $\lambda_0$ . Durch geeignete Wahl der Dicke d und der Brechungsindexdifferenz  $\Delta n$  existieren Verzögerungsplatten, die beispielsweise für  $\lambda_1$  als  $\lambda/4$ -Plättchen und für  $\lambda_2$  als  $\lambda/2$ -Plättchen wirken. Für d gilt dann:

$$d = \frac{(2x+1) \cdot \lambda_1}{4 \cdot \Delta n_1} = \frac{(2y+1) \cdot \lambda_2}{2 \cdot \Delta n_2} \quad \text{mit} \quad x, y \in \mathbb{N}$$
(4-7)

Solche Verzögerungsplatten mit verschiedenen erwünschten Wirkungen für zwei unterschiedliche festgelegte Wellenlängen werden als duale Verzögerungsplatten bezeichnet.

Alternativ existieren auch Verzögerungselemente, welche die Phase über einen nennenswerten Wellenlängenbereich spektral unabhängig drehen. Sie sind ähnlich einem Achromaten aus verschiedenen Kristallen zusammengesetzt. So wie dieser die chromatische Aberration eines abbildenden Linsensystems durch die Kombination zweier unterschiedlicher Glassorten mit verschiedenen Abbe'schen Zahlen kompensiert, kann durch geeignete Wahl der Plattendicken dank der unterschiedlichen Dispersion die Gesamtphasenverschiebung über einen großen Spektralbereich annähernd konstant gehalten werden. Sie sind als achromatische Verzögerungsplatten bekannt.

# 4.1.3 Grundlagen zu Laserlichtquellen

Das Akronym "LASER" steht für "light amplification by stimulated emission of radiation" und umschreibt den zugrunde liegenden Prozess der Lichtverstärkung durch stimulierte Emission. Die Laserstrahlung unterscheidet sich von konventionellen Lichtquellen durch ihre geringe spektrale Breite, sehr kleine Divergenzwinkel und hohe Strahlintensität. Andere Lichtquellen emittieren relativ ungerichtete Strahlung durch statistisch verteilte spontane Übergänge ihrer Atome. Bei Lasern besteht dagegen eine hohe räumliche Kohärenz und eine starke Bündelung. Die schmale Linienbreite bedingt die typische Monochromasie und basiert auf einer guten zeitlichen Kohärenz. [Eic06]

Atome werden durch Absorption von Photonen angeregt und kurzfristig auf ein höheres Energieniveau E<sub>2</sub> gehoben. Da dieser Zustand langfristig nicht stabil ist, emittiert ein angeregtes Atom mittels spontaner Emission beim Übergang in den Grundzustand E<sub>1</sub> die dabei freiwerdende Energiedifferenz  $\Delta E$  wieder in Form eines Photons. Mit dem Planck'schen Wirkungsquantum h<sub>P</sub> und der Frequenz v gilt:  $\Delta E = h_P \cdot v$ . Trifft ein Photon der gleichen Energie (und damit Wellenlänge) vor dem Relaxieren auf das Atom, erzwingt es die Emission. Das in der Folge induzierte zweite Photon ist dem auslösenden ersten hinsichtlich Ausbreitungsrichtung, Energie, Phasenversatz und Polarisationszustand identisch, sie sind kohärent. Die Abbildung 4-6 links illustriert diese drei Vorgänge.

Um diesen Prozess in technisch nutzbare Größenordnungen zu verstärken und aufschwingen zu lassen, muss die Mehrzahl der Atome im Lasermedium in einen angeregten Zustand gebracht werden. Diese künstlich hervorgerufene Besetzungsinversion wird durch Anregung des Mediums erzeugt, was durch optische Strahlung, Teilchenstöße oder elektrischen Strom erfolgen kann. Damit dieser Pumpprozess die induzierte Emission des Laserprozesses selbst nicht vorzeitig auslöst und damit die Inversion frühzeitig verhindert, liegen das obere (E<sub>2</sub>) und untere Laserniveau (E<sub>1</sub>), zwischen denen der relevante Laserübergang stattfindet, zwischen dem Pump- (E<sub>3</sub>) und dem Grundniveau (E<sub>0</sub>), siehe Abbildung 4-6 rechts. Alle Übergänge außerhalb der beiden Laserniveaus erfolgen rein spontan. Die Verweilzeit auf einem Niveau bis zur spontanen Relaxation auf das nächstniedrigere ist jedoch zwischen E1 bis E3 sehr unterschiedlich. Der Inversionsprozess wird dadurch unterstützt, dass diese Verweilzeit auf E2 jene auf E3 oder E1 deutlich übertrifft, es ohne äußeren Trigger also zu einer Ansammlung im oberen Laserniveau kommt. Bei initialer Spontanemission des ersten Photons von E2 nach E1 in eine willkürliche Richtung wird langfristig nur jener induzierte Lichtpuls stabil weiterverstärkt, der entlang der optischen Achse zwischen zwei parallelen Spiegeln im Resonator oszilliert, alle anderen enden am Rand des Lasermediums. Damit ist die hohe Parallelität gegeben.


Abb. 4-6Prinzip von Absorption, spontaner und induzierter Emission (links),<br/>Energieniveaus in einem Vier-Niveau-Laser mit Besetzungsdichten (rechts), frei nach [Eic06]

Die Art des Lasermediums bestimmt die Klassifizierung des Lasers. So spricht man bei den bekanntesten von Festkörper-, Flüssigkeits-, Gas- oder Halbleiterlasern. Diese finden sich in einem Wellenlängenbereich von 10 nm bis 1 mm. Ihre Ausgangsleistung wird entweder kontinuierlich oder gepulst abgegeben und kann bis zu mehrere hundert Kilowatt betragen. [Eic06]

### 4.1.4 Relevante Laserarten

Die im visuellen Bereich relevanten und verfügbaren Laserwellenlängen und -arten sind in der Abbildung 4-7 zusammengefasst. Obwohl sie einige in Frage kommende Wellenlängen bereitstellen, fallen Flüssigkeits- und Gaslaser aufgrund ihrer Größe für die geplante Integration in den Griff aus. Diodengepumpte Festkörperlaser (DPSS) sind deutlich kompakter und prinzipiell integrierbar, jedoch erfolgt auch hier eine indirekte Anregung des Lasermediums. Ein Stromfluss durch eine Pumplaserdiode lässt diese Pumpstrahlung aussenden, wobei ein Festkörperkristall optisch angeregt wird, der wiederum eine andere Wellenlänge emittiert. Wenn diese nicht die gewünschte ist, wird in den Resonator zusätzlich ein frequenzmodulierender Kristall platziert, in welchem die Laserstrahlung in ihrer Frequenz beispielsweise verdoppelt, ihre Leistung jedoch stark gemindert wird. Aufgrund dieser mehrfachen Umwandlung und den damit verbundenen Leistungsverlusten ist diese Applikation ineffizient, wird aber aufgrund der begrenzt verfügbaren Laserwellenlängen nicht von vornherein verworfen.



Abb. 4-7 Verfügbare Laserwellenlängen in nm, gemäß [Mel15]

Halbleiterlaser in Form von Laserdioden, wie sie zum Pumpen von DPSS verwendet werden, zeigen das größte Anwendungspotenzial und sind heute bereits in großen Stückzahlen sowohl im Dauer- als auch im Pulsbetrieb im Einsatz. Sie finden sich in Konsumartikeln, Speichermedien, Laserdruckern, in der Materialbearbeitung oder zur Datenübertragung in der Telekommunikation. Ähnlich wie auch LEDs sind Laserdioden Halbleiterelemente, die einen p-n-Übergang aufweisen. Dies bedeutet, dass sie aus zwei Halbleitermaterialien bestehen, die mit zusätzlichen Elementen so dotiert sind, dass sie entweder einen Elektronenmangel oder -überschuss aufweisen. In p-Leitern bilden sich positive Löcher im Valenzband (V), wohingegen in n-Leitern zusätzliche Elektronen in das energetisch höhere Leitungsband (L) eingebracht werden.

Bei Kontakt der beiden Leiter kommt es an der Kontaktstelle zu einem Ladungsausgleich, der ein Gegenpotential zu den Ladungsträgern aufbaut und dadurch den Prozess der Rekombination im Gleichgewicht stoppt. Die Energieniveaus des p-Leiters werden auf diese Weise relativ zum n-Leiter zu höheren Energien verschoben, wie die Abbildung 4-8 verdeutlicht. Wird an den Halbleiter in Durchlassrichtung eine Spannung angelegt, verringert sich die Potentialdifferenz zwischen beiden Bändern und der Rekombinationsprozess wird durch nachgelieferte Elektronen, beziehungsweise Löcher, stark erhöht. Es bildet sich eine schmale Zone, die eine Besetzungsinversion aufweist und in der Lichtverstärkung sowie Laserprozesse möglich sind. Diese Dicke d ist ca. 1 µm groß, oft jedoch auch kleiner. Der Halbleiterkristall der meisten Laserdioden weist durch Spalten des Kristalls zwei planparallele Stirnflächen auf, welche hochreflektiv sind, den Resonator bilden und einen Teil der Laserstrahlung auskoppeln. Die anderen Flächen sind vergleichsweise rau, so dass hier ungewollte Oszillationen vermieden werden. Unterhalb eines Grenzstroms bildet sich am p-n-Übergang durch spontane Emission eine diskrete elektromagnetische Strahlung, vergleichbar mit LEDs. Bei höheren Strömen überschreitet die Verstärkung die Verluste, und der Laserprozess mit induzierter Emission setzt ein. Da ein näherungsweise konstanter Anteil des Stroms zur Photonenemission führt, steigt die Ausgangsleistung linear mit dem Pumpstrom an. [Eic06]

Aufgrund der geringen Dicke d der Laserzone kommt es beim Auskoppeln senkrecht zum pn-Übergang beugungsbedingt zu einer laseruntypischen starken Divergenz von 40° bis 80°. Diese Ausbreitungsrichtung wird auch als die schnelle Achse bezeichnet. Quer dazu entlang der langsamen Achse ist diese geringer, da die Zone parallel zum p-n-Übergang breiter als d ist und daher oft 5° bis 40° beträgt. Durch die direkte Umwandlung von Pumpstrom in Laserstrahlung sind Laserdioden ähnlich effizient wie LEDs mit Wirkungsgraden von ca. 20 Prozent, in einigen Fällen auch deutlich höher. Die Abbildung 4-8 zeigt links ein Bändermodell der Energieniveaus am p-n-Übergang sowie rechts den beschriebenen Zusammenhang aus Strahlungsleistung und Pumpstrom. In der Abbildung 4-9 ist links ein schematischer Aufbau eines Halbleiterlasers mit der beugungsbedingten elliptischen Strahlcharakteristik zu erkennen, während die rechte Seite eine kommerzielle Laserdiode mit einem solchen Laserelement zum Größenvergleich illustriert.



Abb. 4-8 Entstehung von Strahlung bei Durchlassspannung (links), stromabhängige Strahlungsleistung im Halbleiterlaser (rechts)



Abb. 4-9 Beugungsbedingte elliptische Strahlaufweitung des Halbleiterlasers (links), geöffnete Laserdiode mit 3,8 mm Gesamtdurchmesser (rechts) [Que11]

Während Laserdioden im roten und blauen Wellenlängenbereich bereits länger verfügbar sind, stehen seit kurzem zunehmend auch grün-emittierende Halbleiterlaser zur Verfügung [Que11]. Diese direkte Strahlungserzeugung vermeidet den umwandlungsbedingten schlechten Wirkungsgrad aus Laser- zu Pumpleistung bei diodengepumpten Festkörperlasern und ermöglicht die Kombination dreier gleich kompakter Lichtquellen. Allerdings sind grünemittierende Laserdioden noch nicht im gleichen Leistungsumfang verfügbar (siehe auch Abbildung 4-7), die Entwicklung bei anderen Wellenlängen lässt jedoch auf höhere Ausgangsleistungen in den nächsten Jahren hoffen.

Um geeignete Laserdioden zu identifizieren und deren Wellenlängen und Leistungen zu bestimmen, wird als Ausgangspunkt das Spektrum einer Lumineszenzkonversionsdiode herangezogen, wie es bei LED-on-the-Tip-Endoskopen vorliegt. In der Abbildung 4-10 ist links sowohl dieses Spektrum als auch der mit der Empfindlichkeit des menschlichen Auges wahrgenommene Anteil dargestellt. Eine Messvorrichtung mit Ulbrichtkugel und Spektrometer bestimmt die Strahlungsleistung  $\Phi_e$  und den Lichtstrom  $\Phi_v$ . Diese liegen bei  $\Phi_e = 0,4$  W sowie  $\Phi_v = 138$  lm. In einem zweiten Versuch wird der gleiche Farb- und Helligkeitseindruck mit einer RGB-LED erzeugt. Deren drei zentrale Wellenlängen liegen bei 460 nm, 520 nm und 638 nm, wie die Abbildung 4-10 rechts des Original- und V( $\lambda$ )-gewichteten Spektrums verdeutlicht. Der so gewonnene Gesamtlichtstrom  $\Phi_v$  beträgt 96 lm. Dieser Parameter ist die Vergleichsgröße für eine Auslegung mit entweder drei Laserdioden (445 nm, 520 nm, 658 nm) oder zwei Laserdioden und einem DPSS (445 nm, 532 nm, 658 nm) gemäß den geeigneten und erhältlichen Wellenlängen aus der Abbildung 4-7.

Die Tabellen 4-1 und 4-2 setzen beide Konzepte ins Verhältnis zur RGB-LED und verdeutlichen, welche Strahlungsleistung benötigt wird, um den gleichen Lichtstrom oder zumindest das gleiche Verhältnis der drei Emissionen zu erhalten. Letztere Einschränkung betrifft die direkt emittierende grüne Laserdiode, die während der Projektlaufzeit noch im Prototypenstatus bei nur 50 mW Lichtleistung zur Verfügung stand. Aus diesem Grund sind hier alle Ausgangsleistungen der anderen Lichtquellen an diese angepasst, um trotzdem eine vergleichbare Farbmischung einstellen zu können. In beiden Fällen ist aufgrund der starken Empfindlichkeit des menschlichen Auges im grünen Spektrum bereits bei geringeren Strahlungsleistungen mit einer ausreichenden Beleuchtungsstärke zu rechnen.



Abb. 4-10 Original- und V(λ)-gewichtetes Spektrum einer LKD (links) und einer RGB-LED (rechts)

RGB-LED			2 x Laserdiode, 1 x DPSS				
λ	$\Phi_{ m e}$	$\Phi_{\rm v}$		λ		<b>V</b> (λ)	Φe
460 nm	250 mW	13,9	lm	445 nm		0,0298	683 mW
520 nm	113 mW	57,2	lm	532 nm		0,885	95 mW
638 nm	163 mW	24,5	lm	658 nm		0,0687	522 mW

Tab. 4-1Leistungsparameter einer RGB-LED und eines danach adaptierten RGB-Lasermoduls<br/>mit zwei Laserdioden und einem DPSS mit gleichem Gesamtlichtstrom Φ<sub>v</sub>

RGB-LED			3 x Laserdiode			
λ	Φe	$\Phi_{\rm v}$	λ	Φe	<b>V(λ)</b>	$\Phi_{\rm v}$
460 nm	250 mW	13,9 lm	445 nm	289 mW	0,0298	5,9 lm
520 nm	113 mW	57,2 lm	520 nm	50 mW	0,71	24,2 lm
638 nm	163 mW	24,5 lm	658 nm	221 mW	0,0687	10,4 lm

Tab. 4-2Leistungsparameter einer RGB-LED und eines danach adaptierten RGB-Lasermoduls<br/>mit drei Laserdioden, jedoch herabskalierter Strahlungsleistung Φ<sub>e</sub>

Basierend auf diesen gewünschten Strahlungsleistungen  $\Phi_e$ , die sich auf RGB- und weiße LEDs referenzieren, werden geeignete Laserlichtquellen ausgewählt. Die Versuche zur Evaluation der Konzepte zur Strahlkombination werden mit grünen DPSS der später gewünschten Strahlungsleistung durchgeführt, die konstruktive Ausgestaltung des jeweiligen Lichtmoduls wird jedoch bereits an in Zukunft verfügbare direkt emittierende Laserdioden vergleichbarer Ausgangsleistung angepasst. Auch die in Kapitel 4.5 angenommenen Wärmeverluste basieren auf Strahlungsleistungen, wie sie derzeit noch nicht von grünen Laserdioden, wohl aber von DPSS-Lasern ähnlicher Wellenlänge erzeugt werden können.

## 4.2 Entwurf von Strahlkombiniersystemen

Um mehrere Strahlen, die von räumlich getrennten Lichtquellen emittiert werden, hinsichtlich Position und Orientierung miteinander zu koppeln, sind spezielle optische Elemente vonnöten. Aufgrund der Tatsache, dass die Emission von Laserdioden quer zur Dicke d der p-n-Schicht stark linear polarisiert ist [Man02], kommen dafür sowohl polarisations- als auch wellenlängenselektive Komponenten in Frage. Hierfür wurden fünf mögliche Konfigurationen identifiziert, die in Kapitel 4.2.3 weiterverfolgt, getestet und miteinander verglichen werden.

# 4.2.1 Strahlkollimation

Aufgrund der geringen Abmaße des Resonators in Laserdioden kommt es bei diesen beim Auskoppeln von Strahlung zu beugungsbedingter Divergenz. Für die Strahlführung in einer Kombiniereinheit ist jedoch ein kollimierter Strahlengang vorteilhaft, um das winkelabhängige Reflexionsvermögen an Grenzschichten gezielt auszunutzen. Aus diesem Grund erfolgt vor der Kombination der Lichtstrahlen zuerst eine Strahlformung.

Durch das ungleiche Aspektverhältnis der Austrittskante fällt die Divergenz zudem unterschiedlich stark aus, wie die Abbildung 4-9 links verdeutlicht. Um beide Aufweitungsachsen verlustarm parallelisieren zu können, sind zwei eindimensional wirkende Linsen mit unterschiedlicher Brennweite optimal. Erreicht wird dies mit einem Paar von Zylinderlinsen, deren Brennpunkte in der Lichtquelle zusammenfallen und deren Brennweitenverhältnis dem Winkelverhältnis beider Divergenzwinkel der Laserdiode entspricht [Haf03]. Ein solches optisches System ist in der Abbildung 4-11 links dargestellt. Die zwei dafür benötigten Linsen sind aufgrund fehlender Konzentrizität schwieriger zu justieren und damit für Abbildungsfehler anfälliger als andere Konzepte.

Eine solche Alternative bilden beispielsweise Bikonvexlinsen, an deren beiden Grenzflächen das Licht gebrochen wird. Die große Divergenz der Lichtquelle führt jedoch zu Abbildungsfehlern, wie z.B. sphärische Aberration, da für größere Öffnungswinkel die linearisierten Vereinfachungen der paraxialen Optik nicht mehr gelten. Der durch randnahe Strahlen verursachte Längsfehler ist in der Abbildung 4-11 rechts unten zu erkennen. In Verbindung mit einer Laserdiode bedeutet dies, dass für die schnelle und die langsame Achse keine gemeinsame Brennweite existiert und dadurch ein relevanter Strahlungsanteil immer unparallelisiert verbleibt.

Eine andere Möglichkeit stellen Gradientenindex-Linsen (GRIN) dar. Diese besitzen einen Kern aus optisch inhomogenem Material (zumeist SELFOC $\mathbb{R}$ ), dessen Brechungsindex mit  $n_0$  auf der optischen Achse am höchsten ist und mit n(r) radial abnimmt:

$$n(\mathbf{r}) = n_0 \cdot \sqrt{1 - \chi^2 r^2} \approx n_0 \cdot \left(1 - \frac{1}{2}\chi^2 r^2\right)$$
(4-8)

Wie in [Sal07] ausgeführt, beschreibt (4-8) eine parabolische Verteilung des Brechungsindex mit dem Radius r und einer Materialkonstante  $\chi$ . Im Gegensatz zur Linse, die den Strahl nur an beiden Grenzflächen bricht, erfährt das Licht im GRIN-Material eine kontinuierliche Brechung zu optisch dichteren Bereichen hin und verläuft daher in gekrümmten Trajektorien, die sich periodisch durch das Material fortsetzen. Eine solche vollständige Periodenlänge wird auch als Pitchlänge bezeichnet und beträgt  $(2 \cdot \pi / \chi)$ . Durch kontinuierliche Brechung sind die Abbildungsfehler, die beim Snellius'schen Gesetz aufgrund der Nichtlinearitäten auftreten, deutlich reduziert, so dass ein paralleler Strahl erheblich besser fokussiert, beziehungsweise eine divergente Lichtquelle günstiger kollimiert wird. Dies verdeutlicht der Vergleich der beiden gleichen parallelen Strahlenbündel in der Abbildung 4-11 rechts.



Abb. 4-11 Kollimation der elliptischen Divergenz einer Laserdiode mittels zweier Zylinderlinsen (links), Einfluss der sphärischen Aberration auf den Fokus, bzw. das Parallelisieren bei der oberen GRIN- oder der unteren Bikonvexlinse (rechts)

GRIN-Linsen sind in verschiedenen partiellen Pitchlängen  $L_P$ , das heißt Bruchteilen einer ganzen Periodenlänge, erhältlich. Um eine divergente Lichtquelle zu parallelisieren, eignet sich eine Linse mit 0,25 pitch (was 25 Prozent einer vollen Periodenlänge entspricht), wenn

das lichtemittierende Element direkt auf der vorderen Linsenstirnseite liegt. Da dies technisch meist nicht realisierbar ist, existieren auch 0,23 pitch-Linsen, die kürzer als eine Viertelperiodenlänge sind und einen Abstand d<sub>a</sub> zwischen Stirnfläche und Lichtelement belassen. Dieser reicht jedoch in manchen Fällen nicht aus, wenn der die stimulierte Strahlung emittierende Halbleiterresonator in der Laserdiode einen größeren Abstand zu deren Außenseite aufweist. In diesem Fall wird das umgelenkte Licht nicht vollständig parallelisiert, sondern divergiert oder konvergiert teilweise. Dafür ist es vorteilhaft, eine weitere GRIN-Linse mit beispielsweise 0,29 pitch in den Strahlengang zu platzieren, die einen Zwischenfokus zwischen beiden Linsen erzeugt und einen größeren Abstand zum lichterzeugenden Element zulässt. Beide Linsenformen sind in der Abbildung 4-12 dargestellt und illustrieren den kontinuierlichen Brechungsverlauf auf ein divergentes Strahlenbündel.



Abb. 4-12 Parameter von GRIN-Linsen mit partieller Pitchlänge 0,29 (links) und 0,23 (rechts), nach [CVI15]

Für den Abstand da einer 0,23 pitch-GRIN-Linse gilt nach [CVI15]:

$$\mathbf{d}_{\mathrm{a}} = \frac{1}{\mathbf{n}_{0} \cdot \boldsymbol{\chi} \cdot \tan(\mathbf{L}_{\mathrm{P}} \cdot \boldsymbol{\chi})} \tag{4-9}$$

Bei gegebenem Abstand  $d_1$  zwischen Laserresonator und vorderer Linsenseite bestimmt sich nach [CVI15] bei der 0,29 pitch-GRIN-Linse die Bildweite  $d_2$  auf der gegenüberliegenden Seite zu:

$$d_{2} = \frac{1}{n_{0} \cdot \chi} \cdot \frac{n_{0} \cdot \chi \cdot d_{1} \cdot \cos(L_{P} \cdot \chi) + \sin(L_{P} \cdot \chi)}{n_{0} \cdot \chi \cdot d_{1} \cdot \sin(L_{P} \cdot \chi) - \cos(L_{P} \cdot \chi)}$$
(4-10)

Um das divergente Strahlenbündel zu kollimieren, werden die beiden Linsen in einem Abstand  $d = (d_a + d_2)$  zueinander festgelegt. Diese Anordnung wird genutzt, um auf kleinstem Raum ein optisches System aus drei Linsenpaaren für die drei Laserdioden aufzubauen. In Abhängigkeit von  $d_1$  und festem  $d_a$  sind sie jeweils so angeordnet, dass sie drei parallele Strahlenbündel mit einem elliptischen Querschnitt kleiner als der GRIN-Linsendurchmesser erzeugen.

### 4.2.2 Möglichkeiten der Strahlkombination

Die einfachste Möglichkeit, die verschiedenen Lichtstrahlen zu mischen, liegt im getrennten Führen der Strahlenbündel durch mehrere Lichtleiter, wobei deren Kombination erst an der Endoskopspitze stattfindet. Dies konnte in einem Laboraufbau erfolgreich nachgewiesen werden. Nachteilig ist bei diesem Konzept, dass die einzelnen Lichtanteile räumlich versetzt austreten, und es dadurch am Beleuchtungsrand zu Farbsäumen kommt. Darüber hinaus werden immer mehrere Lichtleiter benötigt, was spätere Einsätze in besonders englumigen Operationsgebieten limitiert. Aus diesem Grund wurde dieser Ansatz nicht weiter verfolgt, sondern versucht, die Lichtstrahlen bereits am Ursprung zu kombinieren und sie gemeinsam in die zur Spitze führende Faser einzukoppeln.

Die gleichen Elemente, die zum Trennen zweier elektromagnetischer Wellen verwendet werden, eignen sich umgekehrt auch zur Kombination. Diffraktive optische Elemente nutzen die spektral abhängige Beugung an Strukturen in Größenordnungen der Wellenlängen, um mehrere aus verschiedenen Richtungen emittierte Strahlanteile zu vereinen. Durch ihre komplexe Form und die oft unvorteilhafte geometrische Ausrichtung der Lichtquellen sind sie für die geplante Anwendung jedoch als ungeeignet zu bewerten.

Spiegel mit dichroitischer Beschichtung sind transparent für den einen, hochreflektiv dagegen für einen anderen Wellenlängenbereich. Sie bestehen meist aus einem transparenten Glasträger, der mit mehreren dielektrischen Beschichtungen versehen ist. Diese Schichten sind ebenfalls durchlässig, weisen jedoch leicht unterschiedliche Brechungsindizes auf, so dass an jeder Grenzfläche ein Teil der Strahlung reflektiert und der Restanteil gebrochen wird. In Abhängigkeit des Einfallswinkels  $\theta_0$ , der Brechungsindizes  $n_0$  und  $n_1$ , der Dicke h der Schicht sowie der jeweiligen Wellenlänge  $\lambda$  erfahren die einzelnen reflektierten Anteile beim Austritt aus dem Material einen Phasenversatz zueinander.

Am Beispiel einer einzelnen Schicht ist in der Abbildung 4-13 das Prinzip erläutert. Entspricht der zusätzliche Laufweg des monochromatischen Strahlengangs von  $R_1$  gegenüber  $R_0$ einer halben Wellenlänge, so interferieren die beiden an der oberen und unteren Grenzfläche reflektierten Teilstrahlen destruktiv und löschen sich damit vollständig aus. Licht doppelter Frequenz erfährt hingegen konstruktive Interferenz. Durch eine Vielzahl von Schichten und Reflexionen hintereinander wird in diesem Fall der transmittierte Anteil kontinuierlich reduziert. Des Weiteren führen unterschiedlich dick ausgeführte Schichten dazu, den reflektierenden oder transparenten Charakter auf ganze Spektralbereiche auszuweiten. So lassen sich dichroitische Spiegel beschichten, die das auftreffende Spektrum um eine Kantenwellenlänge herum in einen reflektierten und einen transmittierten Teil aufspalten.



Abb. 4-13 Prinzip eines auf Interferenz basierenden dichroitischen Spiegels zur Strahlaufteilung und -kombination, frei nach [Haf03]

Beim Übergang von optisch dünneren zu optisch dichteren Medien nimmt mit steigendem Einfallswinkel  $\theta_0$  der Reflexionsgrad zu. Während dieser von s- und p-polarisierten Teilwellen bei geringen Einfallswinkeln gemäß der Fresnel'schen Gleichungen noch annähernd identisch ist, wächst mit Zunahme von  $\theta_0$  der s-polarisierte stärker als der p-polarisierte reflektierte Teilstrahl, da letzterer in der Nähe und am Brewsterwinkel zunächst gedämpft und ausgelöscht wird. Hierin liegt der Grund, ob eine Mehrfachbeschichtung im Wesentlichen nur wellenlängen- oder nur polarisationsselektiv wirkt oder beide Effekte zusammenkommen.

Nicht-polarisierende dichroitische Spiegel separieren durch geeignete Wahl der Beschichtungen elektromagnetische Wellen allein spektral über deren Interferenz. Ein polarisierender Strahlteiler wie in der Abbildung 4-3 weist dagegen derart angeordnete Beschichtungen auf, dass das einfallende Licht unter dem Brewsterwinkel auftrifft, eine konstruktive oder destruktive Interferenz der gebrochenen oder reflektierten Teile jedoch nicht gezielt forciert wird. Polarisationsprismen auf Basis doppelbrechender Kristalle (siehe Abbildung 4-4) sind annähernd spektral unabhängig, lassen jedoch keine geometrisch so günstige Lage der Ein- und Ausgangsstrahlen zu, wie die unter 90° kombinierenden Polarisationswürfel.

Zwei Lichtstrahlen unterschiedlicher Wellenlänge  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  sind unabhängig von ihrer Polarisation mit einem dichroitischen Spiegel kombinierbar, wenn dessen Grenzwellenlänge zwischen den Wellenlängen der beiden Lichtstrahlen liegt. Zusätzliche Wellenlängen können über nachfolgende weitere Spiegel hinzugefügt werden, solange deren jeweilige Grenzwellenlänge nicht innerhalb des bereits kombinierten Spektralbereichs liegt. Der Einfluss des Polarisationszustands der einzelnen Strahlen ist dabei vernachlässigbar. Die Abbildung 4-14 verdeutlicht das Prinzip und zeigt dabei die Wirkung des spektral abhängigen Reflexionsgrads.



Abb. 4-14 Konfiguration 1 zur RGB-Farbmischung mit zwei dichroitischen Spiegeln

Um zwei linear polarisierte Strahlen miteinander zu kombinieren, eignet sich ein polarisierender Strahlteiler. Dabei strahlen beide aus verschiedenen Richtungen auf die optische Schicht und werden gegenüber dieser so ausgerichtet, dass ein Teilstrahl s-polarisiert ist und reflektiert, während der andere p-polarisiert ist und transmittiert und dabei in den reflektierten eingekoppelt wird.

Liegt jedoch eine dritte Strahlquelle vor, kann diese nicht ohne weiteres mit einem zweiten derartigen Strahlteiler in den Gesamtstrahl eingefügt werden, da der bisher erzeugte Sammelstrahl bereits unterschiedliche Polarisationszustände aufweist. Bei einer solchen Einkopplung einer weiteren elektromagnetischen Welle über einen zweiten Strahlwürfel koppelt eine der bereits enthaltenen Wellen aus dem Gesamtstrahl wieder aus. Vor dem Eintritt in einen weiteren Strahlwürfel müssen die bereits kombinierten Teilstrahlen in einen gleich ausgerichteten Polarisationszustand gewandelt werden. Hierfür eignet sich eine duale Verzögerungsplatte, die für eine der beiden Wellenlängen als  $\lambda$ -Plättchen und für die andere als  $\lambda/2$ -Plättchen fungiert. Wird dessen optische Achse unter 45° zur Polarisation der beeinflussbaren Wellenlänge ausrichtet, dreht sich diese um 90° und oszilliert parallel zum anderen Spektrum. Die Abbildung 4-15 skizziert eine mögliche Konfiguration dieser Elemente und zeigt, welchen Einfluss sie auf die Polarisation der Einzelstrahlen haben.



Abb. 4-15 Konfiguration 2 zur RGB-Farbmischung mit zwei polarisierenden Strahlteilern (ST<sub>1</sub>, ST<sub>2</sub>) und einer dualen Verzögerungsplatte (VP)

Durch entsprechende Gestaltung der Reflexionsbeschichtung ist es möglich, sowohl eine polarisations- als auch spektralabhängige Kombination der Strahlung zu erzielen. Wie in der Abbildung 4-16 dargestellt, wird ein Strahlteiler aus vier Prismen mit insgesamt vier Grenzschichten zusammengesetzt. An jeder Grenzschicht liegt bei unter 45° auftreffendem Licht der Brewsterwinkel vor. Gleichzeitig wirken die einander gegenüber liegenden und eine Diagonale bildenden Flächenpaare als dichroitische Kurz- oder Langpassfilter, so dass sie entweder rotes oder blaues Licht reflektieren, grünes hingegen immer transmittieren. Diese spezielle Form des dichroitischen Prismas wird als X-Cube bezeichnet und in manchen Drei-Kanal-Videoprojektoren eingesetzt. Sie eignen sich auch für unpolarisiertes Licht, durch die Vermischung mit der jeweils ungünstig gelegenen Polarisationsrichtung kommt es jedoch zu Verlusten. Dies ist gut veranschaulicht, wenn man das Element umgekehrt zur Farbauftrennung von unpolarisiertem weißem Licht, wie in der Abbildung 4-16 rechts, nutzt.



Abb. 4-16 Konfiguration 3 zur RGB-Farbmischung mit polarisierendem dichroitischem X-Cube (links), invertierter Prozess der Weißlichtzerlegung am getesteten X-Cube (rechts)

Es lassen sich jedoch auch beide Mechanismen der Farb- und Polarisationsselektion in getrennten Elementen anwenden und kombinieren, um drei polarisierte Strahlen zu vereinen. Eine Variation der Konfiguration 1 aus der Abbildung 4-14 ist in der Abbildung 4-17 zu erkennen. Dabei werden nur ein einzelner polarisierender Strahlwürfel sowie eine duale Wellenverzögerungsplatte und ein dichroitischer Spiegel benötigt. Beide Elemente sind auf einer Seite des Strahlteilers aufgebracht und mit diesem verbunden. Die Verzögerungsplatte wirkt für die grüne Wellenlänge als  $\lambda/2$ - und für die rote als  $\lambda/4$ -Plättchen, wobei ihre optische Achse unter 45° zu den p- und s-Schwingungsebenen der Strahlteilerbeschichtung steht. Die dichroitische Beschichtung des Spiegels ist transparent für die grüne, reflektiert jedoch die rote Wellenlänge. Während das blaue s-polarisierte Spektrum am Würfel reflektiert wird, passiert das s-polarisierte grüne Licht den Spiegel und erfährt durch die Verzögerungsplatte eine Drehung von der Polarisationsebene der Feldstärke E um 90°. Dergestalt p-polarisiert passiert es die Grenzschicht des Strahlteilers und vereint sich mit dem blauen Anteil. Durch die dritte verbliebene Eintrittsseite wird s-polarisiertes rotes Licht eingestrahlt, welches an der Grenzfläche des Würfels in Richtung des Spiegels zurückreflektiert wird. Es durchläuft das  $\lambda/4$ -Plättchen und ist an dessen Ende zirkular polarisiert. Bei der Reflexion am Spiegel erfährt es einen Phasensprung um  $\pi$ , was zu einem Drehrichtungswechsel führt. Bei erneuter Passage der Verzögerungsplatte wird es um weitere  $\pi/2$  verzögert und tritt als p-polarisiertes Licht wieder in den Strahlteiler ein. Es wird an dessen Grenzschicht transmittiert und mit den beiden anderen Spektren an der Austrittsfläche kombiniert.



Abb. 4-17 Konfiguration 4 zur RGB-Farbmischung mit polarisierendem Strahlteiler, einer dualen Verzögerungsplatte und einem dichroitischen Spiegel

Abgesehen von Konfiguration 1 ist der Wirkungsgrad der Strahlkombinierer vom Polarisationsgrad der Lichtquellen abhängig. Sind diese jedoch entweder nicht vollständig linear polarisiert oder ungenau justiert, kommt es zu zusätzlichen Verlusten durch unerwünschte Strahlengänge. Aus diesem Grund wurde eine Modifikation der Abbildung 4-17 entwickelt, die unabhängig von Polarisationsgrad und -richtung ist. Wie abgewandelt in [Bla12b] geschildert, werden alle drei Eintrittsflächen eines einzelnen polarisierenden Strahlwürfels mit achromatischen  $\lambda/4$ -Verzögerungsplatten und dichroitischen Spiegeln versehen. Die Spiegel sind transparent für die jeweils dahinter liegende Lichtquelle, jedoch hochreflektiv für andere Wellenlängen.

In der Abbildung 4-18 sind in der Eintrittsstrahlung beide Polarisationsrichtungen eingezeichnet, wobei diese sowohl linear polarisiert als auch unpolarisiert zueinander stehen können. Im ersten Fall führt dies beim Einfallen der beiden Teilwellen in das System und Durchlauf des  $\lambda/4$ -Plättchens zu einem zufällig elliptischen, im zweiten Fall zu einem erneut unpolarisierten Zustand beider Teilwellen. Beim Erreichen der Grenzfläche im Strahlteiler wird jeweils der

senkrecht zur Grenzfläche schwingende Anteil reflektiert, der parallel schwingende hingegen transmittiert. Wird eine der beiden Wellen daraufhin nicht durch die Austrittsseite ausgekoppelt, sondern in Richtung einer anderen Lichteinfallsseite geleitet, wird sie an der dort aufgebrachten dichroitischen Beschichtung zurückreflektiert und durchläuft dabei zweimal das davor liegende  $\lambda/4$ -Plättchen. Durch seine achromatische Eigenschaft erfahren alle hier genutzten Wellenlängen die gleiche Phasenverschiebung. Beim Wiedereintritt in den Strahlteiler hat sich aufgrund dieser doppelten Verschiebung und dem Phasensprung am Spiegel eine orthogonale Linearpolarisation eingestellt, und der Lichtstrahl trifft wieder auf die Grenzfläche. Der Vorgang wiederholt sich so oft, bis der Strahl durch die Austrittsseite des Strahlteilers mit den anderen Teilstrahlen zusammenfällt und emittiert wird. Die einzelnen Strahlengänge der Konfiguration 5 werden in der Abbildung 4-18 illustriert.



Abb. 4-18 Konfiguration 5 zur RGB-Farbmischung mit polarisierendem Strahlteiler, je drei achromatischen Verzögerungsplatten und dichroitischen Spiegeln [Bla12b]

Die beschriebenen Konfigurationen werden in dem optischen 3D-Simulationsprogramm FRED miteinander verglichen und aussichtsreiche Modelle für Testreihen unter Laborbedingungen weiterverfolgt.

### 4.2.3 Entwickelte Systeme

Neben dem Wirkungsgrad der jeweiligen Konfiguration sind die mit zunehmender Komponentenzahl steigende Komplexität und der Platzbedarf für eine spätere Integration von Bedeutung. In den optischen Modellrechnungen mit dem Programm FRED sind daher die Parameter kommerziell erhältlicher Komponenten berücksichtigt. Für die grüne Lichtquelle standen erst im Lauf der Entwicklung direkt emittierende grüne Laserdioden zur Verfügung, daher wurden einige Konfigurationen mit DPSS-Lasern getestet. Diese erfordern mehr Leistung, Einbauplatz sowie Kühlelemente und weisen einen geringeren Polarisationsgrad auf.

Dichroitische Spiegel wirken unabhängig vom Polarisationsgrad der Lichtquellen, daher wurde ein kompaktes System entworfen, das gemäß der Konfiguration 1 funktioniert. Für optimale Reflexions- und Transmissionsgrade sind Laserstrahlkombinierspiegel nötig, die nicht in beliebigen Größen erhältlich sind. Die kompakteste Bauform gemäß der Abbildung 4-19 links erfordert jeweils zwei Spiegel einer Kantenwellenlänge, um den reflektierten Strahl zweimal zu falten und dadurch die Lichtquellen platzsparend nebeneinander anzuordnen sowie den Durchmesser der Vorrichtung gering zu halten. Dennoch benötigt diese Konfiguration viel Einbauraum, um sie sinnvoll in einen Handgriff zu integrieren. Aus diesem Grund wurde dieser Ansatz nicht bis zu einem Prototyp weiterverfolgt.

Das gleiche gilt auch für die Konfiguration 5, welche zwar auch mit polarisierenden optischen Elementen arbeitet, deren Wirkungsgrad jedoch unabhängig vom Polarisationsgrad der Lichtquellen ist. Sie benötigt noch erheblich mehr Komponenten, die zumeist mindestens 0,5 Zoll im Durchmesser betragen, siehe Abbildung 4-19 rechts. Wird zur Vermeidung von Verlusten auf Umlenkspiegel oder ähnliches verzichtet, ist diese Anordnung trotz ihres hohen Wirkungsgrads nicht integrierbar und wurde damit auch nicht zu einem Labormuster ausgearbeitet.



Abb. 4-19 Optische Simulation der Konfigurationen 1 (links) und 5 (rechts)

Stattdessen wurden die Konfigurationen 2 bis 4 soweit miniaturisiert, dass geeignete Prototypen für Testzwecke entstanden, welche in [Gal12a] genauer beschrieben werden. Die Abbildungen 4-20 bis 4-22 zeigen die drei Baugruppen als kompakt platzierte optische Simulation mit GRIN-Linsensystemen und Laserdioden und erlauben dadurch einen Größenvergleich der Anordnungen. Die Abbildung 4-23 verdeutlicht anhand der Messaufbauten, wie die einzelnen Konfigurationen unter Laborbedingungen untersucht und vermessen wurden. Die polarisierenden Strahlteiler weisen eine Kantenlänge von 5 mm auf, der X-Cube und die duale Verzögerungsplatte sind deutlich größer. Die aufgrund unvollständiger Polarisation nicht wunschgemäß geführten Strahlanteile führen zu Leistungsverlusten, der verbliebene Wirkungsgrad ist im Diagramm der Abbildung 4-24 aufgeführt. Die Polarisationsverluste sind insbesondere beim grünen DPSS-Laser beachtlich, so dass sich diese Lichtquelle dadurch neben den oben aufgezählten Nachteilen für die Anwendung als ungünstig erweist. Durch den höheren Polarisationsgrad der grünen Laserdiode besteht eine größere Effizienz, jedoch sind kommerziell erhältliche Wellenverzögerungsplatten noch nicht exakt auf deren Wellenlängen optimiert. Die daraus resultierenden Verluste werden jedoch ebenfalls sinken, sobald diese verfügbar sind.



Abb. 4-20 Optische Simulation der Konfiguration 2



Abb. 4-21 Optische Simulation der Konfiguration 3



Abb. 4-22 Optische Simulation der Konfiguration 4



Abb. 4-23 Labormessaufbauten mit darüber gelegten RGB-Strahlengängen nach [Gal12a] für die Konfigurationen 2 (links), 3 (rechts oben) und 4 (rechts unten)



Abb. 4-24 Wirkungsgrad der einzelnen RGB-Lichtquellen bei den Konfigurationen 2 bis 4

Eine wesentliche Zielstellung ist die Integrierbarkeit in eine im oder am Endoskop angebrachte Lichtquelle. Aus diesem Grund hat neben der Effizienz der tatsächlich benötigte Bauraum großen Einfluss auf die endgültige Form. Wie die Abbildung 4-24 verdeutlicht, sind die Konfigurationen 3 und 4 am effizientesten, wobei es jeweils geringfügige Unterschiede zwischen den Lichtquellen gibt. Die stärkere Streuung der Werte innerhalb der Messreihen bei der grünen und blauen Strahlung rührt von der Erwärmung durch höhere Leistungsaufnahme her, die beim DPSS-Lasermodul zum Pumpen und bei der blauen zur Kompensation der geringeren menschlichen Wahrnehmung benötigt wird. Bei geeigneter Temperaturstabilität ist eine gleichmäßigere Ausgangsleistung gegeben. Die Kompensation dieses Problems wird in Kapitel 4.5 behandelt. Aufgrund der großen Abmaße des X-Cubes wird die Konfiguration 4 präferiert (vergleiche die Abbildungen 4-21 und 4-22), da sich diese am besten komprimieren lässt. Als grüne Lichtquelle dient eine direkt emittierende Laserdiode, welche das DPSS-Lasermodul ersetzt und deutlich weniger Bauraum benötigt.

#### 4.3 Aufbau des optischen Moduls

Die Konfiguration 4 bildet das Konzept für das daraus entworfene optische Modul der RGB-Lichtquelle. Es unterteilt sich in drei Segmente zur Kühlung, Kollimation und Kombination, die formschlüssig ineinander greifen und dadurch eine gleichmäßige und zusammenhängende Oberfläche bilden. Sie sind miteinander verschraubt und in der Abbildung 4-25 dargestellt. Um eine gleichmäßigere Wärmeentwicklung zu gewährleisten, ist die grüne Laserdiode gegenüber den beiden anderen distal um etwa 10 mm versetzt. Das Kühlsegment hat sowohl größtmöglichen Flächenkontakt mit der distalen Gehäuseoberfläche der Laserdiode als auch mit dem folgenden Segment und dient der primären Wärmeaufnahme, um eine zügig eintretende Überhitzung der Lichtquellen zu vermeiden. Diese sind in das Kollimiersegment eingelassen und darin gemäß ihrer gewünschten Polarisation ausgerichtet. Beide Segmente sind aus Messing gefertigt. Das sich gemäß der Abbildung 4-12 anschließende GRIN-Linsenpaar parallelisiert bei einem Abstand  $d = (d_a + d_2)$  zueinander die emittierte Strahlung und ist konzentrisch zur Diodenaufnahme geführt. Zusammen mit den Linsenparametern aus [CVI15] und einem Abstand  $d_1 = 1,5$  mm zwischen Halbleiter und der 0,29 pitch-Linse gilt nach (4-9) und (4-10) für  $d_a = 0,24$  mm,  $d_2 = 1,35$  mm und daher für d = 1,59 mm. Dieser Abstand wird durch mit Kernlöchern versehenen Abstandshülsen gesichert. Im anschließenden Kombiniersegment liegen die drei polarisierenden Strahlteiler, wovon der mittlere mit einer dualen  $\lambda/4$ -Verzögerungsplatte und einem dichroitischen Spiegel beschichtet ist. Der Strahlengang erfolgt gemäß der Abbildung 4-22.

Die Gesamtmaße des zusammengesetzten Lichtmoduls betragen 42 x 24 x 11 mm<sup>3</sup>. Die Abbildung 4-25 zeigt links eine CAD-Ansicht mit farblich hervorgehobenen Strahlteilern und Lichtquellen, rechts ist der realisierte Prototyp dargestellt. Zur Verdeutlichung der Strahlteiler ist das Kombiniersegment aus PMMA gefertigt. Nach der Kombination der parallelisierten Strahlen wird die Gesamtstrahlung durch eine weitere 0,23 pitch-GRIN-Linse fokussiert und in eine Faser eingekoppelt, die zur Endoskopspitze führt. Auf diese Weise kann das kollimierte Strahlenbündel durch einen deutlich schmaleren Faserquerschnitt geleitet werden und die Ausleuchtung erfolgt unter einem größeren Austrittswinkel, welcher durch die numerische Apertur der Faser und der fokussierenden GRIN-Linse limitiert ist.



Abb. 4-25 Modellansicht des optischen Moduls (links), Foto des Prototypen (rechts) [Bla15a]

Um keine Fertigungs- und Montageungenauigkeiten auf der beleuchteten Fläche in Form von Farbsäumen zu erhalten, sind die beiden äußeren Würfel in einer speziellen Halterung befestigt, die es erlaubt, diese axial zur Laserdiode zu verschieben oder quer dazu zu verkippen. Auf diese Weise lassen sich die beiden Strahlen der roten und blauen Lichtquelle in zwei Richtungen unabhängig voneinander auf den grünen Spot verschieben. Dazu sind beide Strahlteiler in Kunststoffhalterungen gefasst, die ein leichtes Gleiten ermöglichen und gleichzeitig die empfindlichen Oberflächen vor Kratzern beim Bewegen schützen. Zusätzlich verhindern sie weitere nicht vorgesehene Lageänderungen. Die Positionsverlagerung der Strahlen erfolgt über jeweils zwei M1,6-Madenschrauben, die im Kombiniersegment sitzen und gegen die mit einer Feder vorgespannte Halterung jedes Strahlteilers drücken. Bei gleichsinniger Betätigung kommt es zu einer axialen Verschiebung des Würfels, was in einer horizontalen Strahlverschiebung resultiert. Bei gegensinniger Betätigung wird der Würfel verkippt, und die geneigte Grenzfläche reflektiert den Strahl vertikal versetzt. Die Wirkungsweise beider Mechanismen sind in der Abbildung 4-26 exemplarisch an dem roten und blauen Teilstrahl dargestellt. Wie das Spotdiagramm links verdeutlicht, kommt es jeweils zu einer Verschiebung in der Ebene gegenüber dem unbeeinflussten grünen Strahlanteil. Die rechte Abbildung zeigt bei Überlagerung der Lichtstrahlen mit dem geöffneten Modell die Folgen der Betätigung auf die beiden äußeren Strahlteiler.



Abb. 4-26 Verschiebung der roten und blauen Teilstrahlen in der Beleuchtungsebene (links) bei Verschiebung oder Verkippung der vorgespannten polarisierenden Strahlteiler (rechts)

Anschließend konnte in Labortests die Funktionsfähigkeit nachgewiesen werden. Untersucht wurde sowohl die Farbmischung in einer Ulbrichtkugel zur qualitativen Auswertung des Spektrums als auch die Beleuchtung von Testobjekten und -oberflächen. Aufgrund der kohärenten Natur des emittierten Lichts trat in verschiedenem Maße auf unterschiedlichen beleuchteten Oberflächen eine die visuelle Erkennbarkeit mindernde Körnigkeit auf, die auch als Specklemuster bezeichnet wird. Dieser Effekt machte die Entwicklung eines weiteren Moduls zur Reduktion dieser Bildfleckigkeit nötig.

Des Weiteren führte die aufgenommene Leistung zu einer Erwärmung im optischen Modul, die nicht allein durch das Kühlvolumen des hinteren Segments aufgenommen und gehalten werden kann. Zur Sicherung einer längeren Einsatzdauer erfolgten daher umfangreiche Untersuchungen zu Wärmemanagementsystemen, die in Kapitel 4.5 erläutert werden und zu einer gangbaren Lösung führten.

### 4.4 Entwicklung Speckle-reduzierender Module

Die bei der Illumination von Oberflächen unterschiedlicher Rauigkeit bemerkte Körnigkeit des reflektierten Lichts resultiert aus der Kohärenz der eingesetzten Lichtquellen. Durch Laufwegdifferenzen innerhalb der beleuchteten Stelle kommt es lokal zu konstruktiver oder destruktiver Interferenz, die zu statistisch verteilten Hell-Dunkel-Mustern führt, welche als Speckles bekannt sind. Solche fleckigen Muster wirken sich als optisches Rauschen aufgrund ihres hohen Kontrasts negativ auf die Bildqualität aus. Der Speckle-Kontrast S ist nach [Opt14] und [Ric12] definiert als die mit der mittleren Intensität I<sub>m</sub> normierte Standardabweichung der lokalen Intensität I<sub>i</sub>:

$$S = \frac{1}{I_m} \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} (I_i - I_m)^2}$$
(4-11)

Um die Darstellung des Operationssitus nicht durch die eingesetzte Lichtquelle zu verschlechtern, ist eine möglichst umfassende Reduktion der Speckles von Interesse. Der Leistungsgrad  $R_S$  der Speckle-Reduktion wird über den logarithmischen Zusammenhang von unreduziertem Speckle-Kontrast S zu reduziertem Kontrast  $S_R$  definiert [Opt14]:

$$R_{S}[dB] = 10 \cdot \log_{10}\left(\frac{S}{S_{R}}\right)$$
(4-12)

### 4.4.1 Möglichkeiten der Speckle-Reduktion

Goodman beschreibt in [Goo07] mehrere Möglichkeiten, dem Phänomen der Speckles zu begegnen, wovon einige im Folgenden auf ihre Anwendbarkeit diskutiert werden. Die Abbildung 4-27 zeigt an einem einfachen Testbild, wie sich Speckles auf einer beleuchteten Oberfläche auswirken und dabei die Abbildungsqualität mindern.



Abb. 4-27 Mit kohärentem Licht beleuchtete Oberfläche und dabei entstehendes Speckle-Muster

Durch eine geeignete Oberfläche kann ein auftreffender linear polarisierter Lichtstrahl in Abhängigkeit des Einfallswinkels gemäß der Fresnel'schen Gleichungen in zwei senkrecht zueinander polarisierte Teilstrahlen zerlegt werden. Deren Amplituden variieren mit der Schwingungsebene des einfallenden Strahls. Rotiert diese mit einer Geschwindigkeit oberhalb der Reaktionszeit des menschlichen Auges, wird der Speckle-Kontrast um bis zu  $1/\sqrt{2}$  vermindert [Goo07]. Sowohl die beleuchtete Oberfläche, als auch die Schwingungsrichtung der Strahlung lässt sich jedoch ohne zusätzliche Hilfsmittel nicht beeinflussen, daher ist diese Methode nicht anwendbar.

Des Weiteren wird zum Einsatz mehrerer zueinander räumlich versetzter Lichtquellen gleicher Wellenlänge geraten, um dadurch verschiedene Einfallswinkel und damit unterschiedliche Laufwegdifferenzen auf der Oberfläche sowie bei der Reflexion zum Betrachter zu erzeugen [Goo07]. Die dabei generierten voneinander abweichenden Speckle-Muster führen zu einer Mittelung und homogenisieren die Gesamtausleuchtung. Aufgrund der kompakten Bauform und der endoskoptypischen Lichtauskopplung durch nur eine schmale Faser ist eine räumliche Deplatzierung mehrerer Lichtquellen jedoch nicht möglich.

Weiterhin empfiehlt sich die Minderung der Kohärenzlänge  $l_K$ . Diese ist über die Wellenlänge  $\lambda$  und die spektrale Linienbreite  $\Delta\lambda$  der Lichtquelle nach [Ped96] definiert als:

$$l_{\rm K} \approx \frac{\lambda^2}{\Delta \lambda} \tag{4-13}$$

Je schmalbandiger und damit näher am Zustand idealer Monochromasie die Lichtquelle ist, umso geringer ist  $\Delta\lambda$  und desto länger  $l_K$ . Speckles lassen sich verringern, wenn die Kohärenzlänge entweder unter den rauigkeitsbedingten Phasenversatz auf der Objektoberfläche reduziert wird oder eine zusätzliche Laufwegsdifferenz zwischen einzelnen Teilen der Strahlung eingeführt wird, die  $l_K$  überschreitet. Die spektrale Linienbreite von Laserdioden ist zumeist invariabel, kann nach (4-13) durch zusätzliche Lichtquellen mit geringfügig abweichender Wellenlänge jedoch stark verbreitert werden [Goo07]. Wie allerdings in der Abbildung 4-7 zu erkennen ist, sind die verfügbaren Wellenlängen begrenzt, so dass für eine gewünschte Farbtemperatur die Auswahl verfügbarer Laserwellenlängen begrenzt ist. Eine gezielte Verschlechterung der Kohärenzlänge durch Verbreiterung des Spektrums ist daher nicht praktikabel und setzte darüber hinaus noch zusätzliches Volumen für weitere Lichtquellen im optischen Modul voraus.

Ein Laufwegversatz zwischen einzelnen Teilstrahlen der Emission um mehr als die Kohärenzlänge verhindert, dass die danach zusammengeführten Anteile bei Interferenz miteinander Speckle-Muster herausbilden können. Dieser Versatz kann auf vielerlei Weise eingebracht werden, wie die Abbildung 4-28 exemplarisch skizziert. So führt beispielsweise die Leitung durch unterschiedlich lange, an ihren Enden zusammengelegte Lichtleitfasern bei ausreichender Längendifferenz zur Reduktion und Auslöschung von Interferenzmustern.



Abb. 4-28Beispiele zur Speckle-Reduktion durch Verringerung der räumlichen Kohärenz:<br/>Stufenspiegel (links) und Faserbündel mit unterschiedlichen Längen (rechts)

Ein anderes Verfahren ist die zeitliche Mittelung der Muster bei kontinuierlicher Veränderung der Laufwege. Durch die ständige Neuanordnung der stochastisch verteilten Muster kommt es zu einer Homogenisierung der Intensität, wodurch das Auge eine ausgeglichene Verteilung wahrnimmt. In [Gal12b] werden einige Möglichkeiten beschrieben, auf diese Weise Speckles aus der optischen Wahrnehmung heraus zu mitteln. Dazu ist es nötig, die Musterveränderung oberhalb der Auflösungszeit des menschlichen Auges (ca. 60 ms) ablaufen zu lassen, so dass bei Überlagerung der Muster die Körnigkeit verschwindet [Gig12].

Eine Methode besteht darin, das beleuchtete Objekt axial oder lateral vibrieren zu lassen, was jedoch für die vorgesehene Anwendung nicht durchführbar ist. Stattdessen kann man Elemente im Strahlengang bewegen, die eine variierende Strahlführung erzeugen. Neben dynamischen Diffusoren existieren auch rotierende oder vibrierende Linsen und Spiegel sowie Linsen mit variabler Brennweite. Da in der geplanten Anwendung die Emission durch eine Lichtleitfaser zum distalen Endoskopende transportiert wird, ist auch eine räumliche Variation an der Ein- oder Auskoppelstelle sowie entlang der Faser denkbar. Erstere Vorschläge führen jedoch zu Schwankungen der Ausleuchtrichtung und der Intensität des bestrahlten Areals, daher ist nur ein vibrierendes Element zur kontinuierlichen Lageverschiebung der Faser von praktischer Relevanz. Die Abbildung 4-29 veranschaulicht die prinzipielle Umsetzung der Speckle-Reduktion und zeigt das Ergebnis der zeitlichen Mittelung unterschiedlicher Muster.



Abb. 4-29 Prinzip der zeitlichen Mittelung der Specklemuster (rechts) durch Variation des Laufwegs innerhalb einer Lichtfaser (links)

Die räumliche Kohärenz von Laserdioden ließe sich mit in das Endoskop integrierten Elementen zur Weglängenverschiebung oberhalb der Kohärenzlänge auslöschen, was sich jedoch aufgrund des begrenzten Platzes nicht ausreichend kompakt gestalten lässt. Daher wird für die Speckle-Reduktion auf das Prinzip der zeitlichen Mittelung der Muster zurückgegriffen.

# 4.4.2 Entwurf und Bewertung entwickelter Systeme

Kommerziell erhältliche Laserspeckle-Reduzierer basieren beispielsweise auf elektroaktiven Polymeren, die unter Wechselspannung periodisch ihre Länge variieren und dabei einen Diffusor dynamisch im Lichtstrahl bewegen [Gig12]. Die kontinuierlich wechselnde Brechung im Diffusor sorgt für verändernde Speckle-Muster. Zur Erzeugung einer oszillierenden Bewegung lassen sich verschiedene Aktorprinzipien heranziehen. Zu diesem Zweck wurden mehrere Aktoren entwickelt und miteinander verglichen.

Ein Entwurf umfasst einen vollkeramischen piezoelektrischen Biegeaktor mit bis zu 80  $\mu$ m Hub in den Abmaßen 18 x 9,6 x 0,65 mm<sup>3</sup>. Bei differenzieller Spannungsversorgung und einer Resonanzfrequenz von ca. 2 kHz wird eine daran angebrachte, ansonsten frei bewegliche Lichtleitfaser in Schwingung versetzt. Wie mehrere Testreihen ergaben, nimmt der reduzierende Effekt mit steigender Amplitude zu und ist bei der Resonanzfrequenz am günstigsten. Aufgrund der hohen Steifigkeit und damit einhergehender mechanischer Impedanz des Piezobiegeaktors kommt es jedoch zu einer merklichen Geräuschentwicklung, die auch nach einer Integration in den Griff zu Akzeptanzproblemen beim Anwender führen kann. Alternative Entwicklungen mit elektromagnetisch betätigten Membranen werden daher aus dem gleichen Grund verworfen.

Stattdessen wurde ein Modul mit einem DC-Kleinstmotor mit 6 mm Durchmesser und einem 4:1-Reduktionsgetriebe von Faulhaber konzipiert, um eine vielfach facettierte Schwungrolle zu rotieren. Gegen diese wird eine mit Federn vorgespannte Platte gedrückt, durch welche eine Lichtfaser läuft. Entlang des rotierenden Profils der Schwungrolle oszilliert die Platte mit periodischer Schwingung, die sie auf die Faser überträgt. Für geringe Reibwiderstände und selbstschmierende Eigenschaften besteht die Werkstoffpaarung zwischen Rolle und Platte aus Edelstahl und Messing. Um die schwache Getriebelagerung zu entlasten, wird die Schwungrolle durch ein Lager gegenüber den Federn gestützt. Die Abbildung 4-30 zeigt links ein eingefärbtes CAD-Modell des Moduls sowie rechts den Prototyp.



Abb. 4-30 CAD-Modell (links) und Prototyp (rechts) des elektromotorischen Oszillators [Bla15a]

Die Geometrie der facettierten Schwungscheibe hat maßgeblichen Einfluss auf die akustischen Eigenschaften des Moduls. Bei einer gleichmäßigen Kontur wird ein Abheben und Wiederauftreffen der Platte auf der Rolle vermieden und auf diese Weise die Geräuschentwicklung reduziert. Dadurch ist jedoch die Anzahl an periodisch am Umfang verteilten Profilschwankungen limitiert. In mehreren Versuchsreihen wurden verschiedene Profilformen untersucht, um ein Optimum aus Profilanzahl und -amplitude zu finden. Das beste Ergebnis lag bei vier Facettenflächen und einer Amplitude von ca. 60 µm. Obwohl der Motor bis zu 25.000 Umdrehungen pro Minute im Leerlauf durchführen kann, ist er im Dauerbetrieb nur auf zehn Prozent dieses Werts ausgelegt. Dies führt zu einer Schwingungsfrequenz der Faser von maximal 41 Hz.

Um auch höhere Frequenzen bei diesen Amplituden erreichen und damit weitere günstige Parameterverhältnisse zu finden, wurde ein auf Reluktanzkraft basierender Schwingungsaktor in [Gal12b] entwickelt. Dieser ähnelt einem Relais, bei dem durch eine bestromte Spule ein magnetisches Feld generiert wird, welches eine Kraft gegen eine Feder erzeugt und ein bewegliches Joch in einem Eisenkreis verschiebt. Beim Zusammenbruch des Felds lässt die Feder das Joch in die vorherige Position zurückschwingen.

Über die Auslegung der Spule hinsichtlich Draht- und Spulendurchmesser, -länge, -material und Windungszahl wird die im Luftspalt herrschende magnetische Flussdichte ermittelt, aus der sich die Reluktanzkraft ableiten lässt. Eine mit passender Steifigkeit ausgewählte nichtpermeable Feder stellt den vorgegebenen Hub des Jochs und Luftspalt des Eisenkreises von 0,3 mm wieder ein, indem sie der Reluktanzkraft entgegen wirkt. Die Abbildung 4-31 zeigt links den aufgebauten Prototyp des Relaisschwingers und verdeutlicht in Grün auf der rechten Seite, welchen Betrag die resultierende Kraft aus Reluktanz- und Federkraft zu welchem Zeitpunkt einer Schwingung aufweist.



Abb. 4-31 Prototyp des aufgebauten Reluktanzschwingers (links) [Gal12b], resultierende Kraft auf das Joch während einer Schwingungsperiode (rechts)

Zur Erzeugung der einstellbaren Frequenz dient eine einfache Schaltung mit einem Präzisionszeitgeber (NE555) als instabilem Multivibrator. Über einstellbare Widerstände und Kondensatoren lasen sich sowohl die Frequenz als auch das Tastverhältnis des mit Gleichspannung versorgten Elements modifizieren. Als Zielgröße wird eine Frequenz von 100 Hz gewählt, um dadurch sicher oberhalb der Wahrnehmungsschwelle des menschlichen Auges zu liegen. Über die gewählten Spulendaten bestimmen sich zudem deren Induktivität und daraus die bei Wechselspannung wichtige Zeitkonstante, welche den Stromgradienten der Spule bei angelegter Spannung beschreibt und Auskunft darüber gibt, ob sich aufgrund der Spulenimpedanz das magnetische Feld bei der geforderten Frequenz auch vollständig aufbauen kann.

Der erste Prototyp aus der Abbildung 4-31 ist in ein POM-Gehäuse eingelassen, da die Feder auch bei geöffnetem Joch noch vorgespannt ist und dadurch ohne die Gehäusebegrenzung den Luftspalt weiter vergrößern und daher die bei angelegter Spannung erzeugte Reluktanzkraft abschwächen würde. Diese Bauform führte in Tests dazu, dass es sowohl bei geschlossenem als auch bei maximalem Luftspalt zu Materialkontakt und damit akustischen Störungen kam.

Aus diesem Grund wurde mit dem gleichen Spulendesign ein weiterer Reluktanzschwinger entwickelt, der keinen vollständigen Eisenkreis bildet. Stattdessen besteht er neben dem Spulenkern aus einer oszillierenden Platte, die beide aus hochpermeablem Weicheisen hergestellt sind. Diese Platte, welche mit der Lichtleitfaser verbunden wird, ist zwischen dem Kern und einem Messinganschlag über zwei Paar diagonal versetzte und vorgespannte nichtmagnetische Federn aufgehängt. Bei Bestromung der Spule wird aufgrund der Reluktanzkraft der Luftspalt zwischen beiden Weicheisensegmenten reduziert, durch die anwachsende Federkraft wird jedoch ein Kontakt gedämpft. Bei Spannungsabfall federt die Platte zurück und wird durch das andere Federpaar am Abstoppen an der Messingbegrenzung gehindert. Das federnd aufgehängte Element verfügt dadurch über die besten akustischen Eigenschaften. Die Abbildung 4-32 illustriert links das beschriebene überarbeitete Reluktanzmodell und zeigt rechts den realisierten Prototypen zum Größenvergleich.



Abb. 4-32 CAD-Modell (links) und Prototyp des überarbeiteten Reluktanzschwingers (rechts) [Bla15a]

Aufgrund der für den Dauerbetrieb limitierten Frequenz des elektromotorischen Oszillators auf 41 Hz werden nur die beiden Reluktanzschwinger für Messreihen zur Speckle-Reduktion herangezogen.

Der Aufbau des Versuchsstands ist in der Abbildung 4-33 dargestellt. Für die Untersuchungen wird auf eine einzelne Laserdiode zurückgegriffen, da die Ergebnisse auf das gesamte optische Modul übertragen werden können. Um neben der Frequenz auch die jeweilige Amplitude zu kennen, wird die schwingende Faser, beziehungsweise das Joch mit einem Lasertriangula-

tionsgerät über ein Oszilloskop erfasst. Das auf einen Testschirm geworfene Beleuchtungsbild wird per Kamera gewonnen und mittels MATLAB ausgewertet.



Abb. 4-33 Aufbau des Versuchsstands zur Bewertung der Speckle-Reduktion, nach [Gal12b]



Abb. 4-34 Kohärente Beleuchtung einer Testoberfläche bei 0 Hz, 100 Hz und 300 Hz, mit farblich hervorgehobener, in der Abbildung 4-35 ausgewerteter exemplarischer Bildzeile



Abb. 4-35 Intensitätsprofil der Bildzeile aus der Abbildung 4-34 für unterschiedliche Frequenzen (oben), Speckle-Kontrast bei den drei Frequenzen (unten)

Die Abbildung 4-34 stellt exemplarisch drei Beleuchtungsmuster einander gegenüber. Während links keine Speckle-Reduktion stattfindet, ist in der Mitte und rechts das Modul eingeschaltet und auf 100 Hz beziehungsweise 300 Hz eingestellt. Der dabei bemerkbare homogenisierende Effekt der relativen Intensität bei der Ausleuchtung ist im oberen Bereich des Diagramms der Abbildung 4-35 verdeutlicht. Die Ergebnisse lassen eine deutliche Reduktion erkennen.

Die Reluktanzschwinger werden während der Versuchsreihen im aktivierten Zustand zwischen 60 Hz und 300 Hz betrieben. Aufgrund des mit steigender Frequenz zunehmenden Blindwiderstands  $X_L = \omega \cdot L$  und der gleichzeitig sinkenden Pulsdauer kann sich die Reluktanzkraft bei höheren Frequenzen immer weniger aufbauen. In der Folge sinkt die Amplitude des in Schwingung versetzten Faserhalters, wie die Abbildung 4-36 zeigt. Um den Einfluss zunehmender Frequenz bei gleichzeitig fallender Schwingungsamplitude auf den Speckle-Kontrast S bewerten zu können, ist dieser für die drei Intensitätsprofile ebenfalls in der Abbildung 4-35 unten eingezeichnet. Die Reduktion zum ausgeschalteten Modul ist offensichtlich. Wird der Leistungsgrad R<sub>S</sub> nach (4-12) bestimmt, so dämpft dieser bei 100 Hz im Mittel um 7,1 dB, bei 300 Hz jedoch nur noch durchschnittlich um 6,2 dB. Eine weitere Zunahme der Schwingungsfrequenz empfiehlt sich daher nicht, da durch zu geringe Amplituden der Speckle-reduzierende Effekt wieder verschlechtert wird.



Abb. 4-36 Absinken der Schwingungsamplitude mit steigender Frequenz, nach [Gal12b]

Um die Wiedergabequalität einschätzen zu können, wurde eine künstliche Organstruktur mit der Vorrichtung beleuchtet und der Effekt der Speckle-Reduktion auf die Erkennbarkeit von Details bewertet. Das Ergebnis ist in der Abbildung 4-37 dargestellt, wobei hier zur farbunabhängigen Betrachtung das Bild entfärbt wurde. Während links ein Bildausschnitt ohne Reduktion zu erkennen ist, wird der gleiche Bereich mit aktiviertem Modul rechts Speckle-reduziert. Details und Strukturen im Bildausschnitt sind erheblich besser zu erkennen. Wie die Auswertung einer exemplarischen Bildzeile in der Mitte ergibt, glättet das Anti-Speckle-Modul die kohärenzbedingte Körnigkeit des Bildausschnitts, ohne die beleuchteten Strukturen dabei zu verwischen.



Abb. 4-37 Bildausschnitt einer laserbeleuchteten Testoberfläche ohne (links) und mit Speckle-Reduktion (rechts) sowie Auswirkung auf das Intensitätsprofil entlang einer Bildlinie (Mitte)

Die Messergebnisse lassen erkennen, dass das gewählte Verfahren zur Speckle-Reduktion kompakt genug ist, um in ein Endoskop integriert zu werden, wobei es gleichzeitig die Anforderungen erfüllt. Der kohärenzbedingte Nachteil qualitätsmindernder Bildbeleuchtung einer Laserlichtquelle gegenüber LEDs oder Kaltlichtquellen ist damit überwindbar und stellt kein Hindernis für deren Anwendbarkeit dar. Das reluktanzbasierte Speckle-Modul mit Feder-Masse-Schwinger weist eine nur sehr geringe Geräuschentwicklung auf, die nach Einbau in einen Endoskopgriff keine akustischen Beeinträchtigungen erwarten lässt.

# 4.5 Wärmemanagement eines intra-endoskopischen Beleuchtungsmoduls

Durch die Platzierung der Lichtquellen in den Griff und die Vermeidung von Lumineszenzbasierten Spektralumwandlungen an der Endoskopspitze ist das distale Ende von Hitzepunkten befreit, die den Bauchraum des Patienten berühren könnten. Gleichzeitig ist jedoch der Anwender und Halter des Endoskops der Verlustwärme verstärkt ausgesetzt, da er die Oberfläche des Griffs, in dem sich die Lichtquellen befinden, mit der Hand umschließt. Wie im Folgenden gezeigt wird, ist diese Handhabung über eine längere Zeit ohne zusätzliche Hilfsmittel, die ein Überhitzen des Griffs verhindern, nicht möglich. Um ein ergonomisches Greifen, Halten und Führen des Endoskops zu erlauben, ist der Griff auf einen Außendurchmesser von 40 mm begrenzt. Des Weiteren befindet sich das Lichtmodul mit optischem System in einem Griffsegment mit maximal 60 mm Länge. Das verbleibende zur Verfügung stehende Volumen in diesem Teil des Endoskopgriffs ist neben der Elektronik für mögliche Kühlelemente reserviert. Basierend auf den gewünschten Strahlungsleistungen  $\Phi_e$  der drei Lichtquellen gemäß der Tabellen 4-1 und 4-2 und den zugrundeliegenden Wirkungsgraden bei der Umwandlung von Eingangsleistung in Licht wird das Kühlelement für eine Wärmeverlustleistung mit bis zu fünf Watt ausgelegt. Die Abbildung 4-38 zeigt eine schematische Darstellung des Segments mit Licht- und Kühlmodul und setzt es ins Verhältnis zum gesamten späteren Endoskop.



Abb. 4-38 Schematische Darstellung des Licht- und Kühlmoduls im Endoskop

Die gebräuchlichen Kühlprozesse führen Wärmeverluste durch Austausch mit der Umgebung ab. Dieser Prozess, der durch Strahlung, Konvektion, Massenströme oder Wärmeleitung erfolgt, kann aktiv durch zusätzlich aufgebrachte Energie unterstützt werden oder passiv ablaufen. Externe Lichtquellen nutzen häufig Ventilatoren, welche die erwärmte Luft gegen kühlere austauschen, um dadurch die Wärmeübertragung zwischen Hitzequelle und Kühlmedium durch einen höheren Temperaturgradienten zu steigern. Ein solches Lüftermodul ist auch für den Endoskopgriff denkbar, es ist jedoch aufgrund des geringen Bauraums und der Folgen bei Fehlfunktionen nicht tauglich. Darüber hinaus besteht die Gefahr einer sowohl ungleichmäßigen wie unzureichenden Wärmeabfuhr durch die nicht konstante Art des Greifens und Abdeckens des Griffs. Ein zirkulierendes Kühlmedium in einem geschlossenen Kreis erfordert wiederum neben einer externen Pumpvorrichtung zusätzliche Anschlussschläuche, die den Vorteil wegfallender externer Lichtleitkabel aufheben. Auch der Einsatz von Peltierelementen, bei denen der Wärmetransport durch elektrische Energie getrieben wird, ist unvorteilhaft. Während diese sich auf der einen Seite abkühlen, erwärmen sie sich auf der anderen Seite aufgrund ihres schlechten Wirkungsgrads deutlich, wobei die dabei anfallende zusätzliche Verlustwärme dann immer noch im Griff verbleibt.

Passive Kühlung basiert allein auf der Abgabe der Wärme an die Umgebung. Da das Lichtmodul selbst nur eine geringe Oberfläche aufweist, wurde es in einem Test durch eine Heizpatrone mit fünf Watt Leistung ersetzt und diese in einen Messingzylinder eingepasst, der von einem Aluminiumgehäuse ähnlich dem späteren Griff umgeben ist. Dessen Oberflächentemperatur misst ein PT-100-Widerstandsthermometer. Der Prüfaufbau ist in der Abbildung 4-39 rechts dargestellt. Die Wärme wird über den Messingzylinder an das Aluminiumgehäuse geleitet. Obwohl dessen Übergangsfläche zur Luft deutlich erhöht ist, überschreitet die Außenfläche bereits nach 14 Minuten die zulässige Höchsttemperatur von 41°C, wie die Abbildung 4-39 links verdeutlicht. Der Gleichgewichtszustand, bei dem der zu- und abgeführte Wärmestrom identisch sind, wird erst bei deutlich höheren Temperaturen erreicht. Der abgeführte Wärmestrom  $\dot{Q}$  ist proportional zur Temperaturdifferenz zwischen Griff und Umgebung und hängt vom Wärmeübergangskoeffizienten  $\tau$ , der Griffoberfläche A<sub>G</sub>, der Umgebungstemperatur  $\theta_U$  und der Oberflächentemperatur  $\theta_G$  ab. Er bestimmt sich nach [Gro07] zu

$$\dot{\mathbf{Q}} = \boldsymbol{\tau} \cdot \mathbf{A}_{\mathbf{G}} \cdot (\boldsymbol{\theta}_{\mathbf{U}} - \boldsymbol{\theta}_{\mathbf{G}}) \tag{4-14}$$



Abb. 4-39 Temperaturverlauf auf dem Endoskopgriff bei passiver sensibler Kühlung (links) [Bäh13], Übersicht des Prüfkörpers mit Vollkern aus Messing, Heizpatrone und Sensor (rechts)

Wenn zusätzliche Verbraucher jedoch vermieden und gleichzeitig die Temperatur länger stabil gehalten werden soll, muss neben dem rein passiven Wärmetransport zur Kühlung eine weitere Möglichkeit des Wärmemanagements genutzt werden. Dafür bietet sich die Wärmespeicherung an, welche sowohl chemisch als auch physikalisch erfolgen kann. Chemische Wärmespeicherung basiert auf exothermen oder endothermen Reaktionen, bei denen Wärme entweder aufgenommen oder abgegeben wird. Werden beispielsweise Salzverbindungen in Wasser gegeben, wird dem Wasser zum Lösen des Ionengitters des Salzes Wärmeenergie entzogen. Da dieser Lösungsprozess jedoch kaum umkehrbar ist, eignet sich dies nicht für mehrmalige Einsätze.

Physikalische Wärmespeicherung unterteilt sich in sensible und latente Speichervorgänge. Sensible Erwärmung führt bei der Aufnahme von Wärmeenergie zu einer messbaren Temperaturänderung des Speichermediums und beruht auf der stochastisch verteilten Zunahme der Schwingungen der Atome des Körpers. Diese Energie Q ist proportional zu dessen Masse, seiner spezifischen Wärmekapazität  $c_p$  und zur erzeugten Temperaturerhöhung  $\Delta T$ :

$$Q = m \cdot c_p \cdot \Delta T \tag{4-15}$$

Latente Wärmespeicherung ist nicht über eine Temperaturänderung zu detektieren, da die aufgenommene Energie zum Phasenübergang führt, welcher bei konstanter Temperatur abläuft. In einem Festkörper nimmt durch die aufgenommene Energie die Eigenschwingung der Moleküle zu, bis diese die Gitterstruktur überwinden und sich der Körper verflüssigt. Der dafür benötigte Energiebetrag nennt sich Schmelzwärme. Ein ähnlicher latenter Vorgang findet beim Phasenübergang von flüssig nach gasförmig durch Überwindung intermolekularer Kräfte statt, er ist jedoch für Wärmespeichermedien meist nicht interessant, da er mit einer deutlich größeren Volumenzunahme verbunden ist. Eine Ausnahme dazu und eine technische Anwendung stellen beispielsweise Kühlmittel in Klimaanlagen dar. Wie in der Abbildung 4-40 gezeigt, erwärmt sich ein Material sensibel bis zum Erreichen der Schmelztemperatur. Während des Schmelzvorgangs bleibt die Temperatur bei gleichbleibender Wärmezufuhr konstant und steigt erst nach vollständiger Phasenumwandlung weiter an.



Abb. 4-40 Prinzip sensibler und latenter Wärmespeicherung eines Materials über den Phasenübergang, nach [Bäh13]

Für die Enthalpie H, welche sich aus der Summe der inneren Energie U eines Systems und der daran geleisteten Verschiebearbeit als Produkt aus dem Druck p und dem Volumen V zusammensetzt, gilt gemäß [Gro07]:

$$\mathbf{H} = \mathbf{U} + \mathbf{p} \cdot \mathbf{V} \tag{4-16}$$

Der erste Hauptsatz der Thermodynamik sagt aus, dass die innere Energie U nur durch Veränderung der am System geleisteten Volumenarbeit oder der Wärme Q variiert:

$$dU = dQ - p \cdot dV \tag{4-17}$$

Für die Schmelzenthalpie H<sub>m</sub> gilt mit (4-16) und (4-17) gemäß [Hie07]:

$$dH_m = dU + V \cdot dp + p \cdot dV$$
(4-18)

$$dH_m = dQ + V \cdot dp \tag{4-19}$$

Unter isobaren Bedingungen ist die Schmelzwärme Q damit gleich der Schmelzenthalpie  $H_m$ . Daher werden geeignete Materialien mit ausreichendem Speichervermögen, welches von ihrer Gitterstruktur abhängt, als Latentwärmespeicher für die Anwendung im Griff untersucht.

### 4.5.1 Wärmespeicherung mittels Phase-Change-Materials

Latentwärmespeicher werden auch als Phase-Change-Materials (PCM) bezeichnet und umfassen alle Materialien, deren Änderung des Aggregatszustands beim Phasenübergang genutzt wird. Da die spezifische Schmelzenthalpie eines PCM oft deutlich größer als dessen Wärmekapazität ist, können diese im Vergleich zu sensiblen Speichern größere Wärmemengen aufnehmen. Beispielhaft wird beim Schmelzen von Eis zu Wasser die gleiche Energie aufgenommen, die benötigt würde, um dieselbe Menge anschließend auf 80° zu erhitzen.

Um die Erwärmung des Endoskopgriffs möglichst lang hinauszuzögern, muss das PCM bereits unterhalb der kritischen Schwelle von  $T_L = 41$ °C schmelzen und dabei eine hohe spezifische Schmelzenthalpie besitzen. Gleichzeitig darf dieser Prozess noch nicht durch die eingebrachte Wärme der umfassenden Hand ausgelöst werden. Gemäß [Bäh13] liegt die Handtemperatur in Ruhe bei ca. 32°C und definiert die untere Temperaturgrenze des Schmelzvorgangs. Findet dieser möglichst nahe der oberen Temperaturgrenze von 41°C statt, kommt es gemäß (4-14) außerdem zu einer besseren passiven Wärmeabfuhr über die Griffoberfläche an die Umgebung und die Hand. Dies wird wiederum durch eine gute Wärmeleitfähigkeit des PCM unterstützt. Darüber hinaus müssen die relevanten Materialien zyklenstabil und damit mehrfach einsetzbar sein, ohne sich irreversibel zu zersetzen oder zu trennen und eine geringe Volumenänderung beim Phasenübergang aufweisen [Meh08]. Dies ist insbesondere für das später gekapselte Modul wichtig, da zur Begrenzung des wachsenden Innendrucks Ausgleichsvolumina vorgehalten werden müssen, die nicht zur Wärmespeicherung beitragen. Schließlich dürfen sie nicht korrosiv wirken und müssen inert sowie ungiftig sein. Die Abbildung 4-41 zeigt eine Übersicht der relevanten PCM-Stoffklassen im geforderten Temperaturbereich. Außerhalb dessen finden sich weitere Materialien, die aufgrund ungeeigneter Schmelzbereiche für die Betrachtung jedoch nicht in Frage kommen.



Abb. 4-41 Übersicht relevanter PCM-Stoffklassen mit Schmelztemperatur und -enthalpie, gemäß [Cas14], [Meh08]

Zwar hat Wasser mit  $h_m = 333 \text{ kJ}/\text{kg}$  [Gro07] eine der höchsten spezifischen Schmelzenthalpien, es liegt mit seinem Schmelzpunkt jedoch außerhalb des zulässigen Temperaturfensters. Nahe diesem Bereich liegen Clathrathydrate oder Gashydrate, welche in Wasser gelöste Gase darstellen und dadurch dessen Schmelzpunkt erhöhen. Innerhalb des Schmelzbereichs liegen vor allem Salzhydrate, Paraffine, Fettsäuren und Polyethylenglycole.

Salzhydrate bilden ein Wasser-Salz-Gemisch, dessen Komponenten eine regelmäßige Struktur formen und dadurch den Schmelzpunkt von Wasser erhöhen. Unter den vier Stoffgruppen weisen sie eine der höchsten Schmelzenthalpien auf, haben jedoch die Neigung zu unterkühlen, sind korrosiv gegenüber Metallen und haben nur eine geringe Zyklenstabilität, da sie frühzeitig Phasentrennung erfahren und die dann getrennten Anteile nicht im geforderten Temperaturbereich schmelzen. Da sie zusätzlich einer Volumenänderung von etwa zehn Prozent unterliegen, wird dieses PCM zusammen mit einem geringen Ausgleichsvolumen vermehrt mikrogekapselt. So wird der negative Effekt der beiden Prozesse reduziert, gleichzeitig geht damit aber auch nutzbares PCM-Volumen verloren.

Paraffine sind die meistgenutzten PCM und gehören zur Gruppe der Alkane mit der Summenformel  $C_nH_{2n+2}$ . Die Moleküle werden durch intermolekulare Kräfte gebunden, so dass mit zunehmender Kettenlänge sowohl Schmelztemperatur als auch -enthalpie steigen. Sie besitzen eine schlechte Wärmeleitfähigkeit, zersetzen sich bei hohen Temperaturen in kürzere Ketten und sind prinzipiell brennbar. Ihre phasenumwandlungsbedingte Volumenänderung liegt im Bereich von zehn Prozent, sie sind jedoch chemisch inert, zyklenstabil und damit kompatibel in vielen Umgebungen einsetzbar. Je sortenreiner das Paraffin bei der Destillation gewonnen wird, umso definierter ist der Schmelzpunkt. Durch Mikroverkapselung sind sie in verschiedenen Bereichen der Gebäudedämmung oder in der Textilindustrie einsetzbar. [Meh08]

Fettsäuren sind Paraffine mit einer -COOH-Säuregruppe und durch die Summenformel  $CH_3(CH_2)_{2n}COOH$  gekennzeichnet. Sie zeigen ähnliche Eigenschaften hinsichtlich Schmelzenthalpie und -temperatur, Zyklenstabilität und Wärmeleitfähigkeit [Meh08]. Ihr Säurecharakter führt jedoch zu Ätzproblemen mit Metallen und schließt sie für die Anwendung aus.

Polyethylenglycol (PEG) ist ein Polymer der Summenformel  $C_{2n}H_{4n+2}O_{n+1}$ . Diese Substanz ist ebenfalls chemisch inert, ähnlich schlecht wärmeleitend wie Paraffine und von geringerer Schmelzenthalpie. Da es in weniger sortenreinen Chargen verfügbar ist, wird dieser Stoff durch seine mittlere molare Masse klassifiziert und weist einen breiteren Schmelzbereich auf. Die Tabelle 4-3 schlüsselt die in Frage kommenden PCM nach ihren Stoffklassen und Parametern auf.

Substanz	Stoffklasse	T <sub>m</sub> in °C	h <sub>m</sub> in kJ / kg
Rubitherm RT 35 HC	Paraffin	34 - 36	222 - 258
n-Eicosan	Paraffin	36,4 - 38	247 - 283
Rubitherm RT 38	Paraffin	32 - 38	157 - 183
PEG 1000	Polyethylenglycol	33 - 46	150
Na <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> · 12H <sub>2</sub> O	Salzhydrat	35 - 44	261 - 280

Tab. 4-3Stoffklassen und Parameter der als Wärmespeicher im Griff geeigneten und getesteten PCM<br/>[Lan09], [Rub14], [Rub15], [Sar08], [VDI02], [Meh08]

## 4.5.2 Konstruktion des Wärmespeicher-Moduls

Um die Tauglichkeit der vorgesehenen PCM zu überprüfen, werden diese in einem in [Bäh13] beschriebenen Prototyp getestet, der vergleichbar mit dem späteren Licht- und Kühlmodul im Endoskopgriff ist. Damit wird vermieden, das eigentliche Lichtmodul immer wieder ein- und auszubauen und dieses beim Austausch der PCM unnötig vorzubelasten. Der Prototyp weist die in Kapitel 4.5 geforderten zylindrischen Abmaße von 40 mm Durchmesser und 60 mm Länge auf, ist jedoch für leichteres Befüllen und Austauschen nicht wie in der späteren Anwendung versiegelt, sondern mit Zugängen und zusätzlichen Montageflanschen versehen.

Eine Heizpatrone erzeugt die Wärmeverluste des Lichtmoduls und ist in einen Messingquader eingelassen, der den Abmaßen des Lichtmoduls entspricht.

Wird der umgebende Hohlraum allein mit PCM ausgefüllt, ist durch die geringe Wärmeleitfähigkeit der vorgesehenen Stoffe die gleichmäßige Verflüssigung durch Hitzestau im Innern behindert und der parallel gewünschte Wärmetransport über die Griffoberfläche reduziert. Um die Wärmeleitfähigkeit zu erhöhen, werden die Oberfläche des Lichtmoduls und die Innenfläche des Griffs mit zusätzlichen Strukturen verbunden, die sowohl eine hohe Wärmeleitfähigkeit als auch Oberfläche haben. Mit einer großen Übergangsfläche zwischen PCM und Struktur ist gewährleistet, dass die übertragene Wärme leicht an den Griff abgeführt wird. Gleichzeitig muss das Strukturvolumen minimiert werden, um genügend PCM-Volumen einbringen zu können.

Aus diesem Grund werden mehrere kommerziell erhältliche Kühlkörperstrukturen an die geometrischen Randbedingungen angepasst und mittels CAD-Software miteinander verglichen. Die Testanordnung aus der Abbildung 4-39 rechts wird so verändert, dass der Messingzylinder durch eine Kühlkörperstruktur ersetzt wird. Die drei vorteilhaftesten Konfigurationen sind in der Abbildung 4-42 dargestellt. Wie die Tabelle 4-4 aufschlüsselt, sind für die Unterscheidung die drei Parameter PCM-Oberfläche, PCM-Volumen und Wandkontaktfläche von Relevanz.



Abb. 4-42 Kühlkörperstrukturen für das Wärmemodul: Stift- (links), Lamellen- (Mitte) und Sternanordnung (rechts), [Bäh13]

Kühlkörperstruktur	PCM-Oberfläche	Wandkontaktfläche	PCM-Volumen
Stifte	$232,6 \text{ cm}^2$	$12,4 \text{ cm}^2$	27,8 ml
Lamellen	$259,0 \text{ cm}^2$	$20,8 \text{ cm}^2$	20,9 ml
Stern	$146.9 \text{ cm}^2$	$9,3 \text{ cm}^2$	21,1 ml

Tab. 4-4 Parameter der relevanten Kühlkörperstrukturen in der Testanordnung

Je größer die PCM-Metall-Oberfläche ist, umso leichter und gleichmäßiger erfolgt der Wärmeeintrag in das PCM. Die Wandkontaktfläche reduziert den Wärmeflusswiderstand zur Umgebung und verlängert über leichtere Wärmeabgabe an den Griff die Speicherkapazität. Bei beiden Eigenschaften liegt die Lamellen- vor der Stiftstruktur, welche jedoch beim PCM- Volumen und damit der Speicherkapazität mehr als 30 Prozent überwiegt. Aus diesem Grund fällt die Wahl auf das Design mit Stiftkühlkörpern.

Da die erhältlichen Kühlkörper nicht in der exakt benötigten Größe und Formgestaltung verfügbar sind, werden diese konfektioniert, indem die Stifte zuerst gekürzt und auf einem Messingkörper verschraubt werden. Anschließend wird die Struktur mit einem schnellhärtenden Zwei-Komponenten-Methylmethacrylat (Technovit 4071) vergossen und nach dessen Aushärtung auf die gewünschte zylindrische Form zerspant. Abschließend wird die Bohrung für die Heizpatrone gesetzt, überstehendes Messing abgedreht und das Polymer mit Aceton gelöst und entfernt.



Abb. 4-43Einzelne Abschnitte der Kühlkörperfertigung und -montage: Halbzeug mit zugeschnittenen<br/>und verschraubten Kühlkörpern (links), mit Technovit vergossen und zerspant (Mitte)<br/>[Bla15a] sowie von Polymer gelöst und im Testgehäuse mit Heizpatrone montiert (rechts)

Während der Montage werden insgesamt vier PT-100-Elemente zur Erfassung der Wärmeentwicklung mit einem Agilent 34970A Datalogger im und am Prototyp platziert. Ein Element wird direkt mit dem Messingquader unter ein angepasstes Stiftkühlkörpersegment verbunden, zwei weitere werden an verschiedenen Orten zwischen die Stifte positioniert, um mit dem PCM in Kontakt zu stehen und ein viertes wird auf der äußeren Oberfläche des Aluminium-Gehäuses befestigt. Auf diese Weise lässt sich ein der begrenzten Wärmeleitfähigkeit geschuldeter Temperaturgradient zwischen PCM und Außenfläche erfassen. Die Zuleitungen der innen liegenden PT-100-Elemente sind durch abdichtbare Bohrungen nach außen geführt und die Heizpatrone mit Wärmeleitpaste in die Bohrung eingepasst. Durch Abnehmen des Gehäusedeckels kann das Innere mit PCM befüllt werden.

## 4.5.3 Versuchsreihen und Ergebnisse

Bevor jedoch die einzelnen PCM vermessen und miteinander verglichen werden, ist die Wärmeentwicklung des unbefüllten Prototyps von Interesse. In diesem Zustand können die geringen Massen der Heizpatrone, der enthaltenen Luft und der Dichtungselemente vernachlässigt und nur die für die sensible Erwärmung relevanten Komponenten aus Aluminium (Kühlkörper und Griff), Messing (Heiz-/Lichtmodul) und Edelstahl (Schrauben) betrachtet werden. Die sich an der Griffoberfläche bildende und über die Umgebung abzuführende Wärme  $Q_G$  bildet sich aus der Differenz der Heizwärme  $Q_H$ , der sensiblen ( $Q_S$ ) und der latenten ( $Q_L$ ) Wärmespeicherung. Ohne PCM gilt jedoch  $Q_L = 0$ . Die Messvorrichtung ergibt für eine Erwärmung mit fünf Watt eine Wärmeentwicklung auf der Griffoberfläche gemäß der Abbildung 4-44 links. Bereits nach 13 Minuten überschreitet der Griff die kritische Grenze von 41°C. Die Temperaturzunahme verringert sich gemäß (4-14) zwar zunehmend, ein Gleichgewicht aus auf- zu abgegebener Wärme ist jedoch erst deutlich oberhalb des erlaubten Limits zu erwarten.

Die in der Tabelle 4-3 aufgeführten verflüssigten PCM werden in den Prototypen gegossen, dieser wird geschlossen und bis zum Verfestigen bei Raumtemperatur gewartet. Anschließend werden mehrere Messungen pro PCM durchgeführt, bis die kritische Temperaturschwelle von  $T_L = 41^{\circ}$ C deutlich überschritten ist. Nach jedem Durchlauf wird die Testanordnung wieder auf Umgebungsbedingungen abgekühlt und der Vorgang wiederholt. Beim Austausch der PCM werden diese erst verflüssigt, entfernt, das Innere chemisch und mechanisch gereinigt und ein neuer Stoff eingebracht. Alle Messungen werden erst ab 25°C aufgezeichnet, um Vergleichbarkeit zu gewährleisten. Die Abbildung 4-44 rechts sowie die Abbildungen 4-45 und 4-46 zeigen die Messreihen der untersuchten PCM. Die Messreihen sind durch den Mittelwert in Blau mit Standardabweichungen  $\sigma$  in Schwarz dargestellt.



Abb. 4-44 Temperaturentwicklung am Griff ohne PCM (links), mit PCM n-Eicosan (rechts), [Bäh13]



Abb. 4-45 Temperaturentwicklung am Griff mit PCM RT 35 HC (links), mit PCM RT 38 (rechts), [Bäh13]



Dinatriumhydrogenphosphat-Dodecahydrat (rechts), [Bäh13]

Die einzelnen Messreihen streuen verschieden stark, was zumeist den unter isobaren Bedingungen stattfindenden unterschiedlichen Ausdehnungen der Latentwärmespeichermaterialien geschuldet ist. Das in manchen Fällen ausgetretene PCM wurde für die nächste Messung zwar wiederaufgefüllt, konnte jedoch nicht exakt genug erfasst werden, um diesen Messfehler auszugleichen. Die Messreihen demonstrieren weiterhin, dass die Materialien n-Eicosan und RT 35 HC den am engsten eingegrenzten Schmelzbereich haben. Dies zeigt sich an der beinahe stabilen Temperatur während des Phasenübergangs und liegt an der besonders homogenen Kettenlänge der Polymere. Beim Latentwärmespeicher Dinatriumhydrogenphosphat-Dodecahydrat hingegen ist eine kontinuierliche Verringerung der Wärmespeicherkapazität zu erkennen, siehe Abbildung 4-46 rechts. Die Ursache liegt in der zunehmenden Phasentrennung des PCM in andere Hydrate und nichtwässriges Dinatriumhydrogenphosphat. Da diese Substanzen andere Schmelztemperaturen aufweisen, tragen sie nicht mehr zur Speicherung bei. Darüber hinaus kommt es bereits nach kurzer Zeit zu Korrosionserscheinungen im Innern der Testanordnung.

Die Messreihen lassen n-Eicosan und RT 35 HC als am besten geeignete Latentwärmespeicher sowohl hinsichtlich Zyklen- und Temperaturstabilität als auch Speicherkapazität erkennen. Um die Anwendbarkeit auch unter späteren realistischen Bedingungen zu testen, wird eine weitere Messreihe unter isochorer Umgebung durchgeführt. Das Modul wird konfiguriert und abdichtbar gestaltet. Da ein Ausweichen des PCM in die Umgebung nicht mehr möglich ist, muss ein Restluftvolumen verbleiben, das beim Phasenübergang komprimiert wird und den Innendruck langsam und kontrolliert ansteigen lässt. Das verbleibende Luftvolumen V ergibt sich aus dem Gesamtfüllvolumen V<sub>ges</sub> abzüglich des eingebrachten PCM-Volumens V<sub>PCM</sub>. Je geringer die Volumenausdehnung des Materials beim Aggregatswechsel ist, desto kleiner fällt der Druckanstieg aus und umso mehr Speicherkapazität kann vorgesehen werden. Unter der Annahme, dass das PCM verglichen mit Luft inkompressibel ist und der Phasenübergang von fest (S) nach flüssig (L) und die damit einhergehende Ausdehnung nur bei der Schmelztemperatur und damit isotherm (T<sub>S</sub> = T<sub>L</sub>) stattfindet, gilt für den Druck p und das verbliebene Luftvolumen V im Kühlmodul gemäß der idealen Gasgleichung:

$$\mathbf{p}_{\mathrm{S}} \cdot \mathbf{V}_{\mathrm{S}} = \mathbf{p}_{\mathrm{L}} \cdot \mathbf{V}_{\mathrm{L}} \tag{4-20}$$

Das Modul wird erst nach Aushärten des PCM geschlossen, daher entspricht der Druck  $p_S$  dem Atmosphärendruck  $p_0$ . Da sich beim Phasenübergang das Volumen  $V_{PCM}$  und die Dichte  $\rho_{PCM}$  des PCM ändern, die genaue Bemessung des Materials beim Einfüllen jedoch leichter über die Masse  $m_{PCM}$  stattfindet, wird (4-20) in Abhängigkeit des gesuchten Luftinnendrucks  $p_L$  nach Verflüssigung des PCM umgestellt:

$$p_{L} = \frac{V_{ges} - \frac{m_{PCM}}{\rho_{PCM,S}}}{V_{ges} - \frac{m_{PCM}}{\rho_{PCM,L}}} \cdot p_{S}$$
(4-21)

Basierend auf dem Gesamtfüllvolumen  $V_{ges} = 27,8$  ml aus der Tabelle 4-4, dem Umgebungsdruck  $p_0 = 1,015$  bar sowie den Dichten  $\rho_{PCM,S/L}$  der beiden Stoffe im festen und flüssigen Zustand aus [Rub15] und [VDI02] wird der Innendruck  $p_L$  nach Verflüssigen bei gesuchter Masse  $m_{PCM}$  gemäß der Abbildung 4-47 links analytisch bestimmt. Eine Obergrenze wird bei 0,5 bar über Umgebungsdruck gesetzt, um keine Gefahr bei Undichtigkeiten darzustellen und den Einfluss auf die druckbedingte Änderung der Schmelztemperatur zu limitieren. Wie zu erkennen ist, nimmt der Druck bei RT 35 HC aufgrund höherer Ausdehnung beim Phasenübergang stärker zu als bei n-Eicosan und erreicht damit schon bei geringeren Mengen PCM die Druckgrenze. Während unter diesen Bedingungen 20 Gramm n-Eicosan eingesetzt werden können, gilt dies nur für 14,7 Gramm RT 35 HC, was einen Unterschied von fast 50 Prozent Speicherkapazität ausmacht.



Abb. 4-47 Druckänderung im isochoren Kühlmodul beim Phasenwechsel in Abhängigkeit der Füllmenge (links), isochore Temperaturentwicklung am Griff mit PCM n-Eicosan (rechts), [Bäh13]

Aufgrund der geringeren Volumenausdehnung beim Phasenwechsel wird n-Eicosan als optimales Speichermedium ausgewählt. Es weist zudem eine der höchsten Schmelzenthalpien der geeigneten Stoffe auf und erfüllt ansonsten alle in Kapitel 4.5.1 geforderten Kriterien. Die Abbildung 4-47 zeigt rechts eine Messreihe des PCM n-Eicosan unter isochoren Bedingun-
gen. Verglichen mit der Wärmeentwicklung ohne Latentwärmespeicher in der Abbildung 4-44 links verlängert sich die Zeitspanne, in welcher der Griff bei fünf Watt Energieeintrag unter 41°C gehalten wird, um mehr als 20 Minuten auf etwa 34 Minuten Einsatzdauer.

Ein weiterer Aspekt, der in dieser Betrachtung nicht quantifiziert wird, ist die von der Hand aufgenommene und abgeführte Wärme, die zu einer weiteren Verzögerung des Temperaturanstiegs oberhalb der Handtemperatur führt. Aufgrund wechselnder Ausrichtung während des Eingriffs ist keine sichere Aussage darüber zu treffen, wie lang und umfänglich die Oberflächenabdeckung des Griffs mit dem Halter ist, daher wird dieser Aspekt nicht berücksichtigt. Mit zunehmender Effizienz der Laserdioden, wie sie schon in den letzten Jahren bei LEDs beobachtet werden konnte [Bak12], wird zudem der Lichtstrom bei gleichzeitig sinkender Leistungsaufnahme steigen und dadurch eine geringere Verlustleistung zur Speicherung anfallen. Während die Wärmespeichereinrichtung in handgeführten Endoskopen mit dem beschriebenen Modul die Einsatzzeit auf über eine halbe Stunde verlängert, ist daher bei zukünftigen Lichtquellen mit möglichen längeren Operationszeiten zu rechnen.

# 4.6 Gesamtsystem

Alle Komponenten, die für eine laserbasierte endoskopische Lichtquelle erforderlich sind, wurden erfolgreich entwickelt und getestet. Werden diese entsprechend der Abbildung 4-48 zusammengesetzt, lässt sich das Modul in ein Endoskop einbauen. Wie zu erkennen ist, besteht im distalen Griffsegment genügend Platz, um die Elektronik der Kameraeinheit zur Bildauswertung sowie zur Ansteuerung der einzelnen Lichtquellen und das Speckle-Modul unterzubringen. Versorgt wird das ganze System über einen Steckkontakt am proximalen Ende, der aufgrund nicht benötigter Lichtleiter erheblich schmaler ausfallen kann als bisherige Kabel.



Abb. 4-48 Überblick über das Gesamtsystem zur laserbasierten endoskopischen Beleuchtung

Über das äußerst kompakt gestaltete optische Modul erfolgt eine Strahlformung und Kombination mehrerer Laserdioden in nur eine interne dünne Lichtleitfaser, ohne dafür auf extern angekoppelte Zusatzgeräte zurückgreifen zu müssen. Zudem sind eingebaute Wärmespeichersysteme in Form des PCM-Moduls ein bisher nicht genutztes Mittel, Verlustenergie in kritischen, da körpernahen Komponenten zu kontrollieren und damit die Einsatzdauer des Endoskops signifikant zu erhöhen. Dabei ist es gelungen, über die besondere Verbundgestaltung aus wärmeleitenden und -speichernden Elementen auf kleinstem Raum eine Handhabbarkeit sicherzustellen, wie sie tagtäglich in Operationssälen erforderlich ist. Durch das zusätzliche Element einer kohärenzmindernden Speckle-Einheit lässt sich auch ein Nachteil von Laserdioden gegenüber inkohärenten Halbleiterlichtquellen beheben. Die hohe Intensität von Laserdioden kann damit ohne die Bildqualität störende Interferenzen genutzt werden.

Zusammengesetzt bilden diese drei Modulbaugruppen ein kompaktes Gesamtsystem zur Beleuchtung, das aufgrund seiner bisher noch kaum genutzten neuartigen Lichtquellen ein hohes Potenzial zur verbesserten Visualisierung in der Endoskopie aufweist. Durch den Einbau des Moduls sowohl in flexible als auch in starre Endoskope mit zum Teil sehr geringen Schaftdurchmessern lässt sich die Diagnostik erheblich erweitern, da bisher viele verschiedene angepasste Systeme benötigt werden. Das gleichzeitig obsolet werdende und damit wegfallende externe Lichtleitkabel stellt für den Anwender eine enorme ergonomische Erleichterung dar und trägt so durch die ruhigere und präzisere Führung des Endoskops zu einer Verbesserung der Bildqualität bei.

## 5 Zusammenfassung und Ausblick

Das in Kapitel 3 beschriebene AKIM-System ist ein Telemanipulator für die minimal-invasive Single-Port-Laparoskopie. Dabei handelt es sich um eine vergleichsweise neue und noch wenig etablierte Chirurgietechnik, deren Nachteile durch motorisch unterstützte Instrumente überwunden werden. Aus diesem Grund orientiert sich das System an einer bewährten Master-Slave-Anordnung, bei welcher der Anwender in ermüdungsarmer Position in der Nähe des Patienten an einer Konsole sitzt und die Instrumente steuert. Deren Bedienoberfläche umfasst ein haptisches Eingabegerät und einen Bildschirm zur visuellen Überwachung der endoskopisch aufgenommenen Instrumente. Diese sind an einer kompakt gestalteten Plattform angeschlossen, von der sie auch individuell entfernt und ausgetauscht werden können.

Um ein geringeres Volumen direkt am Patienten einzunehmen, ist diese Plattform die meiste Zeit während des Eingriffs starr an einer Stelle positioniert. Der damit einhergehende Verlust an zwei Freiheitsgraden, welche sich durch das Verkippen um den Trokarpunkt ergeben hätten, macht es erforderlich, dies durch die Instrumente im Innern des Patienten auszugleichen. Der Stand der Technik hat jedoch gezeigt, dass zusätzliche Freiheitsgrade in den Instrumentenarmen mit einem Zuwachs an Größe und Komplexität sowie einer Verschlechterung an mechanischer Steifigkeit, Präzision und Ansteuerbarkeit einhergehen. Aufgrund der engen parallelen Einbringung müssen die Arme zudem auseinanderschwenken und sich wieder aufeinander zuneigen, um dadurch eine triangulierende Ausgangslage bereitzustellen, wie sie von Chirurgen gewünscht ist. Aus diesem Grund sind Instrumente entstanden, die mit einer selbststützenden Außenstruktur versehen sind und damit auch unter Last nicht nachgeben, siehe Abbildung 5-1. Sie sind mit einer geringen Anzahl an Freiheitsgraden und Gelenken gestaltet, um mechanische Schwachstellen zu reduzieren. Gleichzeitig wurden die aussichtsreichsten Gestaltungsformen dahingehend optimiert, dem Anwender unter diesen Gegebenheiten ein möglichst großes Maß an Beweglichkeit und Geschicklichkeit zu ermöglichen.



Abb. 5-1 Drei Prototypen des Spreizmechanismus (links) sowie der Kinematiken 1 (Mitte) und 2 (rechts)

Die Optimierung der Instrumentenarme erfolgte durch die Variation einer Vielzahl von geometrischen Parametern, die alle miteinander wechselwirken und der sich für die jeweilige Konfiguration ergebenden Bewegungsform. Aus der Summe aller möglichen Trajektorien einer Konfiguration wurde ein Phasenraum generiert, der mit nur zwei Parametern ein Maß für die Beweglichkeit der Arme darstellt. Bei der Optimierung des Phasenraums bestand das Ziel jedoch nicht darin, das von den Instrumenten erreichbare Volumen zu maximieren, sondern einen darin liegenden Bereich erhöhter Beweglichkeit, den so genannten Geschicklichkeitsraum. Basierend auf OP-Daten, wie sie aus früheren porcinen in-vivo-Tests zu Multi-Port-Cholezystektomien gewonnen wurden, ergab sich ein Zielvolumen, das die optimierten Instrumente um ein Vielfaches übertreffen.

Für die hier entwickelte und speziell an die Single-Port-Laparoskopie angepasste neue Instrumentenform wurden Antriebsstränge entwickelt, die gezielt eine Entkopplung von parasitären Axialverschiebungen gegenüber den gewünschten Bewegungen ermöglichen. Die Auslegung der dafür benötigten Ausgleichselemente in den Strängen erfolgte über eine energetische Minimalwertbetrachtung. Mithilfe einer Universalschnittstelle zur Plattform wird die mechanische Energie über flexible Wellen in das angeschlossene Instrument eingeleitet, wobei eine elektrische Steckverbindung die Sensoren energetisch versorgt und die Auslese der Messdaten gewährleistet.

Diese Sensoren dienen der Positionsrückauslese des Instruments, um lastabhängige Hysteresen in den Strängen zu kompensieren. Die integrierten Sensoren sind äußerst kompakt und liefern ein Absolutsignal, durch die ein Kalibrieren vor der Benutzung unnötig ist. Die OP kann sofort beginnen. Darüber hinaus verhindert eine Differenzauswertung von Motor- und Sensorsignalen vorzeitig, dass bei Blockaden oder schweren Lasten die entkoppelten Antriebsstränge Schaden nehmen oder ausfallen.





Abb. 5-2 Eingabekonsole mit Monitor zur Steuerung des Systems (links), zusätzlich mit Instrumentenplattform im Hintergrund (rechts)

Die Prototypen der Instrumente konnten in mehreren Versuchsreihen die zuvor berechneten Bewegungsräume und -umfänge bestätigen und absolvierten unter Laborbedingungen erfolgreich verschiedene Greif-, Halte- und Übergabeaufgaben. Für die Patientensicherheit und Wiederaufbereitung wurden Lösungsansätze zur Minderung der Keimverschleppung sowie zum Schutz intraabdominaler Strukturen entwickelt. Auf diese Art und Weise ist auch diese neue selbststützende Instrumentenstruktur eine beachtenswerte Alternative zu bisherigen Systemen.



Abb. 5-3 Instrumentenplattform mit Instrumenten während einer Geschicklichkeitsübung im Labor

Parallel zu dem für das AKIM-System entwickelten Endoskop sind neue Ansätze entstanden, bekannte Einschränkungen herkömmlicher Lichtquellen durch kompakte, effiziente und integrierte Alternativen zu überwinden. Das dabei geschaffene Beleuchtungsmodul basiert auf mehreren Laserdioden, deren Strahlung durch Ausnutzung ihrer optischen Eigenschaften geformt und kombiniert wird. Dieser optimierte Prozess der Strahlformung, -führung und -kombination findet in einem so kleinen Volumen statt, dass sich dieses Modul gut in den Griff eines Endoskops integrieren lässt.

Wie sich im Verlauf herausstellte, ist diese Entwicklung besonders für handgehaltene Endoskope geeignet, um das bisher benötigte und als störend empfundene, schwere Lichtleitkabel zu externen Geräten einzusparen. Hierbei bestehen restriktive Anforderungen an die Temperaturentwicklung im Griff, die dank eines neuartigen Wärmespeichermoduls eingehalten werden. Dieses erfordert keine zusätzliche Leistung, sichert aber für einen Großteil gängiger Eingriffe die Handhabbarkeit über die gesamte OP-Zeit. Ein zusätzlich integriertes Specklereduzierendes Modul verbessert die Bildwiedergabequalität und verhindert, dass die Vorteile der bisher unüblichen Lichtquelle durch ihre charakteristischen Eigenschaften geschmälert werden. Die vorliegende Arbeit enthält Entwicklungen, die auf mehreren Feldern der minimalinvasiven Chirurgie sowie der Endoskopie den Stand der Technik erweitert, wie ein Ausschnitt der entstandenen Erfindungen und Patentanmeldungen in der Tabelle 8-1 verdeutlicht. Die hier vorgestellten neuen Systeme bilden in dieser Kombination einen bisher einzigartigen technologischen Ansatz zur Lösung von Herausforderungen in der Single-Port-Laparoskopie. Diese relativ neue Operationsmethode scheitert derzeit noch an den zumeist unzureichenden technischen Möglichkeiten, die es den Chirurgen nicht erlauben, ähnlich gute Ergebnisse bei der Behandlung zu erzielen, wie sie es aus den letzten Jahrzehnten in der Multi-Port-Chirurgie gewohnt sind. Der Schlüssel dazu liegt in der Beweglichkeit der Instrumente im Bauchraum. Die beschriebenen Entwicklungen haben dieses Ziel erreicht, ohne dafür wichtige andere Parameter wie Widerstandsfähigkeit oder Baugröße zu missachten. Werden diese Technologien zu neuen Instrumentensystemen vorangetrieben, so steigen für Chirurgen die Chancen, für die jeweilige Behandlung stets das optimale Instrument zur Verfügung zu haben.

## 6 Quellenverzeichnis

- [Aba07] Abani, R., Chavez, V., Quigley, P. et al., Laparoscopic Tool with Enhanced Dexterity, University of Michigan, Department of Mechanical Engineering, http://deepblue.lib.umich.edu/bitstream/handle/2027.42/50516/me450w07project2
   5 report.pdf?sequence=1, vom 31.07.2015
- [Abb07] Abbott, D., Becke, C., Rothstein, R. et al., Design of an Endoluminal NOTES
   Robotic System, Proceedings of the 2007 IEEE/RSJ Conference on Intelligent
   Robots and Systems, pp. 410–416, IEEE, San Diego, USA, 2007
- [Alb15a] Albrecht, S., Blase, B., Schlegel, S., Advanced Sensing in Instruments for Minimally Invasive Surgery, Proceedings of the 49th DGBMT Annual Conference, Lübeck, 2015
- [Alb15b] Albrecht, S., Blase, B., Schlegel, S., Comparison of force sensors for haptic feedback in laparoscopic surgery, International journal of computer assisted radiology and surgery, Vol. 10, Nr. 1 Supplement, pp. 73–74, Barcelona, Spain, 2015
- [Alb15c] Albrecht, S., Blase, B., Schlegel, S., Integrated Sensors for a Single-Incision Laparoscopic Instrument, IFMBE Proceedings of the 2015 World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Vol. 51, pp. 866–869, Springer-Verlag, Toronto, Canada, 2015
- [ARA14] ARAKNES FP7 European Project, grant number 224565 (www.araknes.org) coordinator Scuola Superiore Sant'Anna, Pisa (http://sssa.bioroboticsinstitute.it/projects/Araknes), http://www.araknes.org/home.html, vom 31.07.2015
- [Ark13] Arkenbout, E., Breedveld, P., A Comprehensive Overview of Multi-Branched Instruments Intended for NOTES and SILS, Journal of Medical Devices, Vol. 7, Nr. 2, 2013
- [Aut11] Autorino, R., Cadeddu, J., Desai, M. et al., Laparoendoscopic Single-site and Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery in Urology: A Critical Analysis of the Literature, European Urology, Vol. 59, Nr. 1, pp. 26–45, 2011
- [Bäh13] Bähnemann, R., Interne passive Kühleinrichtung für Endoskope mit integrierter Lichtquelle, Bachelorarbeit, Fachgebiet Mikrotechnik der Technischen Universität Berlin, 2013
- [Baj12] Bajo, A., Goldman, R., Wang, L. et al., Integration and Preliminary Evaluation of an Insertable Robotic Effectors Platform for Single Port Access Surgery, IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 3381–3387, Saint Paul, Minnesota, USA, 2012
- [Bak12] Bakk, I., Pachler, P., White light by LED mechanism of generation and evaluation of quality, e & i Elektrotechnik und Informationstechnik, pp. 1–9, Springer-Verlag, Wien, 2012

- [Bin04] Binder, J., Bräutigam, R., Jonas, D. et al., Robotic surgery in urology: fact or fantasy?, BJU International, Vol. 94, Nr. 8, pp. 1183–1187, 2004
- [Bla12a] Blase, B., Gelenkabschnitt eines Schafts für ein endoskopisches Instrument, Patentschrift, EP2438844A2
- [Bla12b] Blase, B., Method for Mixing Light Beams of Different Colors, Light Beam Combining Device, and Use Thereof, Patentschrift, WO 2013/007248 A1
- [Bla14] Blase, B., New Wireless Endoscope with Integrated RGB-Laser Light Source for High Contrast Visibility, Surgical Endoscopy, Vol. 29, Nr. 1, 2014
- [Bla15a] Blase, B., Compact Laser Illumination System for Endoscopic Interventions, Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 37th Annual International Conference of the IEEE, Milan, Italy, 2015
- [Bla15b] Blase, B., Schlegel, S., Albrecht, S., Methodology and optimization of a single incision laparoscopic surgical instrument's maneuverability, International journal of computer assisted radiology and surgery, Vol. 10, Nr. 1 Supplement, pp. 251, 2015
- [Bla15c] Blase, B., Schlegel, S., Albrecht, S., Robotic-Assisted Instruments for Single-Port Laparoscopy and Minimally Invasive Surgery, 14. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie, Bremen, 2015
- [Bla15d] Blase, B., Schlegel, S., Albrecht, S., Towards New Dexterous Motorized Instruments in Laparoscopy, Proceedings of the 49th DGBMT Annual Conference, Lübeck, 2015
- [Bla15e] Blase, B., Schlegel, S., Albrecht, S., Workspace optimization of a surgical instrument for single port access surgery, IFMBE Proceedings of the 2015 World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Vol. 51, pp. 858–861, Springer-Verlag, Toronto, Canada, 2015
- [Boc13] Bochmann, H., Untersuchung flexibler Torsionswellen für den Einsatz in aktiven chirurgischen Instrumenten, Bachelorarbeit, Fachgebiet Mikrotechnik der Technischen Universität Berlin, 2013
- [Bre05] Breedveld, P., Sheltes, J., Blom, E. et al., A New, Easily Miniaturized Steerable
   Endoscope, Squid Tentacles provide Inspiration for the Endo-Periscope, IEEE
   Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 24, Nr. 6, pp. 40–47, 2005
- [Bre99] Breedveld, P., Stassen, H., Meijer, D. et al., Manipulation in Laparoscopic Surgery: Overview of Impeding Effects and Supporting Aids, Journal of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques, Vol. 9, Nr. 6, pp. 469–480, 1999
- [Bro79] Bronstein, I., Semendjajew, K., Taschenbuch der Mathematik, 19. Auflage, BSBB. G. Teubner Verlagsgesellschaft, Leipzig, 1979

- [Bro01] Brouwer, I., Ustin, J., Bentley, L. et al., Measuring In Vivo Animal Soft Tissue Properties for Haptic Modeling in Surgical Simulation, Studies in Health Technology and Informatics, pp. 69–74, 2001
- [Brü14] Brüggemann, D., Entwicklung und Aufbau eines medizinischen Videoendoskops mit integrierten LED-Lichtquellen, Dissertation, Fachgebiet Mikrotechnik der Technischen Universität Berlin, 2014
- [Brü12a] Brüggemann, D., Blase, B., Bühs, F. et al., Endoscope with distal LED for illumination, IFMBE Proceedings of the 2012 World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Vol. 39, pp. 2107–2110, Springer-Verlag, Beijing, China, 2012
- [Brü12b] Brüggemann, D., Blase, B., Bühs, F. et al., Medical LED-on-the-Tip endoscope, Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik, Vol. 57, Suppl. 1, 2012
- [Brü12c] Brüggemann, D., Blase, B., Dreyer genannt Daweke, R. et al., Chip-on-the-Tip Medical Wireless Stereo Endoscope, Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik, Vol. 57, Suppl. 1, 2012
- [Bur13] Burgner, J., Rucker, D., Gilbert, H. et al., A Telerobotic System for Transnasal Surgery, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 19, Nr. 3, pp. 996–1006, 2013
- [Cam14] Cambridge Endoscopic Devices, I., Autonomy Laparo-Angle Articulating Instrument Technology: Enabling Visualization, Access & Control in Single Port Laparoscopy, http://www.cambridgeendo.com/products, vom 31.07.2015
- [Can11] Can, S., A Highly Versatile Single-Port System for Minimally Invasive Surgery, Dissertation, Fakultät für Informatik der Technischen Universität München, 2011
- [Can09] Can, S., Mayer, H., Fiolka, A. et al., The "Highly Versatile Single Port System" for laparoscopic surgery: Introduction and first clinical application, IFMBE Proceedings of the 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, Vol. 22, pp. 1650–1654, 2009
- [Cas14] Castellani, B., Morini, E., Filipponi, M. et al., Clathrate Hydrates for Thermal Energy Storage in Buildings: Overview of Proper Hydrate-Forming Compounds, Sustainability, Vol. 6, pp. 6815–6829, 2014
- [Che14] Cheon, B., Gezgin, E., Ji, D. et al., A single port laparoscopic surgery robot with high force transmission and a large workspace, Surgical Endoscopy, Vol. 28, Nr. 9, pp. 2719–2729, 2014
- [Cho14] Choi, H., Kwak, H., Lim, Y. et al., Surgical Robot for Single-Incision Laparoscopic Surgery, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 61, Nr. 9, pp. 2458–2466, 2014

[Cle06] Cleary, K., Melzer, A., Watson, V. et al., Interventional robotic systems: Applications and technology state-of-the-art, Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies, Vol. 15, Nr. 2, pp. 101-113, 2006 [Cov14] Covidien Deutschland GmbH - Ein Unternehmen von Medtronic, SILS™ Single Use Articulating Grasper, SILS<sup>TM</sup> Hand Instruments, http://www.medtronic.de, vom 08.07.2015 Covidien Deutschland GmbH - Ein Unternehmen von Medtronic, iDrive™ Ultra [Cov15] Powered Stapling System, http://www.medtronic.de, vom 08.07.2015 [Cun11] Cuntz, T., Stallkamp, J., Kaltenbacher, D., Minimal-invasive Chirurgie: Mikrohydraulische Antriebe für chirurgische Instrumente, Deutsches Ärzteblatt, Nr. 4, pp. 14-16, 2011 [Cur10] Curcillo, P., Wu, A., Podolsky, E., Single-port-access (SPA) cholecystectomy: a multi-institutional report of the first 297 cases, Surgical Endoscopy, Vol. 24, Nr. 8, pp. 1854–1860, 2010 [CVI15] CVI Melles Griot, Datenblatt GRIN-Linsen, 2015, pp. 4.66 - 4.69, http://fp.optics.arizona.edu/Nofziger/OPTI%20202L/MG%20Gradient-Index lenses.pdf, vom 06.07.2015 [Dal13a] Dalvand, M., Shirinzadeh, B., Motion control analysis of a parallel robot assisted minimally invasive surgery/microsurgery system (PRAMiSS), Vol. 29, Nr. 2, pp. 318–327, 2013 [Dal13b] Dalvand, M., Shirinzadeh, B., Nahavandi, S. et al., Force Measurement Capability for Robotic Assisted Minimally Invasive Surgery Systems, Proceedings of the World Congress on Engineering and Computer Science, Vol. 1, 2013 [Dej10] Dejewski, C., Klimczak, K., Jarchau, U., Neue Technik der laparoskopischen Hysterektomie - die SILS (Single Incision Laparoscopic Surgery)-Hysterektomie, Geburtshilfe und Frauenheilkunde, Vol. 70, Nr. 2, pp. 123–126, 2010 [Dia15] Diana, M., Marescaux, J., Robotic surgery, British Journal of Surgery, Vol. 102, Nr. 2, pp. e15-e28, 2015 [Din13] Ding, J., Goldman, R., Xu, K. et al., Design and Coordination Kinematics of an Insertable Robotic Effectors Platform for Single-Port Access Surgery, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 18, Nr. 5, pp. 1612–1624, 2013 [Din10] Ding, J., Xu, K., Goldman, R., Design, simulation and evaluation of kinematic alternatives for Insertable Robotic Effectors Platforms in Single Port Access Surgery, IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 1053-1058, 2010 Dombre, E., Michelin, M., Poignet P. et al., MARGE Project: Design, Modeling [Dom04] and Control of Assistive Devices for Minimally Invasive Surgery, Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, pp. 1-8, 2004

[Dre11] Dreyer genannt Daweke, R., Chip-on-the-Tip-Endoskope mit Variooptik und LED-Beleuchtung für den medizinischen Einsatz, Dissertation, Fachgebiet Mikrotechnik der Technischen Universität Berlin, 2011 [Dür11] Dürsch, M., Reingruber, B., Single Inzision Laparoscopic Surgery (SILS) Cholezystektomie and intraoperative Cholangiographie - technisch machbar und sicher, Klinische Pädiatrie, Vol. 223, Nr. 1, pp. P128, 2011 [Eic06] Eichler, J., Eichler, H., Laser, 6. Auflage, Springer Verlag, Berlin, 2006 [Erb14] Erber, F., Entwicklung eines telemanipulativen Instruments für die Single-Port-Chirurgie, Masterarbeit, Fachgebiet Mikrotechnik der Technischen Universität Berlin, 2014 [Far97] Faraz, A., Payandeh, S., Synthesis and Workspace Study of Endoscopic Extenders with Flexible Stem, Journal of Mechanical Design, Vol. 119, Nr. 3, 1997 [Feu10] Feußner, H., Can, S., Fiolka, A. et al., Computerassistierte Chirurgie - Assistenzsysteme für die Single-Port-Chirurgie und die Chirurgie über natürliche Körperöffnungen, Elsevier, München, 2010 [Feu09] Feußner, H., Schneider, A., Meining, A., Endoskopie, minimal-invasive Chirurgie und navigierte Systeme, In: Medizintechnik, 5. Auflage, Springer Verlag, Berlin, 2009 [Fin10] Fine, H., Wei, W., Goldman, R. et al., Robot-assisted ophthalmic surgery, Canadian Journal of Ophthalmology / Journal Canadien d'Ophthalmologie, Vol. 45, Nr. 6, pp. 581–584, 2010 [Fis11] Fischer, H., Voges, U., Medizinische Robotersysteme, In: Kramme, R. (Hrsg.): Medizintechnik, 4. Auflage, Springer Verlag, Berlin, 2011 [Fis05] Fischer, U., Gomeringer, R., Heinzler, M. et al., Tabellenbuch Metall, 43. Auflage, Europa Lehrmittel, Haan-Gruiten, 2005 [Fre07] Frede, T., Hammady, A., Klein, J. et al., The Radius Surgical System - A New Device for Complex Minimally Invasive Procedures in Urology?, European Urology, Vol. 51, Nr. 4, pp. 1015–1022, 2007 [Fu06] Fu, Y., Pan, B., Li, K. et al., Laparoscopic Robot Design and Kinematic Validation, IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, pp. 1426–1431, 2006 Galustanian, A., Entwicklung und Konstruktion von RGB-Laser- Systemen für [Gal12a] die Endoskopie, Diplomarbeit, Fachgebiet Mikrotechnik der Technischen Universität Berlin, 2012 Galustanian, A., Reduktion von Speckles bei der Übertragung von kohärentem [Gal12b] Licht durch Lichtwellenleiter, Studienarbeit, Fachgebiet Mikrotechnik der Technischen Universität Berlin, 2012

- [Gig12] Giger, J., Blum, M., Aschwanden, M., Laser Speckle Reduction based on electroactive polymers, The 1st Advanced Lasers and Photon Sources (ALPS'12), 2012
- [Gol13] Goldman, R., Bajo, A., MacLachlan, L. et al., Design and Performance Evaluation of a Minimally Invasive Telerobotic Platform for Transsurethral Surveillance and Intervention, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 60, Nr. 4, pp. 918–925, 2013
- [Goo07] Goodman, J., Speckle Phenomena in Optics: Theory and Applications, 1. Auflage, Roberts and Company Publishers, Englewood, USA, 2007
- [Gro08] Gross, D., Hauger, W., Schröder, J. et al., Technische Mechanik, Band 3: Kinetik, 10. Auflage, Springer Verlag, Heidelberg, 2008
- [Gro07] Grote, K. (Hrsg.), Feldhusen, J. (Hrsg.), Dubbel Taschenbuch für den Maschinenbau, 22. Auflage, Springer Verlag, Berlin, 2007
- [Hac12] Hackethal, A., Koppan, M., Eskef, K. et al., Handheld articulating laparoscopic instruments driven by robotic technology. First clinical experience in gynecological surgery, Gynecological Surgery, Vol. 9, Nr. 2, pp. 203–206, 2012
- [Haf03] Haferkorn, H., Optik physikalisch-technische Grundlagen und Anwendungen,4. Auflage, Wiley-VCH, Weinheim, 2003
- [Hag09] Hagedorn, L., Thonfeld, W., Rankers, A., Konstruktive Getriebelehre, 6. Auflage, Springer Verlag, Berlin, 2009
- [Hag10] Hagn, U., Konietschke, R., Tobergte, A. et al., DLR MiroSurge: a versatile system for research in endoscopic telesurgery, International journal of computer assisted radiology and surgery, Vol. 5, Nr. 2, 2010
- [Hag08] Hagn, U., Ortmaier, T., Konietschke, R. et al., Telemanipulator for remote minimally invasive surgery, Robotics & Automation Magazine, Vol. 15, Nr. 4, pp. 28–38, 2008
- [Har13] Haraguchi, D., Tadano, K., Kawashima, K., Development of a Pneumatically-Driven Robotic Forceps with a Flexible Wrist Joint, Procedia CIRP, Vol. 5, pp. 61–65, 2013
- [Hec05] Hecht, E., Optik, 4. Auflage, Oldenbourg Verlag, München, 2005
- [Her06] Hering, E., Photonik Grundlagen, Technologie und Anwendung, 1. Auflage, Springer Verlag, Berlin, 2006
- [Hie07] Hiebler, S., Kalorimetrische Methoden zur Bestimmung der Enthalpie von Latentwärmespeichermaterialien während des Phasenübergangs, Dissertation, Fakultät für Physik der Technischen Universität München, 2007
- [Ho12] Ho, M., McMillan, A., Simard, J. et al., Toward a Meso-Scale SMA-Actuated MRI-Compatible Neurosurgical Robot, IEEE Transactions on Robotics, Vol. 28, Nr. 1, pp. 213–222, 2012

- [Int14] Intuitive Surgical, I., http://www.intuitivesurgical.com, vom 01.04.2014
- [Ish10] Ishii, C., Kobayashi, K., Kamei, Y. et al., Robotic Forceps Manipulator With a Novel Bending Mechanism, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 15, Nr. 5, pp. 671–684, 2010
- [Ive07] Ivers-Tiffée, E., Münch, W. von, Werkstoffe der Elektrotechnik, 10. Auflage,B. G. Teubner Verlag, Wiesbaden, 2007
- [Jos10] Joseph, R., Goh, A., Cuevas, S. et al., "Chopstick" surgery: a novel technique improves surgeon performance and eliminates arm collision in robotic singleincision laparoscopic surgery, Surgical Endoscopy, Vol. 24, Nr. 6, pp. 1331–1335, 2010
- [Kar15a] Karl Storz GmbH & Co. KG, Tuttlingen, 2015
- [Kar15b] Karl Storz GmbH & Co. KG, Tuttlingen, 2015
- [Kho12] Khoury, G., Airship Technology, 2. Auflage, Cambridge University Press, Cambridge, USA, 2012
- [Kob15] Kobayashi, Y., Sekiguchi, Y., Noguchi, Y. et al., Development of a robotic system with six-degrees-of- freedom robotic tool manipulators for single-port surgery, The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, Vol. 11, Nr. 2, pp. 235–246, 2015
- [Kra05] Krakau, I., Lapp, H., Das Herzkatheterbuch, Diagnostische und interventionelle Kathetertechniken, 2. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2005
- [Kuc86] Kuchling, H., Taschenbuch der Physik, VEB Fachbuchverlag, Leipzig, 1986
- [Kwo98] Kwon, D., Woo, K., Song, S. et al., Microsurgical Telerobot System, Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 945–950, 1998
- [Lam13] Lamprecht, S., Faseroptische Sensoren zur Kollisionsdetektion in der endoskopischen Chirurgie, Bachelorarbeit, Fachgebiet Mikrotechnik der Technischen Universität Berlin, 2013
- [Lan09] Lan, X., Tan, Z., Shi, Q. et al., Gelled Na2HPO4 · 12H2O with amylose-g-sodium acrylate: heat storage performance, heat capacity and heat of fusion, Journal of Thermal Analysis and Calorimetry, Vol. 96, Nr. 3, pp. 1035–1040, 2009
- [Lan13] Langen, F., Untersuchung zugfester Kunststoffgarne für chirurgische Telemanipulatoren, Bachelorarbeit, Fachgebiet Mikrotechnik der Technischen Universität Berlin, 2013
- [Lar12] Larkin, D., Cooper, T., Mohr, C., Minimally invasive surgical system, Patentschrift, US8182415B2

- [Lar14] Larocca, V., Marino, F., Filippis, A. de et al., A New Operative Telesurgical System: Telelap Alf-X Experimental Study on Animal Model, Journal of Advanced Biotechnology and Bioengineering, Vol. 2, Nr. 1, pp. 12–15, 2014
  [Leb10] Leblanc, F., Champagne, B., Augestad, K. et al., Single Incision Laparoscopic Colectomy Technical Aspects, Feasibility, and Expected Benefits, Diagnostics and Therapeutic Endoscopy, 2010
  [Lee14] Lee, J., Kim, J., Lee, K. et al., Modeling and Control of Robotic Surgical Platform
- for Single-Port Access Surgery, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 3489–3495, 2014
- [Leh09] Lehman, A., Dumpert, J., Wood, N. et al., Natural orifice cholecystectomy using a miniature robot, Surgical Endoscopy, Vol. 23, Nr. 2, pp. 260–266, 2009
- [Leh14] Lehr, H., Schrader, S., Blase, B. et al., Abschlussbericht zum Projekt AKIM -Aktive Chirurgische Instrumente, Berlin, 2014
- [Lit05] Litfin, G., Technische Optik in der Praxis, 3. Auflage, Springer Verlag, Berlin, 2005
- [Man13] Mane, A., Arif, S., Rahiman, W., An Advanced Robot Robin Heart (A Surgeon without Hand Tremor), International Journal of Engineering and Advanced Technology, Vol. 2, Nr. 5, 2013
- [Man02] Mansuripur, M., Wright, E., The Optics of Semiconductor Diode Lasers, Optics & Photonics News, Vol. 13, Nr. 7, pp. 57–61, 2002
- [Mat13] Matich, S., Neupert, C., Kirschniak, A. et al., A New 4 DOF Parallel Kinematic Structure for Use in a Single Port Robotic Instrument With Haptic Feedback, Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik, Vol. 58, Nr. 1 Supplement, 2013
- [May07] Mayer, H., Nagy, I., Knoll, A. et al., Haptic Feedback in a Telepresence System for Endoscopic Heart Surgery, Presence: Teleoperators and Virtual Environments, Vol. 16, Nr. 5, 2007
- [Meh08] Mehling, H., Cabeza, L., Heat and cold storage with PCM: an up to date introduction into basics and applications, Springer Verlag, Berlin, 2008
- [Mel15] Melles Griot, Produktbeschreibung: Light Sources Capabilities, http://mellesgriot.com/store/Technical-Library, vom 31.03.2015
- [Möl12] Möller, J., Entwicklung und Aufbau der Mechanik eines Laparoskops mit polyzentrischer Kinematik, Diplomarbeit, Fachgebiet Mikrotechnik der Technischen Universität Berlin, 2012
- [Mun08] Muntener, M., Patriciu, A., Petrisor, D. et al., Transperineal Prostate Intervention: Robot for Fully Automated MR Imaging - System Description and Proof of Principle in a Canine Model, Radiology, Vol. 247, Nr. 2, pp. 543–549, 2008

[Myl14] Mylonas, G., Vitiello, V., Cundy, T. et al., CYCLOPS: A Versatile Robotic Tool for Bimanual Single-Access and Natural-Orifice Endoscopic Surgery, IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 2436–2442, 2014 [Nad08] Nadeau, V., Elson, D., Neil, M. et al., Laser-Pumped Endoscopic Illumination Source, Engineering in Medicine and Biology Society, 30th Annual International Conference of the IEEE, pp. 2059–2062, 2008 Nakamura, R., Oura, T., Kobayashi, E. et al., Multi-DOF Forceps Manipulator [Nak01] System for Laparoscopic Surgery - Mechanism Miniaturized Evaluation of New Interface, Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, pp. 606-613, 2001 [Naw08] Nawrat, Z., Kostka, P., Medical Robots, Robin Heart - perspectives of application of mini invasive tools in cardiac surgery, INTECH Open Access Publisher, Rijeka, Kroatia, 2008 [NES14] NESA (New European Surgical Academy), Telelap ALF-X, Mailand, http://www.nesacademy.org/downloads/FLYER TelelapAlfx.pdf, vom 02.04.2014 Neugebauer, R., Parallelkinematische Maschinen, Entwurf, Konstruktion, [Neu06] Anwendung, Springer Verlag, Berlin, 2006 [Nor08] Norm (Entwurf) DIN EN 60601-2-18, Medizinisch elektrische Geräte - Teil 2-18: Besondere Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale von endoskopischen Geräten (IEC 62D/682/CDV:2008), Deutsche Fassung FprEN 60601-2-18:2008, Juni 2008 Norm DIN 5031-3, Strahlungsphysik im optischen Bereich und Lichttechnik: [Nor82] Größen, Formelzeichen, und Einheiten der Lichttechnik, März 1982 Novare Surgical Systems, RealHand HD, [Nov14] https://www.youtube.com/watch?v=VKIvZ4eQ 4c, vom 31.07.2015 [Oka04] Okamura, A., Simone, C., O'Leary, M., Force Modeling for Needle Insertion Into Soft Tissue, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 51, Nr. 10, pp. 1707-1716, 2004 [Opt14] Optotune, Application Note Laser Speckle Reduction with Optotune's Laser Speckle Reducer LSR-3000 & LSR-OEM, http://www.optotune.com/images/products/Optotune%20application%20note%20 LSR.pdf, vom 31.07.2015 [Osh09] Oshima, R., Takayama, T., Omata, T. et al., Assemblable Three-Fingered Nine-Degree of Freedom Hand for Laparoscopic Surgery, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 5528–5533, 2009

[Ota08] Ota, T., Degani, A., Schwartzman, D. et al., A Novel Highly Articulated Robotic Surgical System For Epicardial Ablation, 30th Annual International IEEE EMBS Conference, pp. 250–253, 2008 [Ped96] Pedrotti, F., Pedrotti, L., Bausch, W. et al., Optik, Eine Einführung, 1. Auflage, Prentice Hall Verlag GmbH, München, 1996 [Pei04] Peirs, J., Clijnen, J., van Brussel, H., A micro optical force sensor for force feedback during minimally invasive robotic surgery, Vol. 115, Nr. 2, pp. 447-455, 2004 [Phe10] Phee, S., Ho, K., Lomanto, D. et al., Natural orifice transgastric endoscopic wedge hepatic resection in an experimental model using an intuitively controlled master and slave translumenal endoscopic robot (MASTER), Surgical Endoscopy, Vol. 24, Nr. 9, pp. 2293–2298, 2010 [Pic08] Piccigallo, M., Focacci, F., Megali, G. et al., Hand-held robotic instrument for dextrous laparoscopic interventions, THE INTERNATIONAL JOURNAL OF MEDICAL ROBOTICS AND COMPUTER ASSISTED SURGERY, Vol. 4, Nr. 4, pp. 331–338, 2008 [Pic10] Piccigallo, M., Scarfogliero, U., Quaglia, C. et al., Design of a Novel Bimanual Robotic System for Single-Port Laparoscopy, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 15, Nr. 6, pp. 871-878, 2010 [Pis11] Pisla, D., Gherman, B., Plitea, N. et al., PARASURG hybrid parallel robot for minimally invasive surgery, Chirurgia (Bucur), Vol. 106, Nr. 5, pp. 619–625, 2011 [Pon09] Ponsky, T., Single Port Laparoscopic Cholecystectomy in Adults and Children: Tools and Techniques, Journal of the American College of Surgeons, Vol. 209, Nr. 5, pp. e1-e6, 2009 [Pry10] Pryor, A., Tushar, J., DiBernardo, L., Single-port cholecystectomy with the TransEnterix SPIDER: simple and safe, Surgical Endoscopy, Vol. 24, Nr. 4, pp. 917-923, 2010 [Que11] Queren, D., Avramescu, A., Lutgen, S., Grüne Welle für den Laser, Spektrum der Wissenschaft, Nr. 12, pp. 78-84, 2011 [Reb99] Reboulet, C., Durand-Leguay, S., Optimal design of redundant parallel mechanism for endoscopic surgery, Proceedings of the 1999 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 1432–1437, 1999 [Ric12] Rice, T., Konecky, S., Owen, C. et al., Determination of the effect of source intensity profile on speckle contrast using coherent spatial frequency domain imaging, Biomedical Optics Express, Vol. 3, Nr. 6, pp. 1340–1349, 2012

[Rit07]	Ritz, J., Stufler, M., Buhr, H., Minimal-invasive Chirurgie und Ökonomie, Rech- net sich die minimal-invasive Chirurgie aus betriebswirtschaftlicher Sicht?, Der Chirurg, Vol. 78, Nr. 6, pp. 501–510, 2007
[Rob15]	Rob Surgical Systems S.L., Bitrack System, http://robsurgical.com/bitrack.html, vom 31.07.2015
[Rob87]	Robert Bosch GmbH (Hrsg.), Kraftfahrtechnisches Taschenbuch. Verschraubungstechnik, 20. Auflage, VDI-Verlag, Düsseldorf, 1987
[Roh15]	Roh, S., Lee, Y., Lee, J. et al., Development of the SAIT Single-Port Surgical Access Robot, Proceedings of the 37th International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 5285–5290, 2015
[Rol07]	Roloff, H., Matek, W., Maschinenelemente, Normung, Berechnung, Gestaltung, 18. Auflage, Vieweg & Sohn, Wiesbaden, 2007
[Rös10]	Röse, A., Parallelkinematische Mechanismen zum intrakorporalen Einsatz in der laparoskopischen Chirurgie, Dissertation, Fachbereich 18, Elektrotechnik und Informationstechnik der Technischen Universität Darmstadt, 2010
[Röt12]	Röthig, S., Abwinklung und Rotation der Spitze eines Instruments für die mini- mal-invasive Chirurgie, Diplomarbeit, Fachgebiet Mikrotechnik der Technischen Universität Berlin, 2012
[Rub14]	Rubitherm Technologies GmbH, Technisches Datenblatt RT38, Berlin
[Rub15]	Rubitherm Technologies GmbH, Technisches Datenblatt RT35HC, Berlin
[Sal07]	Saleh, B., Teich, M., Fundamentals of Photonics, 2. Auflage, John Wiley & Sons, Inc., New Jersey, 2007
[Sar08]	Sarier, N., Onder, E., Thermal insulation capability of PEG-containing polyure- thane foams, Thermochimica Acta, Vol. 475, Nr. 1, pp. 15–21, 2008
[Sch07]	Schabel, S., Villforth, K., Schlussbericht zum AiF-Forschungsvorhaben Nr. 14168N "Zeitnahe Erfassung klebender Verunreinigung in Faserstoff- suspensionen", Darmstadt, 2007
[Sch15a]	Schlegel, S., Albrecht, S., Blase, B., High-Dexterity Telemanipulation Robot for Minimally Invasive Surgery, IFMBE Proceedings of the 2015 World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Vol. 51, pp. 862–865, 2015
[Sch15b]	Schlegel, S., Albrecht, S., Blase, B., Robotic Platform for Minimally Invasive Surgery, Proceedings of the 49th DGBMT Annual Conference, Lübeck, 2015
[Sch12a]	Schlegel, S., Blase, B., Brüggemann, D. et al., Chip-on-the-Tip Endoscope with flexible Tip, Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik, Vol. 57, Suppl. 1, 2012

[Sch12b]	Schlegel, S., Blase, B., Brüggemann, D. et al., Endoscope with flexible Tip and Chip-on-the-Tip Camera, IFMBE Proceedings of the 2012 World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Vol. 39, pp. 2111–2114, Beijing, China, 2012
[Sch11]	Schollmeyer, T., Mettler, L., Jonat, W. et al., Roboterchirurgie in der Gynäkologie, Der Gynäkologe, Vol. 44, Nr. 3, pp. 196–201, 2011
[Seh02]	Seherr-Thoss, H., Schmelz, F., Aucktor, E., Gelenke und Gelenkwellen, Berech- nung, Gestaltung, Anwendungen, 2. Auflage, Springer Verlag, Berlin, 2002
[Sei06]	Seibel, E., Johnston, R., Melville, C., A full-color scanning fiber endoscope, Opti- cal Fibers and Sensors for Medical Diagnosis and Treatment Applications, 2006
[Sha10]	Shaikh, S., Thompson, C., Natural orifice translumenal surgery: Flexible platform review, World Journal of Gastrointestinal Surgery, Vol. 2, Nr. 6, pp. 210–216, 2010
[Spa09]	Spaun, G., Zheng, B., Swanström, L., A multitasking platform for natural orifice translumenal endoscopic surgery (NOTES): a benchtop comparison of a new device for flexible endoscopic surgery and a standard dual-channel endoscope, Surgical Endoscopy, Vol. 23, Nr. 12, pp. 2720–2727, 2009
[Sta12]	Stark, M., Benhidjeb, T., Gidaro, S. et al., The future of telesurgery - an universal system with haptic sensation, Journal of the Turkish German Gynecological Association, Vol. 13, Nr. 1, pp. 74–76, 2012
[Tad10]	Tadano, K., Kawashima, K., Development of a Pneumatic Surgical Manipulator IBIS IV, Journal of Robotics and Mechatronics, Vol. 22, Nr. 2, pp. 179–188, 2010
[Tit13]	Titan Medical, Inc., Single Port Orifice Robotic Technology (SPORT), http://www.titanmedicalinc.com, vom 08.07.2015
[Tra13]	TransEnterix Surgical, Inc., SPIDER Surgical System, http://www.transenterix.com/, vom 07.07.2015
[Tra14]	TransEnterix Surgical, Inc., SurgiBot, http://transenterix.com/SurgiBot.php, vom 07.07.2015
[Tra15]	TransEnterix Surgical, Inc., Patient-Side Robotic Surgery, http://www.transenterix.com/technology/surgibot/, vom 07.07.2015
[Tsa99]	Tsai, L., Robot Analysis: The Mechanics of Serial and Parallel Manipulators, John Wiley & Sons, Inc., New York, 1999
[Tue04]	Tuebingen Scientific Medical GmbH, Radius T Instrument, http://www.tuebingen-scientific.com, vom 07.07.2015
[van05]	van Meer, F., Giraud, A., Esteve, D. et al., A Disposable Plastic Compact Wrist for Smart Minimally Invasive Surgical Tools, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 919–924, 2005

- [VDI02] VDI-Gesellschaft Verfahrenstechnik und Chemieingenieurwesen (Hrsg.),
   VDI-Wärmeatlas: Berechnungsblätter für den Wärmeübergang, 9. Auflage,
   Springer Verlag, Berlin, 2002
- [Ves10] Vestweber, B., Straub, E., Kaldowski, B. et al., Single Incision Laparoscopic Surgery (SILS TM) subtotale und totale Kolonresektionen bei Colitis Ulcerosa eine gute Alternative zur konventionell laparoskopischen Methode?, Zeitschrift für Gastroenterologie, Vol. 48, Nr. 8, 2010
- [Wec06] Weck, M., Brecher, C., Werkzeugmaschinen 3, Mechatronische Systeme, Vorschubantriebe, Prozessdiagnose, 6. Auflage, Springer Verlag, Berlin, 2006
- [Win09] Wintermantel, E., Suk-Woo, H., Medizintechnik, 5. Auflage, Springer Verlag, Berlin, 2009
- [Wu10] Wu, A., Podolsky, E., Huneke, R. et al., Initial Surgeon Training for Single Port Access Surgery: Our First Year Experience, Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons, Vol. 14, Nr. 2, pp. 200–204, 2010
- [Xio14] Xion GmbH, Berlin, 2014
- [Xu15] Xu, K., Zhao, J., Fu, M., Development of the SJTU Unfoldable Robotic System (SURS) for Single Port Laparoscopy, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 20, Nr. 5, pp. 2133–2145, 2015
- [Yam08] Yamashita, H., Matsumiya, K., Masamune, K. et al., Miniature bending manipulator for fetoscopic intrauterine laser therapy in twin-to-twin transfusion syndrome, Surgical Endoscopy, Vol. 22, Nr. 2, pp. 430–435, 2008
- [Yeu12] Yeung, B., Gourlay, T., A technical review of flexible endoscopic multitasking platforms, International Journal of Surgery, Vol. 10, Nr. 7, pp. 345–354, 2012
- [Zah11] Zahraee, A., Herman, B., Szewczyk, J., Mechatronic Design of a Hand-Held Instrument with Active Trocar for Laparoscopy, IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 1890–1895, 2011
- [Zah10] Zahraee, A., Paik, J., Szewczyk, J., Toward the Development of a Hand-Held Surgical Robot for Laparoscopy, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 15, Nr. 6, pp. 853–861, 2010
- [Zha15] Zhao, J., Feng, B., Zheng, M. et al., Surgical Robots for SPL and NOTES: a Review, Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies, Vol. 24, Nr. 1, pp. 8–17, 2015

# 7 Symbolverzeichnis

Symbol	Bedeutung	Einheit
a	radialer Abstand der Rotationsachse zur Koppelstelle des Hebels (S. 45), Basislänge und radialer Abstand der Punkte A und B im	[mm]
$a_0$	kürzester axialer Abstand zwischen den Punkten A und B in der Kinematik 2 im gestreckten Zustand (S. 68)	[mm]
$a_1$	radialer Abstand der Punkte B und D von der Mittelachse der Schaftsegmente der Kinematik 2 (S. 68)	[mm]
a <sub>2</sub>	radialer Abstand des Punkts E von der Mittelachse des distalen Schaftsegments der Kinematik 2 (S. 68)	[mm]
b	axiale Entfernung der Hebelkoppelstelle vom Gelenk (S. 45), Segment zwischen den Punkten C und B im polyzentrischen Mechanismus (S. 52)	[mm]
$b_0$	Strecke entlang des Hebels senkrecht zum Gelenk (S. 45)	[mm]
$b_1$	Strecke von der linken Hebelkoppelstelle zum Gelenk (S. 45)	[mm]
$b_2$	Strecke von der rechten Hebelkoppelstelle zum Gelenk (S. 45)	[mm]
с	Segment zwischen den Punkten C und D im polyzentrischen Mechanismus (S. 52)	[mm]
c <sub>p</sub>	Wärmekapazität (S. 169)	$[kJ/(kg\cdot K)]$
d	Ansteuerhebel zwischen den Punkten A und D im polyzentrischen Mechanismus (S. 52), dünnste Abmessung im Weicheisenkörper im Konzept B des Magnetsensors (S. 111), Dicke der Magnetfolien (S. 113), Dicke eines doppelbrechenden Kristalls (S. 139), Abstand zweier GRIN-Linsen	[mm]
d <sub>1</sub>	axialer Abstand der flexiblen Wellen zum Schaftgelenk, ab dem sie sich frei biegen können (S. 91), vordere freie Länge zwischen Lichtquelle und Eintrittsfläche einer GRIN-Linse (S. 148)	[mm]
d <sub>2</sub>	axialer Abstand des Koppelgelenks zwischen starren Antriebs- elementen zum Schaftgelenk (S. 91), hintere freie Länge zwischen Austrittsfläche einer GRIN-Linse und Fokus (S. 148)	[mm]
$d_a$	vordere freie Länge zwischen Lichtquelle und Eintrittsfläche einer GRIN-Linse mit 0,23 pitch (S. 148)	[mm]
dG	Verschiebung des distalen Ansatzpunkts des Faltenbalgs des polyzentrischen Mechanismus (S. 57)	[mm]
dS	axiale Verschiebung des proximalen Koppelpunkts der Schub- stange S des polyzentrischen Mechanismus (S. 57)	[mm]

Symbol	Bedeutung	Einheit
dW <sub>A</sub>	Virtuelle Arbeit am Ausgang eines Systems (S. 51)	[Nm]
$\mathrm{d}\mathrm{W}_\mathrm{E}$	Virtuelle Arbeit am Eingang eines Systems (S. 51)	[Nm]
dx	axiale Verschiebung der linken Hebelkoppelstelle (S. 45), axiale Verschiebung des Punkts A im Spreizmechanismus (S. 64)	[mm]
e	Länge des Hebels (S. 45)	[mm]
$\mathbf{f}_{\mathrm{A}}$	Summe der Kräfte am Ausgang eines Systems (S. 51)	[N]
$\mathbf{f}_{\mathrm{E}}$	Summe der Kräfte am Eingang eines Systems (S. 51)	[N]
$\mathbf{f}_{i}$	Beweglichkeit des jeweiligen Gelenks i (S. 53)	[]
g	orthogonale Länge vom Hebel zum Gelenk (S. 45)	[mm]
h	Hub der Schubstange zur Betätigung des Endeffektors (S. 80), Dicke einer dichroitischen Schicht (S. 149)	[mm]
$h_{m}$	spezifische Schmelzenthalpie	[kJ / kg]
$h_P$	Planck'sches Wirkungsquantum	$[J \cdot s]$
$i_G$	Getriebeuntersetzung des Spindelantriebs des polyzentrischen Mechanismus (S. 60)	[]
j	Anzahl der Gelenke zwischen zwei Segmenten des Systems (S. 53)	[]
k	Wellenzahl	$[m^{-1}]$
1	axiale Länge vom Kraftangriffspunkt zum Gelenk (S. 45), Länge einer flexiblen Welle (S. 86)	[mm]
$l_1$ bis $l_7$	Längen im Spreizmechanismus (S. 64)	[mm]
$l_{AE}$	axiale Länge entlang der Segmentmittelachse zwischen den Punkten A und E der Kinematik 2 (S. 68)	[mm]
$l_{BC}$	axiale Länge entlang der Segmentmittelachse zwischen den Punkten B und C der Kinematik 2 (S. 68)	[mm]
$l_{\rm BD}$	axiale Länge entlang der Segmentmittelachse zwischen den Punkten B und D der Kinematik 2 (S. 68)	[mm]
$l_{\rm CE}$	axiale Länge entlang der Segmentmittelachse zwischen den Punkten C und E der Kinematik 2 (S. 68)	[mm]
$l_{\text{DE}}$	axiale Länge entlang der Segmentmittelachse zwischen den Punkten D und E der Kinematik 2 (S. 68)	[mm]
$l_{\text{flex}}$	Länge einer flexiblen Welle (S. 97)	[mm]
$l_{\rm K}$	Kohärenzlänge	[nm]

Symbol	Bedeutung	Einheit
m	Masse	[kg]
$m_0$	Mittelposition des Teils B bei gestrecktem Manipulator	[]
n	Brechungsindex (S. 100)	[]
n <sub>0</sub>	höchster Brechungsindex auf der optischen Achse einer GRIN- Linse (S. 147)	[]
n <sub>GM</sub>	Übersetzung eines Motorgetriebes	[]
n <sub>GP</sub>	Gesamtübersetzung der Getriebestufen an einem Antriebsstrang in der Plattform	[]
n <sub>K</sub>	Brechungsindex des Kerns einer Lichtleitfaser	[]
$n_L$	Brechungsindex des Umgebungsmediums Luft	[]
$n_{M}$	Brechungsindex des Mantels einer Lichtleitfaser	[]
р	Druck	$[N/m^2]$
q	Freiheitsgrade des Raums, in dem ein Mechanismus sich bewegt (S. 53)	[]
r	Biegeradius einer verformten flexiblen Welle (S. 91), Radius einer Lichtleitfaser (S. 100), Radius einer GRIN-Linse (S. 147)	[mm]
$r_1$	radialer Abstand der flexiblen Welle vom Schaftgelenk (S. 91), Kernradius einer breiteren Lichtleitfaser (S. 105)	[mm]
$r_2$	radialer Abstand der starren Welle vom Schaftgelenk (S. 91), Kernradius einer dünneren Lichtleitfaser (S. 105)	[mm]
S	Bogenlänge einer verformten flexiblen Welle	[mm]
t	Zeitkoordinate einer sich ausbreitenden elektromagnetischen Welle	[s]
u	Anzahl der Segmente eines Systems (S. 53)	[]
Z	Ortskoordinate einer sich ausbreitenden elektromagnetischen Welle	[m]
А	Gelenkpunkt in verschiedenen Armkinematiken	[]
$A_{G}$	Griffoberfläche	[m <sup>2</sup> ]
В	Gelenkpunkt in verschiedenen Armkinematiken	[]
В	magnetische Flussdichte (S. 108)	[T]

Symbol	Bedeutung	Einheit
С	Gelenkpunkt in verschiedenen Armkinematiken	[]
$C_{\mathrm{F}}$	Federkonstante des Faltenbalgs (S. 59)	[N/mm]
D	Gelenkpunkt in verschiedenen Armkinematiken	[]
E	Gelenkpunkt in verschiedenen Armkinematiken	[]
E <sub>r</sub> ʻ	radiale Koordinate des Gelenkpunkts E' zwischen Kinematik 1 und Manipulator	[mm]
E <sub>B</sub>	gespeicherte Biegeenergie in einem verformten System (S. 58)	[J]
E <sub>in</sub>	Eingangsstrahlung von Licht	[J]
$E_{r}$	radiale Koordinate des Punkts E der Kinematik 2 (S. 68)	[mm]
E <sub>r,max</sub>	maximale radiale Auslenkung des Punkts E der Kinematik 2 von der Rotationsachse des Zylinderkoordinatensystems (S. 68)	[mm]
$E_{V}$	energetische Leitungsverluste durch einen verjüngenden Taper	[J]
F	Gesamtfreiheitsgrad eines Systems (S. 53)	[]
$F_1$	benötigte Reaktionskraft zu F2 (S. 46)	[N]
$F_2$	Kraft am rechten Schenkel des Scharniers (S. 46)	[N]
F <sub>G</sub>	rückstellende Gegenkraft am Punkt G (S. 58), Kraft auf die Branchen des Endeffektors (S. 80)	[N]
$F_{\text{Hebel}}$	Schnittkraft im Hebel (S. 46)	[N]
$F_{S}$	axiale Kraft an der Schubstange S (S. 58), Kraft an der Schubstange des Endeffektors (S. 80)	[N]
$F_{S,max}$	größte benötigte Kraft zur Betätigung des Endeffektors gegen eine Kraft von 10 N pro Branche	[N]
G	distaler Ansatzpunkt des Faltenbalgs des polyzentrischen Mechanismus (S. 57)	[]
G	Schubmodul (S. 86)	$[N/mm^2]$
Н	proximaler Ansatzpunkt des Faltenbalgs des polyzentrischen Mechanismus (S. 57)	[]
Н	Enthalpie (S. 170)	[J]
$\mathrm{H}_{\mathrm{m}}$	Schmelzenthalpie	[kJ]
I <sub>flex</sub>	polares Flächenträgheitsmoment einer flexiblen Welle (S. 97)	[m <sup>4</sup> ]

Symbol	Bedeutung	Einheit
IP	polares Flächenträgheitsmoment (S. 86)	[m <sup>4</sup> ]
I <sub>starr</sub>	polares Flächenträgheitsmoment einer starren Welle (S. 97)	[m <sup>4</sup> ]
I <sub>m</sub>	mittlere Intensität	$[W/m^2]$
$I_i$	lokale Intensität	$[W/m^2]$
J	Jacobi-Matrix	[]
$K_1$	radiales Langloch in der Kulissenführung zur Abwinklung des Manipulators der Kinematik 2 (S. 94)	[]
$K_2$	axiales Langloch in der Kulissenführung zur Abwinklung des Manipulators der Kinematik 2 (S. 94)	[]
K <sub>m</sub>	photometrisches Strahlungsäquivalent für den Tag ( $K_{m,Tag}$ ) und die Nacht ( $K_{m,Nacht}$ )	[lm/W]
L	Induktivität	[H]
L <sub>P</sub>	Länge einer GRIN-Linse	[pitch]
М	Drehmoment (S. 86)	[Nm]
$M_1$ bis $M_6$	Motorstellungen der einzelnen Antriebe	[]
$M_d$	zulässiges Dauerdrehmoment eines Motors	[Nm]
$M_{\mathrm{H}}$	Haltemoment eines Motors	[Nm]
$M_{M}$	Motormoment des Motors für den Spindelantrieb des poly- zentrischen Mechanismus (S. 60)	[Nm]
$M_{\text{max}}$	größtes benötigtes Moment zur Erzeugung der Kraft F <sub>S,max</sub>	[Nm]
M <sub>Motor</sub>	Motormoment, das für die Erzeugung von $M_W$ benötigt wird	[Nm]
$M_{W}$	gefordertes Drehmoment am Ende eines Antriebsstrangs	[Nm]
$M_{zulässig}$	größtes zulässiges Moment zur Betätigung des Endeffektors	[Nm]
Ν	Anzahl der lokalen Inkremente bei der Bestimmung des Speckle-Kontrasts (S. 159)	[]
NA	numerische Apertur	[]
Pa	axiale Zylinderkoordinate der Instrumentenspitze P	[mm]
Pr	radiale Zylinderkoordinate der Instrumentenspitze P	[mm]

Symbol	Bedeutung	Einheit
P <sub>r,max</sub>	äußerste radial erreichbare Zylinderkoordinate der Instrumenten- spitze P	[mm]
Q	Schmelzwärme	[J]
Ż	Wärmestrom	[W]
$Q_{G}$	an der Griffoberfläche an die Umgebung abgeführte Wärme	[J]
$Q_{\rm H}$	Heizwärme	[J]
$Q_L$	latent gespeicherte Wärme	[J]
Qs	sensibel gespeicherte Wärme	[J]
R	Radius im Polarkoordinatensystem (S. 70), Biegeradius einer Lichtleitfaser (S. 100)	[mm]
$R_m$	magnetischer Widerstand im magnetischen Kreis	$\left[A / (V \cdot s)\right]$
$R_S$	Leistungsgrad der Speckle-Reduktion (S. 159)	[]
$R_0, R_1$	Reflexionsanteile von auf Grenzfläche fallendem Licht (S. 149)	[]
S	Schubstange S im polyzentrischen Mechanismus (S. 57), Speckle-Kontrast (S. 159)	[]
$S_R$	reduzierter Speckle-Kontrast	[]
$\mathbf{S}_1$	Schubhülse 1 am Gelenk A und Stellung dieser zur Betätigung der Kinematiken 1 und 2 (S. 93)	[]
$S_2$	Schubhülse 2 im distalen bzw. mittleren Segment der Kinematik 1 bzw. 2 zur Abwinklung des Manipulators (S. 93)	[]
T <sub>0</sub> , T <sub>1</sub>	Transmissionsanteile von auf Grenzfläche fallendem Licht (S. 149)	[]
$T_L$	zulässige Temperaturschwelle von 41°C	[°C]
$T_{m}$	Schmelztemperatur	[°C]
U	innere Energie	[J]
$V(\lambda)$	spektraler Hellempfindlichkeitsgrad	[]
V	Volumen	[m <sup>3</sup> ]
$V_1$	Vektor aus den axialen Stellungen der Stellhülsen $S_1$ und $S_2$ sowie den Stellungen $M_5$ und $M_6$ der Motoren	[]

Symbol	Bedeutung	Einheit
V <sub>2</sub>	Vektor aus der radialen und axialen Position der Instrumentenspitze $P_r$ und $P_a$ sowie dem Rotationswinkel $\psi$ und dem Neigungswinkel der Instrumentenspitze $\alpha$	[]
W <sub>1</sub> bis W <sub>4</sub>	Antriebsstränge im Spreizmechanismus sowie in den Kinematiken 1 und 2	[]
Х	radiale Verschiebung des Mittelpunkts des Segments c im polyzentrischen Mechanismus (S. 52)	[mm]
$X_L$	induktiver Blindwiderstand	$[\Omega]$
$Z_1$	Zugstange zur Betätigung des Spreizmechanismus (S. 97)	[]
$Z_2$	Zugstange im Spreizmechanismus zur Abwinklung des Manipulators	[]
α	Winkel am Punkt A des polyzentrischen Mechanismus (S. 52), Neigungswinkel des Manipulators gegenüber der Rotationsachse des Zylinderkoordinatensystems (S. 70)	[°]
$\alpha_1$ bis $\alpha_9$	Winkel zwischen den einzelnen Segmenten im Spreizmechanismus (S. 64)	[°]
β	Winkel am Punkt B des polyzentrischen Mechanismus (S. 52)	[°]
$\beta_0$	Scherwinkel zwischen magnetischer Periodizität und Streifen- ausrichtung (S. 114)	[°]
$\beta_1$	Winkel zwischen $b_1$ und e (S. 45)	[°]
$\beta_2$	Winkel zwischen $b_2$ und e (S. 45)	[°]
γ	Ablenkwinkel zwischen Aus- und Eingangsstrang eines Kardan- gelenks (S. 86)	[°]
$\gamma_I$ bis $\gamma_{III}$	Biegewinkel der flexiblen Wellen im Prüfstand (S. 87)	[°]
$\delta_1$	axialer Höhenversatz zwischen den Punkten A und B im polyzentrischen Mechanismus (S. 52)	[mm]
$\delta_2$	axialer Höhenversatz zwischen den Punkten C und D im polyzentrischen Mechanismus (S. 52)	[mm]
δΑ	infinitesimale Verschiebung entlang der Abtriebsfreiheitsgrade (S. 51)	[mm]
δΕ	infinitesimale Verschiebung entlang der Antriebsfreiheitsgrade (S. 51)	[mm]
3	Winkel zwischen dem distalen Armsegment und dem Manipulator (S. 70), Winkel zwischen einem Ursprungsvektor im Polarkoordinaten- system und der Ausrichtung der Instrumentenspitze (S. 70), Phasenwinkel zwischen zwei elektromagnetischen Wellen (S. 136)	[°]
η	Verkippungswinkel zwischen zwei Segmenten in einem verformten Mehrfederkörpers (S. 58)	[°]

Symbol	Bedeutung	Einheit
$\zeta_1$	Winkel am Eingang eines Kardangelenks (S. 86)	[°]
$\zeta_2$	Winkel am Ausgang eines Kardangelenks (S. 86)	[°]
$\eta_{GM}$	Wirkungsgrad der Motorgetriebe (S. 122)	[]
$\eta_{GP}$	Wirkungsgrad der Getriebe in der Plattform (S. 122)	[]
$\eta_G$	Getriebewirkungsgrad (S. 60)	[]
θ	Winkel im Polarkoordinatensystem (S. 70), Reflexionswinkel bei Totalreflexion in einer Lichtleitfaser (S. 100), Winkellage einer linear polarisierten Welle gegenüber der optischen Achse eines doppelbrechenden Elements	[°]
$\theta_0$	Einfallswinkel an einer Grenzfläche (S. 149)	[°]
θ`	durch Biegung reduzierter Reflexionswinkel bei Totalreflexion in einer Lichtleitfaser (S. 100)	[°]
$\theta_{\rm B}$	Brewsterwinkel	[°]
$\theta_{G}$	Grifftemperatur	[K]
$\theta_{\rm U}$	Umgebungstemperatur	[K]
λ	Ansteuerwinkel im polyzentrischen Mechanismus (S. 52)	[°]
λ	Wellenlänge elektromagnetischer Strahlung (S. 136)	[nm]
λ	Periodenlänge der magnetischen Beschichtung auf den Magnet- folien (S. 114)	[mm]
$\lambda_0$	Wellenlänge elektromagnetischer Strahlung im Vakuum	[nm]
$\mu_{r,eff}$	relative Permeabilität des magnetischen Kreises (S. 108)	[]
ν	Frequenz elektromagnetischer Strahlung	[s <sup>-1</sup> ]
٤	halber Öffnungswinkel der Branchen der Endeffektoren (S. 80)	[°]
ppcm,s/l	Dichte des Latentwärmespeichermaterials im festen (S) und flüssigen (L) Aggregatszustand	$[kg/m^3]$
ς	Neigungswinkel, unter dem der Permanentmagnet (S. 109) bzw. der Weicheisenkeil (S. 111) gegenüber dem Hallsensor ausgerichtet sind	[°]
σ	Umschlingungswinkel am mittleren Umlenkpunkt der Seilzüge (S. 84)	[°]
τ	Wärmeübergangskoeffizient (S. 168)	$[W/(m^2 \cdot K)]$

Symbol	Bedeutung	Einheit
υ	Biegewinkel einer verformten Lichtleitfaser (S. 101), Biegewinkel einer verformten flexiblen Welle (S. 91)	[°]
φ	Blickwinkel des Segments c gegenüber der Schaftachse (S. 52), Neigungswinkel des distalen gegenüber dem proximalen Schaft- segment der Kinematiken 1 und 2 (S. 70), Verdrehwinkel einer belasteten flexiblen Welle (S. 86)	[°]
$\phi_1$	maximaler Akzeptanzwinkel zum Einkoppeln in eine Lichtleitfaser (S. 100)	[°]
φ <sub>2</sub>	Torsionswinkel im flexiblen Antriebsstrang W <sub>2</sub> (S. 98)	[°]
φ <sub>3</sub>	Torsionswinkel im flexiblen Antriebsstrang W <sub>3</sub> (S. 98)	[°]
$\phi_4$	Torsionswinkel im flexiblen Antriebsstrang W <sub>4</sub> (S. 98)	[°]
χ	Materialkonstante für die parabolische Verteilung des Brechungs- index in GRIN-Linsen (S. 147)	[]
ψ	Winkel um die Rotationsachse des Zylinderkoordinatensystems der Instrumente	[°]
ω	Frequenz elektromagnetischer Strahlung	$[s^{-1}]$
$\omega_1$	Winkelgeschwindigkeit am Eingang eines Kardangelenks (S. 86)	[°]
$\omega_2$	Winkelgeschwindigkeit am Ausgang eines Kardangelenks (S. 86)	[°]
Δa	axiale Verschiebung des Gelenks A in den Kinematiken 1 und 2 (S. 68)	[mm]
Δα	Winkelbereich, unter dem die Instrumentenspitze einen Punkt erreichen kann	[°]
$\Delta \phi$	Phasenversatz zweier elektromagnetischer Teilwellen aufgrund von durch Doppelbrechung bedingter Laufzeitunterschiede	[°]
$\Delta \phi_{max}$	größter Neigungswinkelbereich des distalen Armsegments der Kinematiken 1 und 2 (S. 68)	[°]
Δl	Dehnung der Randfasern des Faltenbalgs (S. 59)	[mm]
$\Delta l_{max}$	maximale Dehnung der Randfasern des Faltenbalgs (S. 59)	[mm]
$\Delta m$	Verschiebung des Teils B bei Abwinklung des Manipulators	[mm]
$\Delta m_{\text{max}}$	größte Verschiebung des Teils B bei einer Manipulatorabwinklung von $\pm 45^{\circ}$	[mm]
Δn	Differenz zwischen dem ordentlichen und außerordentlichen Brechungsindex eines doppelbrechenden Elements	[]
$\Delta T$	Temperaturerhöhung bzwdifferenz	[K]
$\Delta x_1$	axialer Versatz eines Antriebsstrangs mit flexiblen Wellen durch Abwinklung eines exzentrischen Gelenks (S. 91)	[mm]

Symbol	Bedeutung	Einheit
$\Delta x_2$	axialer Versatz eines Antriebsstrangs mit starren Elementen durch Abwinklung eines exzentrischen Gelenks (S. 91)	[mm]
$\Phi_{e}$	Strahlungsleistung	[W]
$\Delta E$	Energiedifferenz zwischen zwei Energieniveaus	[J]
$\Phi_{\rm v}$	Lichtstrom	[lm]

## 8 Anhang

## 8.1 Herleitungen zu den Instrumentenarm-Kinematiken

#### Polyzentrik

Betrachtet man die Polyzentrik anhand ihrer Geometrie, erkennt man ihren Aufbau als Vierpunktgelenk mit einem Freiheitsgrad in Form eines Trapezes. Der Momentanpol, also der zeitveränderliche Punkt, um den sich die Strecke c, an der die Endoskopspitze befestigt ist, dreht, folgt einer Bahnkurve. Die Viergelenk-Kinematik besteht aus zwei festen Gelenkpunkten A<sub>0</sub> und B<sub>0</sub>. Im Folgenden soll A<sub>0</sub> als Referenzpunkt betrachtet werden, auf den die restlichen Gelenkpunkte bezüglich des Referenzkoordinatensystems bezogen werden.



Abb. 8-1 Schematische Darstellung der Polyzentrik

Die Koordinatentransformation wird gemäß der Abbildung 8-1 mit Hilfe von Rotationsmatrizen R<sub>I,II</sub> durchgeführt, wobei die Indizes für die Transformation des Koordinatensystems von II auf I stehen. Die Punkte lassen sich sukzessiv auf das Koordinatensystem I transformieren:

$$\vec{\mathbf{A}}_0 = \begin{pmatrix} 0\\0 \end{pmatrix} \tag{8-1}$$

$$\vec{\mathbf{A}}_1 = \vec{\mathbf{B}}_0 = \begin{pmatrix} \mathbf{a} \\ -\boldsymbol{\delta}_1 \end{pmatrix}$$
(8-2)

$$\vec{\mathbf{B}}_{1} = \vec{\mathbf{C}}_{0} = \mathbf{R}_{1,\mathrm{II}} \cdot \vec{\mathbf{b}}_{\mathrm{II}} + \vec{\mathbf{A}}_{1} = \begin{pmatrix} \cos\beta & -\sin\beta\\ \sin\beta & \cos\beta \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} b\\ 0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} a\\ -\delta_{1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b \cdot \cos\beta + a\\ b \cdot \sin\beta - \delta_{1} \end{pmatrix}$$
(8-3)

$$\vec{C}_{1} = \vec{D}_{0} = R_{1,III} \cdot \vec{c}_{III} + \vec{C}_{0} = \begin{pmatrix} \cos\gamma & -\sin\gamma \\ \sin\gamma & \cos\gamma \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} c \\ 0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} b \cdot \cos\beta + a \\ b \cdot \sin\beta - \delta_{1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c \cdot \cos\gamma + b \cdot \cos\beta + a \\ c \cdot \sin\gamma + b \cdot \sin\beta - \delta_{1} \end{pmatrix}$$
(8-4)

$$\vec{\mathbf{D}}_{1} = \vec{\mathbf{A}}_{0} = \mathbf{R}_{1,\mathrm{IV}} \cdot \vec{\mathbf{d}}_{\mathrm{IV}} + \vec{\mathbf{C}}_{1} = \begin{pmatrix} \cos\delta & -\sin\delta\\ \sin\delta & \cos\delta \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \mathbf{d}\\ \mathbf{0} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \mathbf{c} \cdot \cos\gamma + \mathbf{b} \cdot \cos\beta + \mathbf{a}\\ \mathbf{c} \cdot \sin\gamma + \mathbf{b} \cdot \sin\beta - \delta_{1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{0}\\ \mathbf{0} \end{pmatrix}$$
(8-5)

Mit dem Stufenwinkelsatz lässt sich der Winkel  $\delta$  in Abhängigkeit von  $\alpha$  ausdrücken:

$$\delta = \alpha + \pi \tag{8-6}$$

Damit lässt sich die Beziehung zwischen  $\alpha$ ,  $\beta$  und  $\gamma$  folgendermaßen formulieren:

$$\begin{pmatrix} -d \cdot \cos\alpha + c \cdot \cos\gamma + b \cdot \cos\beta + a \\ -d \cdot \sin\alpha + c \cdot \sin\gamma + b \cdot \sin\beta - \delta_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$
(8-7)

Um die Winkelbeziehung zwischen  $\alpha$  und  $\beta$  zu erhalten, gilt die folgende Bedingung

$$\vec{\mathbf{c}}_{\mathrm{I}} = \vec{\mathbf{C}}_{\mathrm{I}} - \vec{\mathbf{B}}_{\mathrm{I}} = \begin{pmatrix} \mathbf{d} \cdot \cos\alpha \\ \mathbf{d} \cdot \sin\alpha \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \mathbf{b} \cdot \cos\beta + a \\ \mathbf{b} \cdot \sin\beta - \delta_{\mathrm{I}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{d} \cdot \cos\alpha - \mathbf{b} \cdot \cos\beta - a \\ \mathbf{d} \cdot \sin\alpha - \mathbf{b} \cdot \sin\beta + \delta_{\mathrm{I}} \end{pmatrix}$$
(8-8)

mit der Zwangsbedingung  $|\vec{c}_1| = c$ . Daraus folgt mit  $\sin^2 x + \cos^2 x = 1$  die Gleichung

$$c^{2} = (d \cdot \cos \alpha - b \cdot \cos \beta - a)^{2} + (d \cdot \sin \alpha - b \cdot \sin \beta + \delta_{1})^{2}$$
(8-9)

$$c^{2} = d^{2} + b^{2} + a^{2} + \delta_{1}^{2} - 2 \cdot bd \cdot \cos\alpha \cdot \cos\beta - 2 \cdot ad \cdot \cos\alpha + 2 \cdot ab \cdot \cos\beta - 2 \cdot bd \cdot \sin\alpha \cdot \sin\beta + 2 \cdot \delta_{1}d \cdot \sin\alpha - 2 \cdot \delta_{1}b \cdot \sin\beta$$
(8-10)

Nachfolgend wird die Gleichung durch die Substitutionsterme

$$u = -d^{2} - b^{2} - a^{2} + c^{2} + 2 \cdot ad \cdot \cos \alpha - \delta_{1}^{2}$$
(8-11)

$$v = 2 \cdot ab - 2 \cdot bd \cdot \cos\alpha \tag{8-12}$$

$$w = -2 \cdot bd \cdot \sin \alpha - 2 \cdot \delta_1 b \tag{8-13}$$

vereinfacht zu

$$\mathbf{u} = \mathbf{v} \cdot \cos\beta + \mathbf{w} \cdot \sin\beta + 2 \cdot \delta_1 \mathbf{d} \cdot \sin\alpha \tag{8-14}$$

Mit den weiteren Substitutionen

$$\mathbf{v} = \mathbf{r} \cdot \cos \vartheta \tag{8-15}$$

$$w = r \cdot \sin \vartheta \tag{8-16}$$

$$\mathbf{r} = \sqrt{\mathbf{W}^2 + \mathbf{v}^2} \tag{8-17}$$

und den Beziehungen

$$\vartheta = \arctan \frac{W}{V}$$
 (8-18)

$$\cos \eta \cdot \cos \lambda + \sin \eta \cdot \sin \lambda = \cos(\lambda - \eta)$$
(8-19)

ergibt sich

$$\mathbf{u} = \mathbf{r} \cdot \cos(\beta - \vartheta) + 2 \cdot \delta_1 \mathbf{d} \cdot \sin\alpha \tag{8-20}$$

und folglich

$$\beta = \arccos\left(\frac{u - 2 \cdot \delta_1 d \cdot \sin\alpha}{r}\right) + \vartheta$$
(8-21)

Die Rücksubstitution liefert

$$\beta = \arccos\left(\frac{-d^2 - b^2 - a^2 + c^2 + 2 \cdot ad \cdot \cos\alpha - \delta_1^2 - 2 \cdot \delta_1 d \cdot \sin\alpha}{\sqrt{(2 \cdot ab - 2 \cdot bd \cdot \cos\alpha)^2 + (-2 \cdot bd \cdot \sin\alpha - 2 \cdot \delta_1 b)^2}}\right) + \arctan\frac{w}{v}$$
(8-22)

und weitere Rücksubstitution die endgültige Form:

$$\beta = \arccos\left(\frac{-d^2 - b^2 - a^2 + c^2 + 2 \cdot ad \cdot \cos - \delta_1^2 - 2 \cdot \delta_1 d \cdot \sin \alpha}{\sqrt{(2 \cdot ab - 2 \cdot bd \cdot \cos \alpha)^2 + (-2 \cdot bd \cdot \sin \alpha - 2 \cdot \delta_1 b)^2}}\right)$$

$$+ \arctan\left(\frac{-2 \cdot bd \cdot \sin \alpha - 2 \cdot \delta_1 b}{2 \cdot ab - 2 \cdot bd \cdot \cos \alpha}\right)$$
(8-23)

Die Blickrichtung  $\phi$  steht um den Winkel  $\phi_0$  versetzt senkrecht auf c. Es gilt daher:

$$\varphi_0 = \arctan\left(\frac{\mathbf{b} - (\mathbf{d} + \delta_1)}{\mathbf{a}}\right) \tag{8-24}$$

$$\varphi = \arctan\left(\frac{-d \cdot \sin\alpha + b \cdot \sin\beta - \delta_1}{d \cdot \cos\alpha - b \cdot \cos\beta - a}\right) + \varphi_0$$
(8-25)

Der Punkt G ist der distale Ansatz des Faltenbalgs am Endoskopkopf, der Punkt S bildet das proximale Ende der Schubstange. Die Bewegungsübersetzung zwischen G und S skaliert die abgeschätzte rückstellende Kraft durch den Balg und die enthaltenen Lichtleitfasern. Zur Berechnung der Übersetzung dG/dS werden die beiden Hilfspunkte P<sub>1</sub> und P<sub>2</sub> gewählt, siehe Abbildung 8-2. Es gilt:

$$\vec{P}_{1} = \begin{pmatrix} d \cdot \cos\alpha - h - g \cdot \sin\varphi \\ d \cdot \sin\alpha + j + g \cdot \cos\varphi \end{pmatrix}$$
(8-26)

$$\vec{P}_{2} = \begin{pmatrix} c + b \cdot \cos\beta - h - g \cdot \sin\varphi \\ d \cdot \sin\beta - \sqrt{a^{2} - c^{2}} + j + g \cdot \cos\varphi \end{pmatrix}$$
(8-27)

$$\vec{\mathbf{G}} = \vec{\mathbf{P}}_1 + \left(\vec{\mathbf{P}}_2 - \vec{\mathbf{P}}_1\right) \cdot \frac{\mathbf{h}}{\mathbf{a}}$$
(8-28)

Die Schubstange hat die Länge k und ist einachsig beweglich. Mit  $\zeta$  gilt:

$$\varsigma = \arctan\left(\frac{m}{n}\right) + \left(\alpha - \frac{\pi}{2}\right)$$
(8-29)

$$S = \sqrt{m^{2} + n^{2}} \cdot \sin(\varsigma) - \sqrt{k^{2} - (c \cdot \cos(\varsigma) - n)^{2}} + k - m - j$$
(8-30)

Die Kraftübersetzung Ü beträgt

$$\ddot{\mathbf{U}} = \frac{\frac{\mathrm{dG}}{\mathrm{d\alpha}}}{\frac{\mathrm{dS}}{\mathrm{d\alpha}}} = \frac{\mathrm{dG}}{\mathrm{dS}}$$
(8-31)

Die jeweils vorherrschende Übersetzung bestimmt sich über die Inkremente i nach

$$\ddot{\mathbf{U}} = \frac{\left| \overrightarrow{\mathbf{G}_{i}} - \overrightarrow{\mathbf{G}_{i-1}} \right|}{\left| \mathbf{S}_{i} - \mathbf{S}_{i-1} \right|}$$
(8-32)



Abb. 8-2 Berechnungsmodell zur Kraftübersetzung zwischen Faltenbalgansatz G und Schubstange S

Die umgesetzte Konfiguration IIb besitzt die geometrischen Parameter:

a = 7 mm	b = 9,1 mm	c = 7 mm	d = 7 mm
$\delta_1 = 2,1 \text{ mm}$	$\delta_2 = 0 \text{ mm}$	g = 1,6 mm	h = 5,3 mm
j = 12,9 mm	k = 50 mm	m = 3,5 mm	n = 3 mm

Mit diesen bekannten geometrischen Größen lässt sich die Übersetzung gemäß der Abbildung 3-20 quantifizieren, und es ergibt sich für die maximale Blickwinkelauslenkung von  $\varphi_{max} = 80^{\circ}$  eine Kraft an der Schubstange von  $F_S = 4,6$  N. Das zur Betätigung dieser Kraft  $F_S$ benötigte Drehmoment M wird über einen in den Schaft integrierten Motor mit Feingewinde-Spindeltrieb M6 x 0,5 erzeugt und berechnet sich nach [Wec06] wie folgt, wobei die Steigung P von 0,5 mm, die Schubkraft  $F_S$  und der Wirkungsgrad  $\eta$  benötigt werden:

$$\mathbf{M} = \frac{\mathbf{F}_{\mathrm{s}} \cdot \mathbf{P}}{2 \cdot \boldsymbol{\pi} \cdot \boldsymbol{\eta}} \tag{8-33}$$

Der Wirkungsgrad  $\eta$  bestimmt sich über den Steigungswinkel  $\theta$  der Gewindegeometrie sowie den Gleitreibungswinkel  $\rho$  der Werkstoffpaarung von Spindel und Spindelmutter:

$$\eta \approx \frac{\tan(\theta)}{\tan(\theta + \rho)}$$
(8-34)

Der Steigungswinkel  $\theta$  setzt sich aus dem Flankendurchmesser d<sub>2</sub> der Spindel und der Steigung P zusammen, der Gleitreibungswinkel  $\rho$  aus dem Flankenwinkel  $\omega$  sowie dem Gleitreibungskoeffizient  $\mu_G$  der Materialpaarung Stahl / Messing. Die einzelnen Werte sind [Kuc86] und [Fis05] entnommen.

$$\tan(\theta) \approx \frac{P}{d_2 \cdot \pi}$$
(8-35)

$$\rho = \arctan\frac{\mu_{\rm G}}{\cos(0.5 \cdot \omega)} \tag{8-36}$$

Durch Einsetzen ergibt sich ein linearer Zusammenhang zwischen dem Moment M und der Kraft  $F_S$  gemäß Formel (8-33). Der Verlauf ist damit proportional zur Abbildung 3-19 rechts, bei der größten Kraft von 4,6 N ist ein Drehmoment  $M_{max} = 3,4$  mNm nötig.

Um sicherzustellen, dass die Kraft  $F_S$  unter der zulässigen maximalen Spannkraft  $F_{max}$  und dem daraus resultierenden maximal zulässigen Drehmoment  $M_{zulässig}$  bleibt, erfolgt die Berechnung von  $F_{max}$  mithilfe des Kerndurchmessers d<sub>3</sub> der Spindel und der 0,2 Prozent-Dehngrenze  $\sigma_{0,2}$  des Gewindewerkstoffs zu

$$F_{max} = \frac{0,196 \cdot (d_2 + d_3)^2 \cdot 0,9 \cdot \sigma_{0,2}}{\sqrt{1 + 4,86 \cdot \left(\frac{P + \mu_G \cdot 3,63 \cdot d_2}{d_2 + d_3}\right)^2}}$$

$$M_{zulassig} = F_{max} \cdot \left(0,16 \cdot P + \mu_G \cdot 0,58 \cdot d_2\right)$$
(8-37)
(8-37)

Mit  $F_{max} = 6,36$  kN und  $M_{zulässig} = 4,7$  Nm liegen die auftretenden Kräfte  $F_S$  und  $M_{max}$  deutlich unter dieser Festigkeitsgrenze.

#### Kinematik 1

In der Kinematik 1 wird durch Verschiebung des Punkts A im proximalen Schaft um die Länge  $\Delta a$  immer eine eindeutige Position aller Punkte und Segmente eingenommen. Die Kinematik wird durch die zwei Dreiecke ABC und CDE gebildet, siehe Abbildung 8-3. Für die Ansteuerung ist die radiale Position des Punkts E` und der Neigungswinkel  $\varphi$  des distalen Schaftsegments in Abhängigkeit von  $\Delta a$  von Interesse.

Der Abstand s<sub>AB</sub> zwischen den Punkten A und B bestimmt sich zu:



 $s_{AB} = \sqrt{a_1^2 + (a_0 + \Delta a)^2}$  (8-39)

Abb. 8-3 Geometrische Parameter der Kinematik 1

Sind die Längen  $a_0$ ,  $a_1$ ,  $s_{AC}$ ,  $s_{BD}$ ,  $s_{BC}$ ,  $s_{CD}$  und  $s_{CE}$  bekannt, so berechnen sich die weiteren benötigten Parameter wie folgt:

$$\rho_1 = \arcsin\left(\frac{a_1}{s_{\rm BC}}\right) \tag{8-40}$$

$$\rho_2 = \arcsin\left(\frac{2 \cdot a_1}{s_{\rm BD}}\right) \tag{8-41}$$

$$\rho_{3} = \arccos\left(\frac{s_{AC}^{2} + s_{BC}^{2} - s_{AB}^{2}}{2 \cdot s_{BC} \cdot s_{AC}}\right)$$
(8-42)

$$\rho_5 = \arcsin\left(\frac{a_1}{s_{\rm CD}}\right) \tag{8-43}$$

$$\rho_4 = \rho_3 + \rho_5 - \rho_1 \tag{8-44}$$

$$\rho_6 = \rho_2 - \rho_5 \tag{8-45}$$

$$s_{DE} = \sqrt{s_{CE}^2 + s_{CD}^2 - 2 \cdot s_{CE} \cdot s_{CD} \cdot \cos(\rho_4)}$$
(8-46)

$$\rho_7 = \arccos\left(\frac{s_{AC}^2 + s_{BC}^2 - s_{AB}^2}{2 \cdot s_{BC} \cdot s_{AC}}\right)$$
(8-47)

$$\rho_8 = \arcsin\left(\frac{a_1}{s_{\text{DE}}}\right) - \arcsin\left(\frac{a_1}{s_{\text{DE}}}\right)$$
(8-48)

$$\rho_9 = \arcsin\left(\frac{a_1}{s_{\text{DE}}}\right) \tag{8-49}$$

$$\rho = \pi - \rho_1 - \arcsin\left(\frac{a_1}{s_{AB}}\right) - \arccos\left(\frac{s_{AB}^2 + s_{BC}^2 - s_{AC}^2}{2 \cdot s_{AB} \cdot s_{BC}}\right)$$
(8-50)

Für den Neigungswinkel  $\varphi$  des distalen Segments gegenüber der Rotationsachse gilt damit gemäß der Abbildung 8-3:

$$\varphi = \rho + \rho_5 - \rho_4 - \rho_7 + \rho_8 + \rho_9 \tag{8-51}$$

E<sub>r</sub>' bestimmt sich zu:

$$E_{\rm r}' = s_{\rm BD} \cdot \sin(\rho + \rho_2) + s_{\rm DE'} \cdot \sin(\rho + \rho_5 - \rho_4 - \rho_7 + \rho_8)$$
(8-52)

#### Kinematik 2

Auch in der Kinematik 2 wird durch Verschiebung des Punkts A im proximalen Schaft um die Länge  $\Delta a$  dank Zwangslauf eine eindeutige Position aller Punkte und Segmente eingenommen. Aufgrund der besonderen Bewegungstrajektorie, bei der das distale Segment zuerst nach außen und später wieder nach innen schwenkt (siehe Abbildung 3-31), ist jedoch die Zuordnung der radialen Koordinate von Punkt E gemäß  $E_r = f(\Delta a)$  für viele  $E_r$  nicht eindeutig. Da sich die Hilfsgröße  $I_{BC}$  mit zunehmendem  $\Delta a$  kontinuierlich verkürzt, ist eine solche bijektive Zuordnung gemäß der Abbildung 8-4 jedoch für  $\Delta a = f(I_{BC})$  möglich.



Abb. 8-4 Geometrische Parameter der Kinematik 2 [Bla15e]

Die Längen  $a_0$ ,  $a_1$ ,  $a_2$ ,  $l_{AE}$ ,  $l_{BD}$ ,  $l_{CE}$  und  $l_{DE}$  werden vorgegeben und im Verlauf der Optimierungsstrategie aus Kapitel 3.2.5 innerhalb festgelegter Bereiche permutiert, um dadurch jede mögliche Kombination aus Längenverhältnissen auf ihre Tauglichkeit zu untersuchen. Die gesuchte Hilfsgröße  $l_{BC}$  ergibt sich aus diesen sowie aus den Winkeln.

Die Längen zwischen den Gelenkpunkten A bis E ergeben sich zu:

$$|AB| = \sqrt{a_1^2 + (a_0 + \Delta a)^2}$$
 (8-53)

$$|\mathrm{AC}| = \mathbf{l}_{\mathrm{AE}} - \mathbf{l}_{\mathrm{CE}}$$
(8-54)

$$|BC| = \sqrt{a_1^2 + l_{BC}^2}$$
(8-55)

$$|CD| = \sqrt{a_1^2 + (l_{BD} - l_{BC})^2}$$
 (8-56)

$$|CE| = \sqrt{a_2^2 + l_{CE}^2}$$
(8-57)

$$|DE| = \sqrt{a_2^2 + l_{DE}^2}$$
 (8-58)

Für den Neigungswinkel  $\varphi$  des distalen Segments gegenüber der Rotationsachse gilt damit:

$$\varphi = \gamma_1 + \gamma_3 + \gamma_2 + \gamma_4 - \pi + \gamma_5 + \gamma_6 - \gamma_7$$
(8-59)
Die einzelnen Winkel  $\gamma_i$  bestimmen sich zu:

$$\gamma_1 = \arctan\left(\frac{a_1}{a_0 + \Delta a}\right) \tag{8-60}$$

$$\gamma_2 = \arctan\left(\frac{a_1}{l_{\rm BC}}\right) \tag{8-61}$$

$$\gamma_3 = \arccos\left(\frac{|AB|^2 + |BC|^2 - |AC|^2}{2 \cdot |AB| \cdot |BC|}\right)$$
(8-62)

$$\gamma_5 = \arctan\left(\frac{a_2}{l_{\rm CE}}\right) \tag{8-63}$$

$$\gamma_6 = \arccos\left(\frac{|CE|^2 + |DE|^2 - |CD|^2}{2 \cdot |CE| \cdot |DE|}\right)$$
(8-64)

$$\gamma_7 = \arctan\left(\frac{a_1 + a_2}{l_{\text{DE}}}\right) \tag{8-65}$$

$$\gamma_8 = \arctan\left(\frac{a_1}{l_{\rm BD} - l_{\rm BC}}\right) \tag{8-66}$$

$$\gamma_9 = \pi - (\gamma_1 + \gamma_3 + \gamma_2 + \gamma_4 + \gamma_5)$$
(8-67)

Der Winkel  $\gamma_4$  findet sich sowohl im Dreieck ABC als auch CDE:

$$\gamma_4 = \arccos\left(\frac{|\mathrm{AC}|^2 + |\mathrm{BC}|^2 - |\mathrm{AB}|^2}{2 \cdot |\mathrm{AC}| \cdot |\mathrm{BC}|}\right) - \gamma_2 \tag{8-68}$$

$$\gamma_4 = \arccos\left(\frac{|CE|^2 + |CD|^2 - |DE|^2}{2 \cdot |CE| \cdot |CD|}\right) - \gamma_5 - \gamma_8$$
(8-69)

Durch Gleichsetzen von (8-68) und (8-69) und Umstellen ergibt sich:

$$\Delta a = -a_0 + \sqrt{|BC|^2 + |AC|^2 - 2 \cdot |BC| \cdot |AC| \cdot \cos(\gamma_4 + \gamma_2) - a_1^2} = f(l_{BC})$$
(8-70)

Eine Invertierung der Gleichung (8-70) zu  $l_{BC} = f(\Delta a)$  ist aufgrund vielfacher Nichtlinearitäten nicht analytisch möglich und muss daher numerisch per Näherungsverfahren erfolgen.

Die Komponente  $E_r$  als radialer Abstand des Punkts E von der Rotationsachse des proximalen Schafts ergibt sich mit den gewonnenen Größen zu:

$$E_{r} = |BC| \cdot \sin(\pi - \gamma_{1} - \gamma_{3}) + |CE| \cdot \sin(\gamma_{9}) - a_{1}$$
(8-71)

# 8.2 Herleitungen zu den Manipulatoren

#### Manipulator der Kinematik 1

Die Bauform des Manipulators der Kinematik 1 ähnelt einem Kniehebelmechanismus. Der Zusammenhang zwischen dem Hub h der Schubstange und dem halben Öffnungswinkel  $\xi$  sind in der Abbildung 8-5 dargestellt.



Abb. 8-5 Kniehebelkinematik des Werkzeugs am Manipulator der Kinematik 1

Gemäß der Abbildung 8-5 bestehen folgende Zusammenhänge:

$$l_0 - h = l_1 \cdot \cos(\lambda) + l_2 \cdot \cos(\kappa)$$
(8-72)

$$l_1 \cdot \sin(\lambda) - l_2 \cdot \sin(\kappa) = 0$$
(8-73)

$$\kappa_0 = \arccos\left(\frac{l_2^2 + l_0^2 - l_1^2}{2 \cdot l_0 \cdot l_2}\right)$$
(8-74)

$$\kappa = \kappa_0 + \xi \tag{8-75}$$

Zusammen mit (8-73) und (8-75) ergibt sich:

$$\lambda = \arcsin\left(\frac{l_2}{l_1} \cdot \sin(\kappa_0 + \xi)\right)$$
(8-76)

Des Weiteren gilt nach [Bro79] für eine beliebige Variable X:

$$\cos(\arcsin(X)) = \sqrt{1 - X^2}$$
(8-77)

Mit (8-76) und (8-77) auf (8-72) angewandt, folgt für den Hub  $h = f(\xi)$ :

$$h = l_0 - l_1 \cdot \sqrt{1 - \left(\frac{l_2}{l_1} \cdot \sin(\kappa_0 + \xi)\right)^2 - l_2 \cdot \cos(\kappa_0 + \xi)}$$
(8-78)

Der halbe Öffnungswinkel  $\xi$  als Funktion des Hubs gemäß  $\xi = f(h)$  lässt sich durch Umstellen von (8-78) gewinnen:

$$\xi = \arccos\left(\frac{(l_0 - h)^2 - l_1^2 + l_2^2}{2 \cdot (l_0 - h) \cdot l_2}\right) - \kappa_0$$
(8-79)

Die an der Schubstange aufzubringende Zugkraft  $F_S$  hängt neben den geometrischen Parametern wie Längen und Winkeln von der Kraftangriffsstelle zum Gelenk im Abstand  $r_G$  und der hier zu einer zusammengefassten Punktlast reduzierten Greifkraft  $F_G$  ab. Da  $F_G$  auf jede Branche wirkt, wird in der Abbildung 8-5 und den daraus resultierenden Berechnungen nur die halbe Stangenkraft  $F_S$  betrachtet. Für das Momentengleichgewicht um das Gelenk gilt:

$$\vec{F} \times \vec{r} = F_G \cdot r_G = \frac{F_S}{2 \cdot \cos(\lambda)} \cdot l_2 \cdot (\sin(\lambda) \cdot \sin(\kappa) + \cos(\lambda) \cdot \cos(\kappa))$$
(8-80)

Das Kräfteverhältnis von Stangen- zu Greifkraft bestimmt sich unter Berücksichtigung von (8-76) zu:

$$\frac{F_{S}}{F_{G}} = \frac{2 \cdot r_{g} \cdot \cos(\lambda)}{l_{2} \cdot (\sin(\lambda) \cdot \sin(\kappa) + \cos(\lambda) \cdot \cos(\kappa))}$$
(8-81)

#### Herleitungen zum Manipulator des Spreizmechanismus

Die Geometrie des Werkzeugs des Spreizmechanismus ähnelt dem Kniehebel der Kinematik 1, mit dem Unterschied, dass der feste Winkel  $\kappa_0$  deutlich größer ist und damit auf der gleichen Seite der Rotationsachse wie der halbe Öffnungswinkel  $\xi$  liegt. Der Mechanismus schließt dadurch bei umgekehrter axialer Verschiebung der Schubstange, wie die Abbildung 8-6 verdeutlicht.



Abb. 8-6 Kniehebelkinematik am Manipulator des Spreizmechanismus

Es gilt mit  $\kappa = \kappa_0 - \xi$ , (8-73) und (8-74):

$$l_0 + h = l_1 \cdot \cos(\lambda) + l_2 \cdot \cos(\kappa)$$
(8-82)

$$\lambda = \arcsin\left(\frac{l_2}{l_1} \cdot \sin(\kappa_0 - \xi)\right)$$
(8-83)

Mit (8-83) und (8-77) auf (8-82) angewandt, folgt für den Hub  $h = f(\xi)$ :

$$h = l_1 \cdot \sqrt{1 - \left(\frac{l_2}{l_1} \cdot \sin(\kappa_0 - \xi)\right)^2 + l_2 \cdot \cos(\kappa_0 - \xi) - l_0}$$
 (8-84)

sowie für  $\xi = f(h)$ :

$$\xi = \kappa_0 - \arccos\left(\frac{(l_0 + h)^2 - l_1^2 + l_2^2}{2 \cdot (l_0 + h) \cdot l_2}\right)$$
(8-85)

Für das Kräfteverhältnis von Stangen- zu Greifkraft gilt analog zu (8-81):

$$\frac{F_{S}}{F_{G}} = \frac{2 \cdot r_{g} \cdot \cos(\lambda)}{l_{2} \cdot (\sin(\lambda) \cdot \sin(\kappa) + \cos(\lambda) \cdot \cos(\kappa))}$$
(8-86)

#### Herleitungen zum Manipulator der Kinematik 2

Die beiden Branchen der Greifzange der Kinematik 2 sind jeweils gelenkig mit der Branchenhalterung verbunden und stützen sich sowohl in dieser als auch in der Schubstange über eine Kulissenführung ab. Die Abbildungen 8-7 und 8-8 verdeutlichen die Bewegungsform und helfen bei der Bestimmung des Hubs in Abhängigkeit vom halben Öffnungswinkel  $\xi$ .



Abb. 8-7 Geschlossene (links) und geöffnete (rechts) Wälzkinematik des Greifers der Kinematik 2



Abb. 8-8 Hilfsgrößen zum Zusammenhang von Hub h und Winkel ξ (links), Detailansicht (rechts)

Für die in der Abbildung 8-8 benannten Längen gilt:

$$h = l_0 + d - e$$
 (8-87)

$$\mathbf{e} = \cos(\xi) \cdot \mathbf{l}_0 \tag{8-88}$$

$$\mathbf{d} = \sin(\xi) \cdot \mathbf{r}_{\mathrm{B}} \tag{8-89}$$

$$r_{\rm B} = \frac{c}{\cos(\xi)} \tag{8-90}$$

$$c = b_0 - f = b_0 - \sin(\xi) \cdot l_0$$
 (8-91)

Der Hebelarm r<sub>B</sub> des Zapfens ergibt sich durch Einsetzen von (8-91) in (8-90) zu

$$r_{\rm B} = \frac{b}{\cos(\xi)} - \tan(\xi) \cdot l_0$$
(8-92)

Durch Verrechnen von (8-87) bis (8-90) miteinander folgt der Hub h zu

$$\mathbf{h} = \mathbf{l}_0 + \tan(\xi) \cdot \mathbf{b}_0 - \sin(\xi) \cdot \tan(\xi) \cdot \mathbf{l}_0 - \cos(\xi) \cdot \mathbf{l}_0$$
(8-93)

Durch Umformen gilt für den Zusammenhang  $h = f(\xi)$ :

$$h = l_0 - \frac{-b_0 \cdot \sin(\xi) + l_0 \cdot \sin^2(\xi) + l_0 \cdot \cos^2(\xi)}{\cos(\xi)} = l_0 - \frac{l_0 - b_0 \cdot \sin(\xi)}{\cos(\xi)}$$
(8-94)

Dies ist umkehrbar, so dass sich  $\xi = f(h)$  bestimmt nach

$$\xi = 2 \cdot \arctan\left(\frac{b_0 - \sqrt{b_0^2 + h^2 - 2 \cdot l_0 \cdot h}}{2 \cdot l_0 - h}\right)$$
(8-95)

Die benötigte Zugkraft  $F_S$  in der Schubstange hängt sowohl von der wirkenden flächigen Greifkraft, hier zu einer Punktlast vereinfacht, als auch vom Wirkort an der Branche im Abstand  $r_G$  vom Drehgelenk ab. Während überlagerte Effekte wie Reibung in der Kulissenführung, den Gelenken und Lagern in der Herleitung vernachlässigt werden, wird gemäß der Abbildung 8-9 nur eine Branche und damit nur die halbe Stangenkraft betrachtet, die Gegenkraft wird von der Gegenbranche aufgebracht. Die Kraftübertragung zwischen Schubstange und Branche erfolgt senkrecht in der Kulissenführung über den Bolzen mittels der Bolzenkraft  $F_B$  im Abstand  $r_B$  zum Gelenk.



Abb. 8-9 Kräfteverhältnis von Stangen- zu Greifkraft (links) in zwei Freischnitten (Mitte, rechts)

Das axiale Kräfteverhältnis aus Stangen- und Bolzenkraft bestimmt sich zu:

$$F_{\rm B} = \frac{F_{\rm S}}{2 \cdot \cos(\xi)} \tag{8-96}$$

Für das Momentengleichgewicht am Gelenk gilt damit:

$$\mathbf{F}_{\mathbf{B}} \cdot \mathbf{r}_{\mathbf{B}} = \mathbf{F}_{\mathbf{G}} \cdot \mathbf{r}_{\mathbf{G}} \tag{8-97}$$

und durch Einsetzen von (8-92) und (8-96) in (8-97) folgt für das Kräfteverhältnis:

$$\frac{F_{S}}{F_{G}} = \frac{2 \cdot \cos^{2}(\xi) \cdot r_{g}}{b_{0} - \sin(\xi) \cdot l_{0}}$$
(8-98)

## Kraftübersetzung bei der Abwinklung des Manipulators

#### Spreizmechanismus:

Der Manipulator des Spreizmechanismus wird gemäß der Abbildung 3-6 ausgelenkt. Der ungünstigste Neigungswinkel ist in der Abbildung 3-67 rechts dargestellt und beträgt  $\varepsilon = 45^{\circ}$ . Bei einer Last von 10 N auf einer Branchenlänge von 10 mm ist eine Gegenkraft in der Zugstange Z<sub>2</sub> von 213,5 N erforderlich, was bei einer metrischen M 2,5-Spindel ein Drehmoment nach (8-33) bis (8-36) von M<sub>max</sub> = 70,8 mNm erfordert.

## Kinematik 1:

Auch der Manipulator der Kinematik 1 wird vergleichbar der Abbildung 3-6 ausgelenkt. Die ungünstigste Stellung mit größter Kraftübersetzung wirkt bei  $\varepsilon = -45^{\circ}$ . Die bei 10 N angreifender Last benötigte Gegenkraft beträgt dann  $F_{max} = 305,8$  N, was bei einer metrischen M 2-Spindel ein Drehmoment von  $M_{max} = 82,3$  mNm erfordert.

## Kinematik 2:

Die im mittleren Schaftsegment platzierte Spindelmutter transformiert das Drehmoment in die Axialkraft F<sub>2</sub> um, welche gegen die Last F<sub>1</sub> angreift. Der Hebelmechanismus ist in Teil A und Teil B geteilt, die durch Passfedern und mit einer Kulissenführung in den Manipulator greifen und diesen aktuieren. In der ungünstigsten Stellung ist die Kinematik maximal zusammengefaltet und der Manipulator um  $\varepsilon = -45^{\circ}$  ausgelenkt. In dieser Stellung wird  $\beta_2$  maximal und die zu erzeugende Kraft F<sub>2,max</sub> bestimmt sich zu:

$$F_2 = \frac{F_1 \cdot l_1}{l_2 \cdot \cos(\varepsilon) \cdot \cos(\beta_2)}$$
(8-99)

Das dafür benötigte Drehmoment  $M_{max}$  wird über ein metrisches Gewinde M 2,5 geliefert. Die umgesetzten Parameter sind in der Abbildung 8-10 eingezeichnet und betragen:

$$\beta_2 = 66^{\circ} \qquad \epsilon = -45^{\circ} \qquad l_1 = 34,05 \text{ mm} \qquad l_2 = 3,5 \text{ mm}$$
  

$$F_1 = 10 \text{ N} \qquad F_{2,max} = 338,26 \text{ N} \qquad M_{max} = 112,23 \text{ mNm}$$



Abb. 8-10 Aufbau des Hebelmechanismus der Kinematik 2, in zwei Stellungen des Manipulators

# 8.3 Erfindungen und Patentanmeldungen

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit sind mehrere Patente und Patentanmeldungen entstanden, die bis Mitte des Jahres 2015 teilweise bereits veröffentlicht wurden. Die Patentnummern sind in der Tabelle 8-1 den jeweiligen Projektinhalten und den Kapiteln der vorliegenden Dissertation zugeordnet. Im Wesentlichen umfassen sie die Themenkomplexe zu den verschiedenen Instrumentengestaltungen sowie die Ideen zur Kombination mehrerer Lichtstrahlen für die RGB-Lichtquelle. Weitere eingereichte, bisher jedoch noch nicht veröffentlichte Dokumente werden an dieser Stelle ausgelassen.

Veröffentlichungsnummer	Kapitel	Thema
DE102010034380A1	3.2.1	polyzentrischer Mechanismus
EP000002438844A2		
EP000002438844A3		
US020120041264A1		
DE102012211886A1	3.2.4, 3.2.5	Kinematik 1 und 2
EP000002869749A1	3.2.2 - 3.2.5	Kinematik 1 und 2 Spreiz- und Faltmechanismus
US020150119918A1		
WO002014006186A1		
DE102011051818A1	4.2	Kombination von Lichtquellen
WO002013007248A1		

 Tab. 8-1
 Entstandene Patente und -anmeldungen zu den Forschungsleistungen aus den Kapiteln 3 und 4