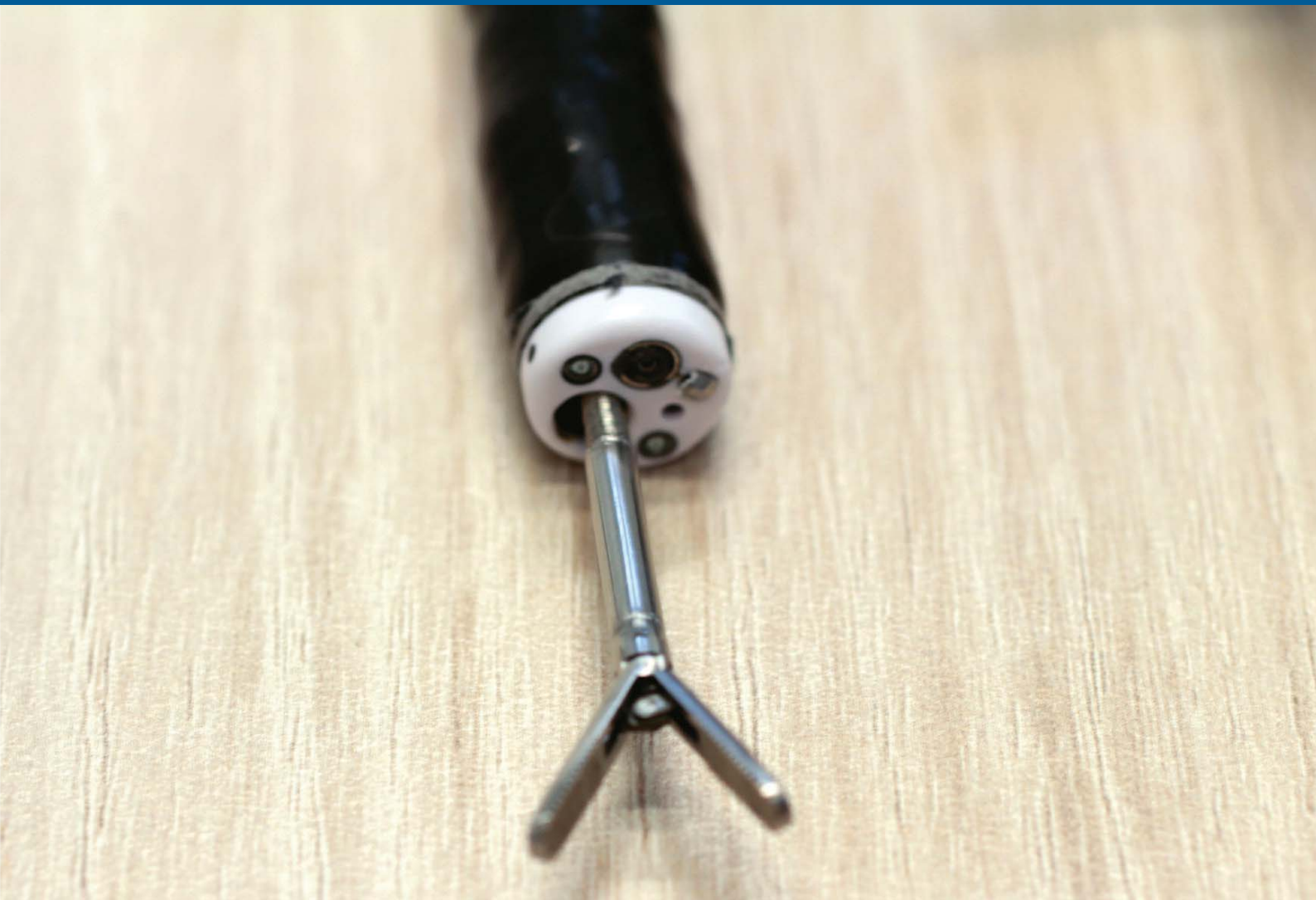


STUTTGARTER BEITRÄGE ZUR PRODUKTIONSFORSCHUNG

TIMO CUNTZ

Untersuchungen zur Eignung mikrohydraulischer Antriebe für die minimal invasive Chirurgie



Universität Stuttgart



Fraunhofer
IPA

Herausgeber:

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Thomas Bauernhansl

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dr. h.c. mult. Alexander Verl

Univ.-Prof. a. D. Dr.-Ing. Prof. E.h. Dr.-Ing. E.h. Dr. h.c. mult. Engelbert Westkämper

Timo Cuntz

**Untersuchungen zur Eignung mikrohydraulischer
Antriebe für die minimal invasive Chirurgie**

Kontaktadresse:

Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung IPA, Stuttgart
Nobelstraße 12, 70569 Stuttgart
Telefon 07 11 9 70-00, Telefax 07 11 9 70-13 99
info@ipa.fraunhofer.de, www.ipa.fraunhofer.de

STUTTGARTER BEITRÄGE ZUR PRODUKTIONSFORSCHUNG**Herausgeber:**

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Thomas Bauernhansl
Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dr. h.c. mult. Alexander Verl
Univ.-Prof. a. D. Dr.-Ing. Prof. E.h. Dr.-Ing. E.h. Dr. h.c. mult. Engelbert Westkämper

Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung IPA, Stuttgart
Institut für Industrielle Fertigung und Fabrikbetrieb (IFF) der Universität Stuttgart
Institut für Steuerungstechnik der Werkzeugmaschinen und Fertigungseinrichtungen (ISW)
der Universität Stuttgart

Titelbild: © Timo Cuntz

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über www.dnb.de abrufbar.

ISSN: 2195-2892

ISBN (Print): 978-3-8396-1023-7

D 93

Zugl.: Stuttgart, Univ., Diss., 2016

Druck: Mediendienstleistungen des Fraunhofer-Informationszentrum Raum und Bau IRB, Stuttgart
Für den Druck des Buches wurde chlor- und säurefreies Papier verwendet.

© by **FRAUNHOFER VERLAG**, 2015

Fraunhofer-Informationszentrum Raum und Bau IRB
Postfach 80 04 69, 70504 Stuttgart
Nobelstraße 12, 70569 Stuttgart
Telefon 07 11 9 70-25 00
Telefax 07 11 9 70-25 08
E-Mail verlag@fraunhofer.de
URL <http://verlag.fraunhofer.de>

Alle Rechte vorbehalten

Dieses Werk ist einschließlich aller seiner Teile urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung, die über die engen Grenzen des Urheberrechtsgesetzes hinausgeht, ist ohne schriftliche Zustimmung des Verlages unzulässig und strafbar. Dies gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen sowie die Speicherung in elektronischen Systemen.

Die Wiedergabe von Warenbezeichnungen und Handelsnamen in diesem Buch berechtigt nicht zu der Annahme, dass solche Bezeichnungen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und deshalb von jedermann benutzt werden dürften. Soweit in diesem Werk direkt oder indirekt auf Gesetze, Vorschriften oder Richtlinien (z.B. DIN, VDI) Bezug genommen oder aus ihnen zitiert worden ist, kann der Verlag keine Gewähr für Richtigkeit, Vollständigkeit oder Aktualität übernehmen.

GELEITWORT DER HERAUSGEBER

Produktionswissenschaftliche Forschungsfragen entstehen in der Regel im Anwendungszusammenhang, die Produktionsforschung ist also weitgehend erfahrungsbasiert. Der wissenschaftliche Anspruch der „Stuttgarter Beiträge zur Produktionsforschung“ liegt unter anderem darin, Dissertation für Dissertation ein übergreifendes ganzheitliches Theoriegebäude der Produktion zu erstellen.

Die Herausgeber dieser Dissertations-Reihe leiten gemeinsam das Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung IPA und jeweils ein Institut der Fakultät für Konstruktions-, Produktions- und Fahrzeugtechnik an der Universität Stuttgart.

Die von ihnen betreuten Dissertationen sind der marktorientierten Nachhaltigkeit verpflichtet, ihr Ansatz ist systemisch und interdisziplinär. Die Autoren bearbeiten anspruchsvolle Forschungsfragen im Spannungsfeld zwischen theoretischen Grundlagen und industrieller Anwendung.

Die „Stuttgarter Beiträge zur Produktionsforschung“ ersetzt die Reihen „IPA-IAO Forschung und Praxis“ (Hrsg. H.J. Warnecke / H.-J. Bullinger / E. Westkämper / D. Spath) bzw. ISW Forschung und Praxis (Hrsg. G. Stute / G. Pritschow / A. Verl). In den vergangenen Jahrzehnten sind darin über 800 Dissertationen erschienen.

Der Strukturwandel in den Industrien unseres Landes muss auch in der Forschung in einen globalen Zusammenhang gestellt werden. Der reine Fokus auf Erkenntnisgewinn ist zu eindimensional. Die „Stuttgarter Beiträge zur Produktionsforschung“ zielen also darauf ab, mittelfristig Lösungen für den Markt anzubieten. Daher konzentrieren sich die Stuttgarter produktionstechnischen Institute auf das Thema ganzheitliche Produktion in den Kernindustrien Deutschlands. Die leitende Forschungsfrage der Arbeiten ist: Wie können wir nachhaltig mit einem hohen Wertschöpfungsanteil in Deutschland für einen globalen Markt produzieren?

Wir wünschen den Autoren, dass ihre „Stuttgarter Beiträge zur Produktionsforschung“ in der breiten Fachwelt als substanziell wahrgenommen werden und so die Produktionsforschung weltweit voranbringen.

Alexander Verl

Thomas Bauernhansl

Engelbert Westkämper

Untersuchungen zur Eignung mikrohydraulischer Antriebe für die minimal invasive Chirurgie

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

Vorgelegt von

Dipl. Ing. Timo Cuntz

aus Bad Bergzabern

Hauptberichter: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dr. h.c. mult. Alexander Verl

Mitberichter: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Jan Stallkamp

2. Mitberichter: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Thomas Maier

Tag der mündlichen Prüfung: 10.11.2015

Institut für Steuerungstechnik der Werkzeugmaschinen und Fertigungseinrichtungen (ISW)

Erscheinungsjahr 2016

Vorwort

Diese Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Fraunhofer Projektgruppe für Automatisierung in der Medizin und Biotechnologie in Mannheim.

Ich danke Prof. Dr.-Ing. Alexander Verl für die Übernahme des Hauptberichts und die hilfreichen Korrekturen meiner Arbeit. Herr Prof. Dr.-Ing. Jan Stallkamp meinem Abteilungsleiter, welcher den ersten Mitbericht verfasste, möchte ich für seine Führung, die für die Dissertation nötige Freiheit, die sachlichen Diskussionen und hilfreichen Ideen während des Dissertationsverfahrens danken. Prof. Dr.-Ing. Thomas Mayer verfasste den zweiten Mitbericht. Ihm gilt mein Dank für die besonders kritische Durchsicht der Arbeit, welche entscheidend zu deren Qualität beigetragen hat.

Außerdem möchte ich Frau Heide Kreuzburg danken. Als Assistentin von Prof. Verl hat sie mich bei der Überwindung sämtlicher Hürden, ob bürokratisch, menschlich oder organisatorisch, auf dem Weg hin zu dieser Arbeit unterstützt.

Die Arbeit am Fraunhofer IPA war geprägt vom engen Kontakt zu meinen Kollegen, mit denen ich gemeinsam entwickeln und forschen durfte. Ich danke hiermit allen aktuellen und ehemaligen Kollegen am Institut, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Besonders möchte ich Dr. Ing Dominik Kaltenbacher hervorheben welcher mir erst als Büromitbewohner, dann als Vorgesetzter und später als Mitarbeiter in herausfordernden Diskussion immer wieder zu neuen Ideen und Motivation verholfen hat. Speziell danken möchte ich zudem allen Mitarbeitern der Gruppen 384 und 386 welche mir mit ihrer Kritik, ihren Hinweisen und Anregungen in der „Akademischen Runde“ sehr geholfen haben.

Adrien Pfaud, Ricardo Zippel, Vladimir Valkow, Georgina James, Julian Palenga, Christoph Seefried, Tim Bäumlisberger und Jonas Bader danke ich für ihre studentischen Arbeiten und dem damit verbundenen Beitrag zum Gelingen dieser Arbeit.

Für die Durchsicht der Arbeit, die Vereinfachung zahlreicher komplizierter Textpassagen und der Begrenzung meiner kreativen Kommasetzung möchte ich meiner Schwester Elena Cuntz, meiner sehr guten Freundin Melanie Weigel und meinem Onkel Gerhardt Cuntz danken.

Nicht zuletzt danke ich meinen Eltern Edith und Karlheinz Cuntz, ohne deren Unterstützung und Wertschätzung mein Studium und die anschließende Promotion nicht möglich gewesen wären.

Meiner Lebensgefährtin Laura danke ich für den notwendigen Rückhalt, Rücksichtnahme und die zahlreichen Wochenenden und Urlaubstage welche dieser Arbeit zu Opfer gefallen sind.

Zusammenfassung

Da schonender für den Patienten, werden chirurgische Eingriffe zunehmend minimal invasiv durchgeführt. Dabei führt der Chirurg durch kleine Schnitte in Haut und Gewebe, ein Endoskop zur Sichtbarmachung der Operationsumgebung als auch chirurgische Spezialinstrumente in den Körper ein.

Trotz der hohen Zunahme, der minimal invasiven Eingriffe, stagniert die Entwicklung neuer Werkzeuge für diese Operationstechnik. Zwar wurden neuartige Instrumente mit mehreren Bewegungsfreiheitsgraden an der Spitze entwickelt, diese besitzen aber solch große technische Probleme bei ihrer Anwendung, dass sie kaum benutzt werden. Ein Wechsel, weg von der mechanischen Kraftübertragung mit Seilzügen, hin zu Direktantrieben, mit kompakten Aktoren in der Instrumentenspitze verspricht die Lösung dieser Probleme. So besteht in der minimal invasiven Chirurgie ein großer Bedarf an leichten, kraftvollen aber dennoch kompakten Antrieben, welche lediglich durch Kabel oder Schläuche und somit räumlich unabhängig im Körper versorgt werden.

Beim Vergleich existierender Antriebsarten konnte gezeigt werden, dass hydraulische Antriebe die besten Voraussetzungen mitbringen um die zuvor erarbeiteten Anforderungen zu erfüllen. Die in der Konzeptphase in der Theorie angestellten Abschätzungen, vor allem zur Miniaturisierbarkeit hydraulischer Systeme, damit sich diese für den Einsatz in hydraulisch betriebenen Instrumenten für die Chirurgie eignen, konnten in praktischen Versuchsreihen bestätigt werden.

In der Arbeit wurden zunächst leistungsstarke Hydraulikzylinder mit Durchmessern von wenigen Millimetern entwickelt, aus denen anschließend hydraulisch betriebene Instrumentenfunktionsmuster entstanden. Durch die Verwendung biokompatibler Materialien bis hin zu den Hydraulikmedien und dem Nachweis der Sterilisierbarkeit der kompletten Systeme wurde gezeigt, dass hydraulisch betriebene Instrumente die grundlegenden Medizinischen Anforderungen erfüllen und somit ein der Chirurgie eingesetzt werden können. Die durchgeführte Verifizierung der Instrumente demonstrierte, dass sie die geforderten Kräfte erreichen und sogar bei weitem übertreffen. Im Rahmen dieser Arbeit wurde der Nachweis für die Eignung hydraulischer betriebener Instrumente in der minimal invasiven Chirurgie erbracht.

Abstract

Surgical procedures are increasingly performed using minimally invasive techniques, since it offers many benefits for the patient, particularly faster recovery times from the minimised surgical trauma. This operative technique involves the surgeon inserting specialised instruments, together with an endoscope for viewing, through small incisions in the skin.

Despite the increasing demand for minimally invasive interventions, the development of new tools for these procedures stagnates. New instruments incorporating several degrees of freedom at the tool tip have been developed, however they are seldom used due to the technical problems that arise in their application. A transition from the use of mechanical power transmission with cables, towards direct drives with powerful micro-actuators in the instrument tip promises to solve these problems. Thus the demand for a powerful, lightweight and compact drive is recognised, which should only use cables or tubes and be spatially independent within a patient's body.

Through a comparison of existing drive types it can be shown that hydraulic systems best meet the outlined requirements for micro-actuation. In the concept phase, a theoretical analysis of the modification and miniaturisation of hydraulic drives to meet the requirements of the surgical application was completed. Subsequently through practical trials the theoretical concepts were verified and evaluated.

For the practical trials powerful hydraulic cylinders with diameters of a few millimetres were developed and used to operate sample surgical instruments. Through the use of biocompatible materials and fluids to construct whole designs suitable for sterilisation, hydraulically powered instruments were created which satisfy the fundamental requirements for devices in medical applications. The verifications of these tools demonstrated that they can reach the required forces and far exceed them. This thesis presents the evidence supporting the suitability of hydraulically powered instruments for minimally invasive surgery.

Inhaltsverzeichnis

Vorwort	7
Zusammenfassung	9
Abstract	11
Inhaltsverzeichnis	13
Glossar	15
Abbildungsverzeichnis	18
Tabellenverzeichnis	21
1 Einleitung	23
2 Ausgangssituation	26
2.1 Herausforderungen in der minimal invasiven Chirurgie	26
2.2 Aufgabenstellung.....	29
3 Analyse	31
3.1 Instrumente in der minimal invasiven Chirurgie	31
3.2 Instrumenteneinsatz bei zukünftigen Operationsmethoden	37
3.3 Hygienebedingte Anforderungen an Instrumente	41
3.4 Anforderungen an Antriebe für Instrumente in der MIC	43
4 Stand der Forschung und Technik	47
4.1 In der MIC etablierte Antriebe	47
4.2 Alternative Antriebsmöglichkeiten	50
4.2.1 Elektrische Antriebe	51
4.2.2 Thermische Antriebe.....	53
4.2.3 Fluidische Antriebe	55
4.3 Bewertung.....	56
4.3.1 Ausgewählte Aktoren	57
4.3.2 Vergleichstabellen.....	58
4.3.3 Zustandekommen der Vergleichswerte	59
4.3.4 Auswertung	59
5 Lösungsansatz	61
5.1 Bauteilkonzepte	61
5.1.1 Aktoren	61
5.1.2 Dichtungen	68
5.1.3 Zuleitungen und Peripherie	70

5.1.4	Hydraulikmedien	77
5.2	Instrumentenkonzepte	80
5.2.1	Handinstrumente.....	80
5.2.2	Wechselsystem für Instrumente	81
5.2.3	Instrumente mit mehreren Freiheitsgraden an der Spitze.....	84
6	Evaluierung.....	87
6.1	Versuchsstand Hydraulikleitungen	87
6.1.1	Aufbau.....	87
6.1.2	Test-/Messplan	90
6.1.3	Ergebnisse	93
6.1.4	Diskussion	100
6.2	Versuchsaufbauten Hydraulikdichtungen.....	103
6.2.1	Aufbau.....	104
6.2.2	Test-/Messplan	107
6.2.3	Ergebnisse	109
6.2.4	Diskussion	115
7	Demonstratoren	117
7.1	Starres, einfachwirkendes Instrument mit Federrückstellung	117
7.1.1	Aufbau.....	118
7.1.2	Validierung und Verifizierung.....	118
7.2	Starres, doppeltwirkendes Instrument	123
7.2.1	Aufbau.....	123
7.2.2	Validierung und Verifizierung.....	125
7.3	Flexibles, einfachwirkendes Instrument mit Federrückstellung.....	125
7.3.1	Aufbau.....	126
7.3.2	Validierung und Verifizierung.....	127
7.4	Instrumentenwechselsystem.....	132
7.4.1	Aufbau.....	133
7.4.2	Validierung und Verifizierung.....	137
8	Zusammenfassung	138
9	Ausblick.....	140
10	Literaturverzeichnis	141
Anhang.....		156
	Kunststoffe für Schläuche und Dichtungen (ARCUS GmbH, 2012; ECOMA, 2013).....	156

Glossar

Begriff, Abkürzung	Erklärung
Ablation	Entfernen von Körpergewebe
Aktor	siehe Aktuator
Agonist	ein Muskel, der bei zunehmender Aktivität immer mehr von seinem Gegenspieler (Antagonist) gehemmt wird
Aktuator	beschreibt ein Element, das eine Eingangsgröße in eine andersartige Ausgangsgröße umwandelt; auch Aktor
aktuieren	siehe Aktuator
Antagonist	ein Muskel, der gedehnt wird, wenn der Agonist eine Bewegung oder Haltearbeit verrichtet
Branche	Schneide einer Schere, „Arm“ einer Zange
DaVinci	Telemanipulator zur Durchführung von minimal invasiven Operationen
Deflektion	Ablenkung von einer vorgegebenen Richtung
disposable	einmalverwendbar
Dissektion	Zertrennen von Gewebe
Dissektor	Instrument zum Zertrennen von Gewebe
distal	vom Chirurgen entfernt gelegen; das distale Ende eines Laparoscops bezeichnet seine Spitze
Effektor	Bezeichnung in der Robotik; dient einem Roboter zum Ergreifen und Bearbeiten von Gegenständen und erzeugt so einen Effekt
Endoskop	Kamera für die minimal invasive Chirurgie
Endo Wrist	abwinkelbares Instrument des DaVinci Manipulators
Extrakorporal	außerhalb des Körpers
Fassen	Greifen
Force-Feedback	Kraftrückkopplung an Instrumenten
Harmonic Scalpel	Ultraschallschere
HF-Chirurgie	Wechselstrom wird mit hoher Frequenz durch den menschlichen Körper geleitet, um Gewebe gezielt zu schädigen bzw. zu schneiden

HF-Koagulation	Degenerieren von Gewebe durch thermische Einwirkung in der HF-Chirurgie (siehe HF-Chirurgie)
Inzision	das Durchtrennen von Haut und Weichgeweben bei operativen Eingriffen
Intrakorporal	innerhalb des Körpers
IWS	Instrumentenwechselsystem
Kymerax	durch Elektromotoren angetriebenes chirurgisches Handinstrument mit einer abwinkelbaren Instrumentenspitze
LESS	“Laparo-Endoscopic-Single-Site-Chirurgie“, laparoskopische Operation durch nur eine Zugangsöffnung, meist den Nabel. Auch Single-Port-Chirurgie
Mast-Slave-Manipulator	siehe Telemanipulator
minimal invasiv	chirurgische Technik mit möglichst geringem Eingriff in den Körper
MIC	minimal invasive Chirurgie
NOTES	“Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery“, minimal invasives Operationsverfahren, bei dem der Arzt, die Instrumente nur durch natürliche Körperöffnungen (Mund, Anus, Vagina, etc.) in den Körper einführt
OP	Operation
Pneumoperitoneum	eine mit Luft oder Gas gefüllte Peritonealhöhle (Bauchhöhle)
Präparation	gezieltes Freilegen und Darstellen anatomischer Strukturen
proximal	zum Chirurgen hin; das proximale Ende eines Laparoscops bezeichnet die dem Chirurgen zugewandte Seite
Resektion	Entnahme von Gewebe
Resektor	Instrument zur Entnahme von Gewebe
Retraktion	Medizinische Bezeichnung für das Sich zurückziehen von Organen, Organteilen oder Geweben
Retraktor	Instrument in der Medizin zum Weghalten/-ziehen von Gewebe
Schwertkämpfen	ständiger Zusammenstoß der verwendeten Instrumente oder auch des Endoscops, meist bei LESS-Operationen; auch Sword-Fighting

Seed	radioaktive Kapsel, die zur Zerstörung von Tumoren in den Körper eingebracht wird
Single-Port-Chirurgie	siehe LESS
Situs	Operationsgebiet
Spyder	Instrument zur Durchführung von LESS-Eingriffen
Stent	Gefäßstütze, die in Hohlorgane eingebracht wird, um sie offen zu halten
Sword-Fighting Telemanipulator	siehe Schwertkämpfen Ein von einem Bediener gesteuertes Positioniersystem; das Positioniersystem setzt die Bewegungsvorgaben des Bedieners am Bedienelement an einem anderen Ort um
Trauma	Wunde, Verletzung oder Schädigung des Körpers in der Medizin
Tremor	Zittern
Triangulation	Operationsmethode, bei der die beiden Arbeitstrokare in einem größeren Abstand voneinander platziert werden, so dass ihre Spitze nach dem Einführen der Instrumente am Operationsgebiet ein Dreieck bilden
Trokar	Zugang zum Körper, welcher das schnelle Wechseln von Instrumenten ermöglicht und der die Bauchhöhle beim Instrumentenwechsel durch ein Ventil gasdicht verschließt

Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1: BEI DER „ATRAUMATISCHEN FASSZANGE“ SORGT DAS WELLENDDESIGN FÜR EINEN GUTEN GRIFF BEI GLEICHZEITIG GERINGER TRAUMATISIERUNG	32
ABBILDUNG 2: DISSEKTOR ZUR PRÄPARATION VON GEWEBE	33
ABBILDUNG 3: KOAGULATIONSZANGE ZUM VERÖDEN DES GEWEBES (LINKS); SCHERE ZUM DURCHTRENNEN DES GEWEBES (RECHTS)	33
ABBILDUNG 4: HARMONIC SCALPEL ZUR GLEICHZEITIGEN VERÖDUNG UND DURCHTRENNUNG VON GEWEBE	34
ABBILDUNG 5: CLIP-APPLIKATOR MIT CLIP IM ZANGENMAUL	35
ABBILDUNG 6: NADELHALTER	36
ABBILDUNG 7: FLEXIBLES INSTRUMENT VON DER ART WIE SIE ZURZEIT BEI NOTES OPERATIONEN ZUM EINSATZ KOMMEN	40
ABBILDUNG 8: MECHANIK IM HANDGRIFF EINES ABWINKELBAREN INSTRUMENTS MIT SCHUBSTANGENANTRIEB	48
ABBILDUNG 9: AUFGESCHNITTENES STARRES INSTRUMENT MIT SEILZUGANTRIEB	48
ABBILDUNG 10: SEILROLLEN EINES INSTRUMENTS MIT SEILZUGANTRIEB	49
ABBILDUNG 11: FUNKTIONALE ELEMENTE DES EINFACHWIRKENDEN ZYLINDERS	63
ABBILDUNG 12: EINFACHWIRKENDER HYDRAULIKZYLINDER MIT ZUGDRAHTRÜCKSTELLUNG	64
ABBILDUNG 13: DOPPELTWIRKENDER HYDRAULIKZYLINDER MIT KONZENTRISCHEN HÜLSEN	65
ABBILDUNG 14: ACHSPARALLELER ANSCHLUSS HYDRAULIKSCHLÄUCHE	65
ABBILDUNG 15: AUFBAU DOPPELTWIRKENDER ZYLINDER MIT ZULEITUNG DES HYDRAULIKFLUIDS IN DIE 2. KAMMER DURCH DEN KOLBEN	66
ABBILDUNG 16: AUFBAU DOPPELTWIRKENDER ZYLINDER MIT ZULEITUNG DES HYDRAULIKFLUIDS IN DIE 2. KAMMER DURCH EXZENTRISCHEN KANAL	67
ABBILDUNG 17: DICHTUNGSVARIANTEN: (A) O-RING, (B) X-RING, (C) LIPPENDICHTUNG	68
ABBILDUNG 18: SPALTDICHTUNG (L) UND LABYRINTHSPALTDICHTUNG (R)	69
ABBILDUNG 19: DRUCKVERLUST IN 0,5M LANGER LEITUNG FÜR HYDRAULIKMEDIEN MIT UNTERSCHIEDLICHER VISKOSITÄT IN ABHÄNGIGKEIT VOM ROHRDURCHMESSER	75
ABBILDUNG 20: HYDRAULIKSYSTEMKONZEPT FÜR DIE AKTUIERUNG MIT EINFACHWIRKENDEN ZYLINDERN	76
ABBILDUNG 21: HYDRAULIKSYSTEMKONZEPT FÜR DIE AKTUIERUNG MIT DOPPELTWIRKENDEN ZYLINDERN	76
ABBILDUNG 22: KONZEPTAUFBAU INSTRUMENT EINFACHWIRKEND	81
ABBILDUNG 23: KONZEPTAUFBAU INSTRUMENT DOPPELTWIRKEND	81
ABBILDUNG 24: KONZEPT DES IWS	82
ABBILDUNG 25: DAS WECHSELINSTRUMENT 1 BEFINDET SICH IN DER ARBEITSSTELLUNG AM DISTALEN ENDEN DES ARBEITSKANALS UND KANN ÜBER DIE DRUCKREGELUNG MIT DER PUMPE BEDIENT WERDEN.	82
ABBILDUNG 26: SOLL INSTRUMENT 1 AUSGETAUSCHT WERDEN, WIRD DURCH EINE REDUKTION DES HYDRAULIKDRUCKS UNTER DEN UMGEBUNGSDRUCK DAS HYDRAULIKMEDIUM AUS DEM SYSTEM GESAUGT UND DAS INSTRUMENT DURCH DEN ARBEITSKANAL TRANSPORTIERT.	83
ABBILDUNG 27: INSTRUMENT 1 WIRD BIS IN DEN INSTRUMENTENSPEICHER TRANSPORTIERT.	83

ABBILDUNG 28: BEFINDET SICH INSTRUMENT 1 IM ARBEITSSPEICHER, WIRD DIESER VOM ARBEITSKANAL ABGEHOBBEN UND AUF DIE SPEICHERKAMMER DES AUSGEWÄHLTEN INSTRUMENTS 2 BEWEGT. DIESE BEWEGUNG KANN JE NACH AUSGESTALTUNG DES IWS ROTATORISCH ODER LINEAR ERFOLGEN.	83
ABBILDUNG 29: ANSCHLIEßEND WIRD DER SPEICHER WIEDER AUF DEN ARBEITSKANAL GESCHOBEN UND DAS NEUE INSTRUMENT 2 DURCH ANLEGEN EINES ÜBERDRUCKS NACH VORNE AN DAS DISTALE ENDE DES IWS TRANSPORTIERT UND DORT WÄHREND DER OPERATION GEHALTEN.	83
ABBILDUNG 30: KONZEPT EINES HYDRAULISCH ANGETRIEBENEN, ABWINKELBAREN INSTRUMENTS	85
ABBILDUNG 31: SCHNITT DURCH DAS KONZEPT EINES HYDRAULISCH ANGETRIEBENEN,	85
ABBILDUNG 32: SCHEMA DES VERSUCHSSTANDS HYDRAULIKLEITUNGEN MIT: (1) DRUCKLUFTVERSORGUNG, (2) PRÄZISIONSDRUCKREGLER, (3) 3/2 WEGEVENTIL, (4) PNEUMATISCH BETÄTIGTER KOLBENSTANGENZYLINDER, (5) HYDRAULISCH BETÄTIGTER KOLBENSTANGENZYLINDER (GEBERZYLINDER), (6) HYDRAULIKSCHLAUCH, (7) VERBINDER SCHLAUCH-SPRITZE, (8) MIKROLITERSPRITZE (NEHMERZYLINDER), (9) BIEGEBALKENSSENSOR, (10) RECHNER, (11) HOCHGESCHWINDIGKEITSKAMERA, (12) VENTILANSTEUERUNG	88
ABBILDUNG 33: BILD DES VERSUCHSSTANDS HYDRAULIKLEITUNGEN (NUMMERN SIEHE ABBILDUNG 32).....	88
ABBILDUNG 34: MIKROLITERSPRITZE AUS BOROSILIKATGLAS MIT EDELSTAHLKOLBEN UND PTFE DICHTUNG	89
ABBILDUNG 35: KRAFT AM NEHMERKOLBEN ÜBER AUSGANGSDRUCK DER HYDRAULIKPUMPE.....	93
ABBILDUNG 36: KRAFTHYSTERESE AM NEHMERKOLBEN.....	95
ABBILDUNG 37: VOLUMENSTROM IN ABHÄNGIGKEIT DES LEITUNGSDURCHMESSERS.....	96
ABBILDUNG 38: VOLUMENSTROM IN ABHÄNGIGKEIT DER SCHLAUCHLÄNGE	97
ABBILDUNG 39: VOLUMENSTROM IN ABHÄNGIGKEIT DES HYDRAULIKMEDIUMS	98
ABBILDUNG 40: VOLUMENSTROM IN ABHÄNGIGKEIT DES BIEGERADIUS.....	99
ABBILDUNG 41: AUFRICHTKRÄFTE AM SCHLAUCH UND BOWDENZUG	100
ABBILDUNG 42: GEOMETRIEBEZIEHUNGEN AN HANDGRIFF UND ENDEFFEKTOR.....	102
ABBILDUNG 43: VERGLEICH FLUSS DURCH SCHLÄUCHE MIT ERZEUGBARER HANDKRAFT UND DER NACH DEN ANFORDERUNGEN NÖTIGEN KRAFT	103
ABBILDUNG 44: BILD DES VERSUCHSSTANDS HYDRAULIKDICHTUNGEN MIT: (1) LINEARMOTORACHSE VON JENNY-SCIENCE, (2) KRAFTSENSOR, (3) IN EINEM STAHLROHR GEFÜHRTE DRUCKFEDER, (4) HALTER ZYLINDERROHR, (5) ZYLINDERROHR, (6A+B) TESTKOLBEN	104
ABBILDUNG 45: (OBEN) TESTKOLBEN MIT SCHWARZER X-RING DICHTUNG, (UNTEN) X-RING DICHTUNG (LINKS), O-RING DICHTUNG (MITTE), LIPPENDICHTUNG (LINKS) MIT MILLIMETERPAPIER IM HINTERGRUND.....	105
ABBILDUNG 46: MESSUNG V2 MIT O-RING FKM IN ZYLINDERROHR MIT 2,5MM.....	110
ABBILDUNG 47: STRIBECK-KURVE ZEIGT DEN KRAFTAUFWAND BEI BEWEGUNG ZWEIER IN KONTAKT	111
ABBILDUNG 48: MESSUNG V3 MIT O-RING AU IN ZYLINDERROHR MIT 2,6MM INNENDURCHMESSER	112
ABBILDUNG 49: MESSUNG V6 MIT O-RING NBR IN ZYLINDERROHR MIT 2,5MM INNENDURCHMESSER	113
ABBILDUNG 50: ABSCHÄTZUNG DER GLEITREIBUNG	114
ABBILDUNG 51: AUFBAU DES STARREN EINFACHWIRKENDEN INSTRUMENTS	117
ABBILDUNG 52: STARRES EINFACHWIRKENDES INSTRUMENT	118

ABBILDUNG 53: KRÄFTE AM HANDGRIFF DES STARREN HANDINSTRUMENTS	119
ABBILDUNG 54: KOLBENKRAFT F_{2T} IN ABHÄNGIGKEIT DES WINKELS α AM HANDGRIFF.....	120
ABBILDUNG 55: GEOMETRIE (LINKS) UND BENENNUNG DER GELENKE, WICKEL UND ELEMENTE DES MAULTEILS DES STARREN HANDINSTRUMENTS (RECHTS).....	121
ABBILDUNG 56: KRAFTVERLAUF AN DEN ZANGENBRANCHEN IN ABHÄNGIGKEIT DES ÖFFNUNGSWINKELS	123
ABBILDUNG 57: AUFBAU DES STARREN DOPPELTWIRKENDEN INSTRUMENTS	124
ABBILDUNG 58: STARRES DOPPELTWIRKENDES INSTRUMENT	125
ABBILDUNG 59: AUFBAU FLEXIBLES EINFACHWIRKENDES INSTRUMENT.....	126
ABBILDUNG 60: FLEXIBLES EINFACHWIRKENDES INSTRUMENT	127
ABBILDUNG 61: FLEXIBLES INSTRUMENT BEI DER ANWENDUNG IM ARBEITSKANAL IN EINEM FLEXIBLEN ENDOSKOP.....	128
ABBILDUNG 62: KRÄFTE AM HANDGRIFF DES FLEXIBLEN HANDINSTRUMENTS	129
ABBILDUNG 63: KOLBENKRAFT F_{2T} IN ABHÄNGIGKEIT DES WINKELS α AM HANDGRIFF DES FLEXIBLEN INSTRUMENTS	129
ABBILDUNG 64: GEOMETRIE (LINKS) UND BENENNUNG DER GELENKE, WICKEL UND ELEMENTE DES MAULTEILS DES FLEXIBLEN HANDINSTRUMENTS (RECHTS).....	131
ABBILDUNG 65: KRAFTVERLAUF AN DEN ZANGENBRANCHEN DES FLEXIBLEN INSTRUMENTS IN ABHÄNGIGKEIT DES ÖFFNUNGSWINKELS DES MAULTEILS	132
ABBILDUNG 66: AUFBAU DES INSTRUMENTENWECHSELSYSTEMS.....	134
ABBILDUNG 67: ABLAUF EINER INSTRUMENTENWECHSELSEQUENZ.....	135
ABBILDUNG 68: FUNKTIONSWEISE DER WECHSELINSTRUMENTE	136
ABBILDUNG 69: INSTRUMENTENWECHSELSYSTEM UND WECHSELINSTRUMENT (AUSSCHNITT).....	137
ABBILDUNG 70: HYDRAULISCHES INSTRUMENT MIT MEHREREN BEWEGUNGSFREIHEITGRADEN AN DER SPITZE, WELCHE SICH ALLE ÜBER EINEN HANDGRIFF BEDIENEN LASSEN.....	140

Tabellenverzeichnis

TABELLE 1: ANFORDERUNGEN AN INSTRUMENTE IN DER MINIMAL INVASIVEN CHIRURGIE.....	45
TABELLE 2: ÜBERSICHT AKTORVERFAHREN (DARIO U. A., 1992; JANOCHA, 2010).....	50
TABELLE 3: AKTORDATEN AUS DEN DATENBLÄTTERN	58
TABELLE 4: BERECHNETE WERTE ZUM VERGLEICH DER AKTORPRINZIPIEN.....	58
TABELLE 5: VERGLEICH UNTERSCHIEDLICHER FEDERELEMENTE.....	63
TABELLE 6: ÜBERSICHT DER UNTERSUCHTEN SCHLÄUCHE	90
TABELLE 7: UNTERSUCHTE DICHTUNGEN.....	105
TABELLE 8: ÜBERSICHT DER VERWENDETEN KOLBENSTANGEN.....	106
TABELLE 9: ÜBERSICHT DER VERWENDETEN ROHRE	106

1 Einleitung

Um den Patienten zu schonen, seine Rekonvaleszenz zu beschleunigen und kosmetische Beeinträchtigungen zu verhindern, werden chirurgische Eingriffe zunehmend minimal invasiv durchgeführt z.B. bei der Entfernung der Gallenblase oder des Blinddarms. Bei dieser Operationstechnik führt der Chirurg über kleine Schnitte in Haut und Gewebe eine je nach Operationstyp unterschiedliche Anzahl starrer Zugangsröhren (Trokare) in den Körper des Patienten ein. Die Trokare sind Arbeitskanäle, durch die der Arzt, sowohl ein Endoskop (stabförmige Videokamera) zur Sichtbarmachung der Operationsumgebung als auch chirurgische Spezialinstrumente (endoskopische Instrumente) in den Bauchraum einführt und bedient. Das Spektrum der unterschiedlichen Instrumente für solche Operationen wächst ständig. Zu den Hauptinstrumenten während eines minimal invasiven Eingriffes zählen heute, neben dem bereits genannten Endoskop, die Lichtquelle, Saug- und Spülvorrichtungen sowie chirurgische Werkzeuge. Zu diesen Werkzeugen zählen verschiedene Zangen- bzw. Schereninstrumente, unterschiedliche HF-Koagulatoren und HF-Resektoren sowie Clipapplikatoren und einige mehr (Carus, 2007), (Dasgupta, 2011).

Die Arbeit mit den starren, geraden Instrumenten erfordert eine sehr hohe Bedienungskompetenz und damit einhergehend eine umfangreiche praktische Ausbildung der Chirurgen. Bei komplizierten Operationen benötigen die Chirurgen teilweise hundert und mehr Übungseingriffe, bis sie diese alleine und selbstständig durchführen können. Das DaVinci System hat gezeigt, dass mit einem Telemanipulator mit entsprechenden Freiheitsgraden, welchen der Chirurg durch ein intuitives Eingabegerät steuert, er gerade komplizierte Eingriffe erheblich einfacher erlernt und durchführen kann. Ein großer Nachteil des DaVinci Systems liegt derzeit noch in seiner Größe: Mit dem Manipulator, der Eingabekonzole und der Versorgungseinheit stehen drei, jeweils schrankgroße Hindernisse, teilweise direkt am OP-Tisch, welche alle anderen Arbeiten im Raum erheblich behindern. Zudem machen die Einrichtzeit, die selbst bei eingespielten OP-Teams eine halbe Stunde beträgt sowie Anschaffungskosten von über 1,5 Millionen € pro Stück, das System sehr unwirtschaftlich.

Alternativ existieren Ansätze, die Funktionen des DaVinci in ein Handinstrument zu integrieren, beispielsweise mit dem Kymerax von Terumo. Diese Ansätze schei-

terten aber an Größe und Gewicht der Antriebe, welche im Handgriff des Instruments verbaut sind. So ist eine Verwendung dieser bis zu 1 kg schweren Instrumente während einer mehrstündigen Operation nahezu undenkbar. Zudem ist durch das große Volumen der Antriebe das Design eines intuitiven, optimal an die Handbewegung angepassten Eingabesystems nicht möglich.

Die Übertragung der Antriebsenergie von außerhalb des Körpers zur Instrumentenspitze erfolgt in den bestehenden Systemen durch Seilzüge oder Schubstangen, mit dem Nachteil einer eingeschränkten Flexibilität. Gekrümmte oder flexible Instrumente, welche die benötigten Freiheitsgrade an der Instrumentenspitze zur Verfügung stellen, können mit Seilzügen und Stangen nur sehr schwierig umgesetzt werden und existieren bisher nicht. Für die Weiterentwicklung der minimal invasiven Chirurgie zur Single-Port- (mit nur einem Einschnitt in die Bauchdecke am Nabel) oder gar zur NOTES-Chirurgie (Operationen durch natürliche Körperöffnungen), sind gekrümmte und flexible Instrumente mit mehreren Freiheitsgraden an der Spitze jedoch eine wichtige Voraussetzung.

So besteht in der minimal invasiven Chirurgie ein großer Bedarf an leichten, kraftvollen aber dennoch kompakten Antrieben, welche lediglich durch Kabel oder Schläuche und somit räumlich unabhängig im Körper versorgt werden. Durch diese wäre es zum Einen möglich, Instrumente aufzubauen, mit welchen junge Ärzte komplizierte, minimal invasive Eingriffe mit kürzester Lernzeit durchführen könnten oder zum Anderen welche erfahrenen Chirurgen und Endoskopikern die Durchführung von Operationen mit natürlichen Körperöffnungen als Zugang zum Operationsgebiet ermöglichen.

Aus diesem Bedarf ergibt sich die Problemstellung für diese Arbeit: Die Entwicklung eines entsprechenden Aktorprinzips, welches die gestellten Anforderungen erfüllt.

Die Zielsetzung der Arbeit sind der Aufbau, die Inbetriebnahme und der Nachweis der Eignung dieses Aktorprinzips für Medizintechnik.

Die Arbeit ist in die folgenden Abschnitte untergliedert: In der Analyse werden Eigenschaften von herkömmlichen Instrumenten untersucht und daraus Anforderungen für die entsprechenden Antriebe abgeleitet. Diese Anforderungen werden im Stand der Technik mit existierenden Aktoren in der geforderten Größe abge-

glichen und damit das am besten geeignetste Antriebprinzip gewählt. Im Lösungsansatz werden die gewählten Aktoren im Detail betrachtet und Umsetzungsvarianten für alle relevanten Bauteile entwickelt. Diesen Aktorkonzepte werden im zweiten Teil des Kapitels in Instrumentenentwürfe integriert. Die kritischsten Bauteile des Antriebsprinzips werden bei der Evaluierung eingehend untersucht. Mit den Ergebnissen aus allen vorherigen Arbeiten werden Demonstratoren aufgebaut und getestet. Zum Abschluss der Arbeit werden die Ergebnisse zusammengefasst und ein Ausblick über mögliche Weiterführungen der Arbeiten gegeben.

2 Ausgangssituation

2.1 Herausforderungen in der minimal invasiven Chirurgie

Ziel neuester Entwicklungen der minimal invasiven Chirurgie ist weiterhin die Reduktion von Größe und Anzahl der Zugänge in den Körper (Kramme, Kramme, 2011). Durch diese Maßnahmen ließen sich die Vorteile dieser Operationstechnik weiter ausbauen. Als limitierender Faktor hat sich dabei bisher der direkte Antrieb der Instrumente im Körper über Schubstangen und Seilzüge erwiesen. Durch diese direkte mechanische Verbindung der Instrumente im und der Antriebe außerhalb des Körpers muss immer jeweils ein Antriebsstrang pro eingesetztes Instrument durch die Bauchdecke geführt werden.

Um die Belastung des Patienten noch weiter zu verringern, gehen neue Operationstechniken dazu über, alle Instrumente durch nur eine künstliche Öffnung in den Körper einzubringen (auch Single Port oder LESS Chirurgie). Auf Grund der oben beschriebenen Limitierung geht diese Entwicklung unweigerlich mit einer Zunahme des Durchmessers dieses einen Ports einher. Die Bewegungen heutiger Instrumente der MIC sind meist rein mechanisch aktuiert. Die Handbewegungen des Operateurs übertragen Seilzüge oder Zug- und Druckstangen an den Effektor (zum Beispiel eine Präparierzange oder eine Gewebeschere). Auch die Bewegungsfreiheitsgrade der meist stabförmigen mechanischen Instrumente sind begrenzt und beschränken sich in der Regel auf das Öffnen/Schließen des Effectors und die Rotation des Instruments um die Längsachse. Beim Arbeiten durch nur einen Zugang stößt der Operateur ständig mit den verwendeten Instrumenten oder auch dem Endoskop zusammen (engl. „Sword Fighting“, bzw. Schwertkämpfen). Die Zusammenführung der starren Instrumente über nur einen Zugang macht ein ergonomisches Arbeiten nahezu unmöglich (Dasgupta, 2011), (Autorino u. a., 2010).

Um weitere Freiheitsgrade wie beispielsweise das Abknicken des Effectors zu ermöglichen und damit die Arbeit bei den oben beschriebenen Operationen zu erleichtern, sind aufwendige, mechanische Konstruktionen erforderlich. Die nötige mechanische Übersetzung erlaubt keine feinfühlig Bedienung. Mangelnde Stabilität und Kraftübertragung sind weitere Probleme dieser Systeme, welche eine robuste Retraktion und Dissektion verhindern. Darüber hinaus ist die gleichzeitige manuelle Kontrolle mehrerer Freiheitsgrade mit mechanischen Instrumenten für

den Operateur schwierig und häufig nicht intuitiv genug, was lange Einarbeitungszeiten mit sich bringt (Dasgupta, 2011), (Kaouk u. a., 2011).

In der Forschung befindet sich nach wie vor ein Großteil der alternativen Möglichkeiten, sich Zugang zum Situs (Operationsgebiet) über eine natürliche Öffnung wie Mund, Anus, Vagina oder Blase zu schaffen. Nach (Dasgupta, 2011) und (Autorino u. a., 2010) besitzt die „Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery“ (NOTES) das Potential, einen kompletten Paradigmenwechsel in der minimal invasiven Chirurgie zu erzeugen. Diese Technologie bietet das bisher noch theoretische Potential für sicherere und weniger invasive Operationen als es mit herkömmlichen minimal invasiven oder gar offenen chirurgischen Ansätzen möglich wäre.

Ein großes Hindernis bei der Ausweitung dieses Ansatzes stellt zurzeit die mangelnde Eignung des erhältlichen Instrumentariums zur Durchführung der entsprechenden Eingriffe dar. So besitzen die erhältlichen und in bisherigen NOTES-Operationen eingesetzten flexiblen Endoskope stets eine starr parallele Orientierung des Endoskops mit den eingesetzten Instrumenten. Durch diese Anordnung lässt sich die sonst bei minimal invasiven Operationen angewandte Triangulation nicht einsetzen. Dies führt zu einer starken Einschränkung der Möglichkeit zur räumlichen Gewebemanipulation dieser Systeme (Autorino u. a., 2010; Dasgupta, 2011).

Der Einsatz von Robotersystemen bei minimal invasiven Eingriffen, wie beispielsweise dem DaVinci, bringt viele Vorteile mit sich. So ermöglicht er mit Hilfe der Steuerkonsole des Manipulators weitaus ergonomischer sowie präziser zu arbeiten als bei herkömmlichen Eingriffen dieser Art. Die maschinelle Führung sowie der Antrieb der Instrumente und der Kamera machen ein weitaus präziseres Arbeiten bei stark verbesserter Sicht auf den Situs möglich (Ghani u. a., 2010; Rané u. a., 2009).

Probleme bei der Operation entstehen durch die voluminösen Arme, in die die gesamte Antriebseinheit der Instrumente integriert ist. Durch geschicktes Platzieren der Trokare lassen sich Kollisionen der Arme weitestgehend vermeiden. Kritisch bleibt allerdings der stark eingeschränkte Arbeitsraum des Assistenzarztes, welcher über einen separaten Zugang Hilfsdienste, wie Saugen, Spülen oder das Setzen von Clips erledigt (Autorino u. a., 2010; Ghani u. a., 2010).

Der Einsatz dieser Roboter bei Single-Port-Operationen bringt neben den oben beschriebenen Vorteilen und der Erweiterung des Arbeitsraums Probleme mit sich. Die Trokare können bei dieser Art von Eingriffen nicht mehr beliebig positioniert werden, sondern müssen durch einen Zugang in den Körper eingeführt werden. Aus diesem Grund lässt sich die Kollision der Roboterarme, beim parallelen Instrumenteneinsatz oder die Kollision der Instrumente beim gekreuzten Instrumenteneinsatz nicht mehr vermeiden. Des Weiteren bleibt die effiziente Gewebemanipulation auf Grund fehlender Triangulationsmöglichkeit selbst mit den äußerst flexiblen und intuitiv zu bedienenden Endo Wrist Instrumenten des DaVinci problematisch (Haber u. a., 2008, 2010; Rané u. a., 2009). Somit bleiben auch Single-Port OPs mit Robotern schwierig und die offensichtlich vorhandenen Vorteile dieser Systeme können momentan nicht voll genutzt werden.

Einer der wesentlichen Nachteile aller minimal invasiven Eingriffe ist die gegenüber offener Chirurgie verlängerte Operationszeit, die neben einem generell erhöhten Operationsrisiko eine größere Belastung für den Patienten durch die Anästhesie bedeutet. In nicht unerheblicher Weise trägt hierzu der Wechsel der laparoskopischen Instrumente bei, der während der Operation notwendig ist. Folgende drei Hauptaspekte spielen dabei eine Rolle:

- Zeitlicher Aufwand für das Herausnehmen des Instruments, die Übergabe an das OP-Personal und das Wiedereinführen des gewechselten Instruments.
- Aufwand zur Neuorientierung und -positionierung des gewechselten Instruments am Situs.
- Erzwungene Unterbrechung der OP führt zu kurzfristigem Ab- und Wiederaufbau der Konzentration des Chirurgen.

Aus diesen Gründen kann davon ausgegangen werden, dass jeder Instrumentenwechsel während einer minimal invasiven Operation erheblichen zeitlichen Aufwand bedeutet. Dies führt entweder zu einer Verzögerung des Eingriffs oder einer Vermeidung bzw. zeitlichen Verschiebung des Instrumentenwechsels mit der Folge, dass der Chirurg nicht zu jeder Zeit mit dem für die aktuelle Situation optimalen Instrument arbeitet und unter Umständen die Qualität der Operation leidet.

2.2 Aufgabenstellung

Aktuelle Systeme versuchen die oben beschriebenen Nachteile und Grenzen zu überwinden. Am Beispiel des Spider Systems für die LESS Chirurgie lässt sich aber zeigen, dass diese Ansätze nur eine Zwischenlösung darstellen. Mit dem Spider sind die Instrumente weitaus einfacher und ergonomischer zu führen. Die Bedienung der flexiblen, beim Spider zum Einsatz kommenden Instrumente bleibt weiterhin schwierig. So besitzen die flexiblen Instrumente ähnliche Schwächen wie die bereits oben beschriebenen abwinkelbaren. Problematisch ist neben der mangelnden Stabilität die zu geringe mögliche Kraftübertragung. Bei den durch Bowdenczüge angetriebenen Instrumenten verursachen außerdem Biegungen im Instrumentenschaft eine starke Zunahme der Reibung im System. Dies führt zu einer erhöhten Kraftanstrengung bei ihrer Bedienung und dem kompletten Verlust jeglicher Feinfühligkeit. Daher sind diese eigentlich flexiblen Instrumente in ihrer Abwinkelbarkeit eingeschränkt. Es muss auch hier für jeden Freiheitsgrad weiterhin mindestens ein Antriebsstrang in den Körper geführt werden, wodurch der vom System benötigte Zugang in den Körper mit 18 mm Durchmesser sehr groß ist (Haber u. a., 2012; Linn u. a., 2011).

Kürzlich eingeführte Roboter-Katheter wie Niobe II von Stereotaxis oder Sensei von Hansen Medical bieten die Möglichkeit, Katheterspitzen ferngesteuert zu manipulieren oder Katheter sehr genau und stabil zu positionieren. Dies ist mit Hilfe von Magnetspulen oder über Seilzüge, die sich außerhalb des Körpers befinden, möglich. So kann an einer beliebigen Stelle des Körpers ein stabiler Zugangskanal zum Operationsgebiet platziert und geschaffen werden. Allerdings gibt es für diese Systeme derzeit keine geeigneten Instrumente mit denen eine Gewebemanipulation möglich wäre. Die existierenden Versionen beschränken sich in ihrem Anwendungsspektrum auf den Einsatz regulärer Katheter zum Einsetzen von Stents, zur Ablation von Gewebe oder dem Platzieren von Seeds (Steinwender, 2011), (Haegeli u. a., 2010). Somit liefern auch diese Roboter zwar eine erste Idee wie die oben beschriebenen Grenzen in der minimal invasiven Chirurgie überwunden werden können, für eine endgültige Lösung fehlt allerdings noch das Instrumentarium zur Gewebemanipulation.

Mikroaktoren sind dank ihrer hohen Kraft sowie Energiedichte in der Lage Instrumente direkt im Körper anzutreiben (auch „Instrument-by-wire-Prinzip“) und eignen sich daher für neuartige medizinische Anwendungen. Die aktuierten In-

strumente bieten zudem ein breites Spektrum an neuen Gestaltungsmöglichkeiten. In das Instrument integrierte Aktoren erweitern die Bewegungsfreiheitsgrade und liefern mit zusätzlichen Sensoren Messwerte für auftretende Gegenkräfte zurück. Auf diese Weise ist es bei angetriebenen Instrumenten implizit möglich, den lang gehegten Wunsch der Chirurgen nach einer Krafrückkopplung (Force-Feedback) bei minimal invasiven Instrumenten zu erfüllen. Zusätzlich lassen sich die Bewegungseingaben des Operateurs auf die chirurgischen Effektoren skalieren und unerwünschte Nebeneffekte wie beispielsweise der natürliche Tremor herausfiltern. Durch den Einsatz mehrerer dieser Antriebe wird der Aufbau von Manipulatoren mit beliebig vielen Freiheitsgraden möglich. Diese können über flexible, dünne Zuleitungen mit einer Energie- oder Kraftquelle und einem Eingabeinterface außerhalb des Körpers verbunden werden. Mit diesem Ansatz lassen sich Instrumente durch eine kleinstmögliche Öffnung in den Körper einbringen. Aufgrund der flexiblen Verbindung nach außen kann ein Bedieninterface unabhängig vom eigentlichen Manipulator positioniert werden, wodurch es perfekt für ein ergonomisches und intuitives Arbeiten ausgelegt werden kann.

Wünschenswert wäre zudem ein technisches System, das die zeitliche Verzögerung des Wechsels eines Laparoscops bzw. laparoskopischen Instruments auf ein Minimum reduziert und automatisiert durchführt. Dadurch wäre der Einsatz des „optimalen“ Instruments zu jeder Zeit möglich, die Konzentration des Chirurgen würde nicht gestört und die Qualität der Operation könnte nachhaltig verbessert werden.

Voraussetzung für die Realisierung solcher mechatronischer Instrumente und des „Instrument-by-Wire-Prinzips“ ist die Verfügbarkeit geeigneter miniaturisierter Sensoren und Aktoren. Eine Vielzahl von physikalischen Wirkprinzipien der Mikroaktorik sind bereits auf ihre Eignung für chirurgische Instrumente untersucht worden. In den letzten Jahrzehnten wurden dazu hauptsächlich Elektro- und Piezomotoren sowie Formgedächtnisantriebe herangezogen. Neuere Forschungsarbeiten (Peirs, 2001b), (Peirs, 2001a) haben allerdings gezeigt, dass Hydraulikaktoren im Mikrobereich eine höhere Kraft-, Energie- und Leistungsdichte besitzen. Gleichzeitig benötigen sie im Gegensatz zu den zuvor beschriebenen Aktuatoren keine aufwändigen Übersetzungen. Zusammen mit einer wenig aufwendigen Sensorik durch Druckmessung und der zu erwartenden guten Sterilisierbarkeit ist der hydraulische Ansatz als Aktor-/Sensorsystem für die minimal invasive Chirurgie besonders vielversprechend.

3 Analyse

Das folgende Kapitel zeigt, welche Arten von aktuierten Instrumenten bisher in der minimal invasiven Chirurgie zum Einsatz kommen und wie diese von den Chirurgen eingesetzt werden. Es stellt dar wie Instrumente in den „neuen“ Bereichen der minimal invasiven Chirurgie, der Roboter-, der LESS- oder der NOTES-Chirurgie eingesetzt werden und wie außerhalb des Operationssaals behandelt werden. Dieser Überblick verschafft somit Klarheit bezüglich der Anforderungen für die Antriebe der Instrumente.

3.1 Instrumente in der minimal invasiven Chirurgie

Zu Beginn ihres Einsatzes werden die minimal invasiven Instrumente derzeit über einen vorher gelegten Zugang in den Körper des Patienten eingeführt. Da der Durchmesser des betreffenden Zugangs proportional zur Traumatisierung und ästhetischen Beeinträchtigung des Patienten ist, sollte dieser möglichst klein gehalten werden. Die Aktuierung, also der eigentliche Betrieb der Instrumente erfolgt dann über eine mechanische Verbindung von einem Handgriff außerhalb des Körpers.

Als praktikabelste minimal invasive Operationsstrategie hat sich die sogenannte Triangulation durchgesetzt. Die Positionierung der beiden Arbeitstrokare erfolgt dabei in einem größeren Abstand voneinander. Werden nun die Instrumente eingeführt und ihre Spitzen am Operationsgebiet positioniert bilden sie ein Dreieck, daher der Name Triangulation. Die Platzierung der Endoskoptrokars erfolgt in der Mitte der beiden anderen. Durch diesen Aufbau ergibt sich ein ideales Verhältnis von Bewegungsfreiheit der Instrumente zur Sichtbarkeit des Operationsfeldes (Holzinger, 2009).

Die drei, bei einer minimal invasiven Operation mit aktuierten Instrumenten durchgeführten Arbeiten sind: das Halten und Greifen, das Durchtrennen und das Verbinden von Gewebe inklusive Gefäßverschluss (Carus, 2007), (de Candolle, Gordon, 2011). Um einen Überblick zu verschaffen, werden die für diese Arbeiten eingesetzten Instrumente, auch Effektoren genannt, zusammen mit Art und Weise ihres Einsatzes im folgenden Abschnitt vorgestellt.

Instrumente zur Gewebemanipulation

Es existiert eine Vielzahl von unterschiedlichen Zangen, die zum Fassen verwendet werden. Fassen ist das Greifen, Festhalten und gegebenenfalls Abziehen unterschiedlicher Gewebe. Zwar unterscheiden sich die einzelnen Varianten in Kraft und Festigkeit des Fassens, dieser Unterscheid wird aber bei den Fasszangen weniger über die anzuwendende Greifkraft als die Ausformung ihrer Mäuler geregelt (siehe Atraumatische Fasszange Abbildung 1). Dabei gilt: Je fester sich mit der Zange fassen lässt, desto stärker die Traumatisierung des gefassten Gewebes. Die Maulform muss folglich dazu geeignet sein, einerseits das betreffende Gewebe sicher zu fixieren, andererseits aber eine zu starke Traumatisierung oder gar Perforation zu vermeiden.



Abbildung 1: Bei der „Atraumatischen Fasszange“ sorgt das Wellendesign für einen guten Griff bei gleichzeitig geringer Traumatisierung

Eine ideale Zangengeometrie, welche für all Arten von Gewebe geeignet ist, existiert bisher noch nicht. Daher kommen bisher unterschiedliche Sortimente von Fasszangen zum Einsatz. Dabei gilt der Grundsatz: Je dicker und derber das zu greifende Gewebe, desto traumatischer die eingesetzte Fasszange. (Carus, 2007), (Feußner u. a., 2009).

Instrumente zu Gewebepreparation

In der minimal invasiven Chirurgie existieren zwei Formen der Präparation: die stumpfe Präparation sowie die scharfe Präparation. Stumpfe Präparation bezeichnet das Spreizen des Gewebes mit dem Dissektor (Abbildung 2) und die anschließende Durchtrennung mittels HF-Schneidestrom. Kleinere Gewebeteile

greift der Arzt und zieht sie direkt ab. Um ein möglichst präzises Präparieren zu gewährleisten, besitzen die Dissektoren schmale, gebogene Branchen und müssen neben dem Spreizen auch ein feinfühliges Greifen ermöglichen (Carus, 2007; Feußner u. a., 2009).



Abbildung 2: Dissektor zur Präparation von Gewebe

Bei der scharfen Präparation verödet der Arzt das Gewebe zuerst mit einer bipolaren Koagulationszange (Abbildung 3 links). Dazu greift er das Gewebe mit der Zange um es anschließend mittels eines zwischen den Branchen der Zange angelegten elektrischen Stroms zu koagulieren. Durch dieses Vorgehen können alle in der Koagulationszone liegenden Blutgefäße bis zu einem Durchmesser von 7 mm sicher verschlossen werden. Anschließend wird das so vorbereitete Gewebe in der Mitte des verödeten Bereichs mit einer Schere (Abbildung 3 rechts) oder einer in der Koagulationszange integrierten Klinge durchtrennt (Nakada, Hadican, 2010), (Pappas, Fecher, 2008).



Abbildung 3: Koagulationszange zum Veröden des Gewebes (links); Schere zum Durchtrennen des Gewebes (rechts)

Eine Sondergruppe bei den aktuierten Instrumenten zum Durchtrennen von Geweben bilden die sogenannten Ultraschalldissektoren oder Harmonic Scalpel (Abbildung 4). Bei diesen Instrumenten, welche meist als Haken oder Schere ausgeführt werden, wird eine Klinge mittels Ultraschall in Schwingung versetzt. Durch diese Vibration im Bereich von 55000 Hz werden die Proteine im zu durchtrennenden Gewebe denaturiert und koaguliert. So lassen sich mit dieser Methode Gefäße bis zu einem Durchmesser von 3-5 mm durchtrennen und gleichzeitig verschließen (Nakada, Hadican, 2010).



Abbildung 4: Harmonic Scalpel zur gleichzeitigen Verödung und Durchtrennung von Gewebe

Instrumente zum Gefäßverschluss und Gewebeverbindung

Mit Energieeintrag arbeitende Dissektoren wie Koagulatoren und Ultraschallschere, eignen sich zur Unterbindung des potentiellen Blutflusses während der Operation. Bei aktiven Blutungen oder dem Durchtrennen größerer Gefäße können sie jedoch nicht eingesetzt werden. Auch wenn die Gefahr einer thermalen Schädigung nahegelegener Nerven durch den Energieeintrag zu befürchten ist, muss in diesen Fällen auf den Einsatz dieser Geräte verzichtet werden. Der Blutfluss wird mechanisch kontrolliert und vermieden (Nakada, Hadican, 2010).

Zu diesem Zweck kommen in der minimal invasiven Chirurgie Titan- oder resorbierbare Clips zum Einsatz, welche mit speziellen Clip-Applikatoren an ihre Einsatzstelle gesetzt werden. Zum Setzen der Clips kann zwischen einfachen Applikatoren (siehe Abbildung 5) und Repetierapplikatoren gewählt werden. Bei den einfachen Applikatoren kann der Arzt immer genau einen Clip einlegen bevor er das Instrument in den Körper einführt. Für jede weitere Applikation ist eine Bestückung außerhalb des Körpers nötig.



Abbildung 5: Clip-Applikator mit Clip im Zangenmaul

Ein großer Vorteil dieser Systeme liegt in ihrer Wiederverwendbarkeit (nach einer gründlichen Reinigung sowie Sterilisation), wodurch sich die Kosten gering halten. Durch ein zusätzliches Magazin direkt hinter der Instrumentenspitze und einem Mechanismus, der nach jeder Applikation einen neuen Clip aus diesem zwischen die Branchen befördert, können mit den Repetierapplikatoren mehrere Clips nacheinander gesetzt werden, ohne dass das Instrument jedes Mal neu eingeführt werden muss. Da während einer Operation meist mehrere Clips direkt nacheinander gesetzt werden, lässt sich durch die schnelle Clip-Applikation die Operationszeit deutlich verkürzen. Nachteilig sind hier die hohen Kosten des Gerätes zu nennen. Diese erklären sich dadurch, dass selbst nur teilweise gebrauchte Applikatoren nicht wieder sterilisiert werden können, da eine zuverlässige Reinigung der mechanisch sehr komplexen Instrumente nicht möglich ist (Feußner u. a., 2009), (Rosenblatt u. a., 2008).

Eine Sonderbauform der Clip-Applikatoren sind die sogenannten Stapler. Diese eignen sich dazu, Venen und Arterien jeglicher Größe gleichzeitig zu durchtrennen und mechanisch zu verschließen. Dazu werden bei der Betätigung des Instruments zunächst bis zu sechs Klammerreihen gesetzt, die Inzision wird anschließend durch eine sich im Gerät befindliche Klinge durchgeführt. Stapler werden wie Repetierapplikatoren auf Grund mangelnder Reinigbarkeit nur als Einmalinstrument ausgeführt (de Candolle, Gordon, 2011; Carus, 2007; Nakada, Hadican, 2010).

Sollen sehr große Gefäße verschlossen oder Gewebe miteinander verbunden werden, ist der Standard in der minimal invasiven Chirurgie, genauso wie bei offenen Operationen, das Nähen mit Nadel und Faden. Beim minimal invasiven Nähen kommt dabei ein spezieller Nadelhalter zum Einsatz (Abbildung 6), mit dem ein sicheres Halten und Führen der Nadel möglich ist. Zu diesem Zweck lässt sich die Nadel im Nadelhalter in einer vorgegebenen Richtung fest fixieren, so dass sie sich beim Durchstechen von Geweben nicht verdrehen kann. Ein schnelles und einfaches Lösen dieser Fixierung ist zudem zum schnellen und einfachen Umgreifen an der Nadel notwendig (Carus, 2007).



Abbildung 6: Nadelhalter

Austausch der eingesetzten Instrumente

Während eines minimal invasiven Eingriffs werden die benötigten Instrumente je nach Indikation im Laufe der Operation bis zu einhundert Mal gewechselt. Der Austausch typischerweise langer Instrumentenstäbe in engen Trokaren ist beim Instrumentenwechsel sehr umständlich. Aus diesen Gründen kann davon ausgegangen werden, dass jeder Instrumentenwechsel während einer minimal invasiven Operation erheblichen zeitlichen Aufwand bedeutet, er verlängert die Operationsdauer und stört einen kontinuierlichen Arbeitsablauf. Dies führt entweder zu einer Verzögerung des Eingriffs oder einer Vermeidung bzw. zeitlichen Verschiebung des Instrumentenwechsels mit der Folge, dass der Chirurg nicht zu jeder Zeit mit dem für die aktuelle Situation optimalen Instrument arbeitet und unter Umständen die Qualität der Operation leidet. Gerade die Störung des Ablaufs führt nach Aussage der Chirurgen zu einem Konzentrationsverlust und damit potenziell zu einem schlechteren operativen Ergebnis.

3.2 Instrumenteneinsatz bei zukünftigen Operationsmethoden

Ziel des Robotereinsatzes in der Chirurgie ist ein sichereres Operieren mit homogeneren Operationsergebnissen. Ziel neuer Operationsmethoden wie NOTES-Verfahren ist es, die Patientenbelastung insgesamt zu reduzieren. Die Verbindung beider Technologien, Robotic NOTES, verspricht eine Kombination dieser Vorteile, steckt allerdings noch „in den Kinderschuhen“. Allen drei Verfahren gleich ist der Einsatz von Endeffektoren, ähnlich den im vorherigen Kapitel beschriebenen. Darüber hinaus stellen sie jedoch zusätzliche Anforderungen an die Instrumente.

Beim Operieren mit Robotern ist ein Aktuator nötig, um die Instrumente anzutreiben. Die NOTES-Verfahren verlangen eine möglichst flexible Energieübertragung hin zu den Endeffektoren. Diese und weitere Zusatzanforderungen dieser Technologien an die eingesetzten Instrumente werden im Folgenden diskutiert (Feußner u. a., 2009; Mozer u. a., 2009).

Instrumente in der Roboterchirurgie

Mit dem DaVinci System konnte das in der Forschung schon weit verbreitete Konzept der Roboterchirurgie in der klinischen Anwendung etabliert werden. Trotz der weltweiten Forschung auf diesem Gebiet ist dieses System nach wie vor das einzige robotische System, das standardmäßig in der minimal invasiven Chirurgie eingesetzt wird (Dasgupta, 2011; Kenngott u. a., 2011).

Beim DaVinci sowie einem Großteil der in der Forschung befindlichen Systeme handelt es sich um sogenannte „Master-Slave-Manipulatoren“. Der „Roboter“ führt und treibt die Instrumente hier nach Vorgabe (Steuerung) des Chirurgen an. Alternativ wird auch an bildgeführten Systemen geforscht, bei denen der Roboter seine Bewegungen mittels bestimmter Algorithmen aus Bilddaten von CT-, MRT- oder Ultraschallgeräten ableitet. Allen Ansätzen gemein ist, dass die Aktuierung der chirurgischen Instrumente nicht direkt durch den Arzt erfolgt, sondern mittels eines technischen Antriebs (Gargiulo, Nezhat, 2011; Mozer u. a., 2009).

Auf der einen Seite gelten die einfache Bedienung und damit verbunden die sehr kurze Einlernphase bei den existierenden Operationsrobotern als entscheidende Vorteile. Andererseits werden in einschlägigen Veröffentlichungen häufig die Größe und die damit verbundene Inflexibilität dieser Systeme bemängelt (Gargiulo, Nezhat, 2011).

Einen entscheidenden Einfluss auf die Ausmaße der Manipulatoren haben dabei die Antriebe der Instrumente. Je höher deren Gewicht ist, desto leistungsfähiger und damit häufig größer muss der sie bewegende Roboterarm dimensioniert werden.

Eine Alternative besteht darin, die Antriebe in die Spitze der Instrumente zu legen. Dort kann die erzeugte Kraft direkt, möglichst ohne Reibung und andere Verluste in Getriebesystemen, auf die Branchen der Instrumente übertragen werden. Dadurch lässt sich eine maximale Reduzierung der benötigten Antriebsenergie und somit eine maximale Miniaturisierung der Antriebe erreichen.

Alternativ kann die Krafterzeugung auch vom Einsatzort durch technische Lösungen räumlich getrennt werden. Diese Variante wird ansatzweise beim DaVinci verwendet. Hier gelingt es durch den Antrieb der Instrumentenfreiheitsgrade und des ersten Gelenks des Roboters über Seilzüge, den in der Nähe des Operationsgebietes befindlichen Teil des Manipulators schlank zu gestalten. Diesen Vorteil wird allerdings mit starken und schweren Motoren für den Antrieb der langen Seilzüge erkauft. So werden zum Halten des Motorenpakets und der Roboter Spitze die oft kritisierten wuchtigen Trägerarme auf einem großen, schweren Wagen nötig.

Um die Vorteile des robotischen Ansatzes voll nutzen zu können, müsste die Krafterzeugung, vollständig unabhängig platzierbar sein. So wäre mit dieser Technik der Aufbau von schlanken und leichten OP-Robotern möglich.

Instrumente für LESS-Verfahren

LESS, also die minimal invasive Chirurgie durch nur einen einzigen Zugang zum Körper, verspricht eine Verminderung der Patientenbelastung durch eine Reduktion der Zugangswege in den Körper. Das Verfahren stellt dabei hohe Ansprüche an das eingesetzte Instrumentarium (Canes u. a., 2008; Gettman u. a., 2008).

Die Tatsache, dass die Instrumente bei einer LESS Operation durch einen Zugang in den Körper eingeführt werden, schränkt die Möglichkeiten für das Op-Setup ein. So ist es nicht möglich, die Instrumente, wie bei einer regulären minimal invasiven Operation, in größerem Abstand voneinander zu platzieren. Dies hat zur

Folge, dass die als Goldstandard etablierte Triangulation mit den in 3.1 beschriebenen Standardinstrumenten nicht möglich ist. Durch ihren starren geraden Schaft lässt sich mit ihnen nur parallel arbeiten, was die Operation für den durchführenden Arzt erheblich anspruchsvoller macht (Rassweiler, 2011).

Um trotz der Einführung der Instrumente durch nur einen einzigen Zugang die Triangulation zu ermöglichen und das Zusammenstoßen der Instrumente zu verringern, werden bei LESS-Operationen zurzeit häufig starre Instrumente mit gekrümmtem Schaft eingesetzt. Die erreichbaren Triangulationswinkel sind bei dieser Lösung gering und Kollisionen lassen sich auch nur bedingt vermeiden (Rané u. a., 2008).

Alternativ kommen abwinkelbare Instrumente zum Einsatz. Diese werden über Kreuz in den Körper eingeführt, um den gewünschten Effekt auf die Orientierung der Endeffektoren zu erzielen. Dies führt dazu, dass das mit der linken Hand bediente Instrument im Körper von rechts her am Situs angreift und das mit der rechten Hand bediente von links her. Dieser „Seitenwechsel“ stellt sehr hohe Ansprüche an die Fähigkeiten des Arztes (Canes u. a., 2008; Dasgupta, 2011).

Eine Kombination von starren gebogenen und geraden abwinkelbaren Instrumenten liefern Ansätze wie das Spider System. Hier werden flexible Instrumente durch steuerbare Hülsen am Situs positioniert. Während die mit dieser Technik erreichbaren Triangulationswinkel ausreichen, um die Ärzte zufrieden zu stellen, bietet sie weitere Vorteile. Die flexiblen Instrumente lassen sich gut wechseln und in den Hülsen intuitiv, ohne Kollisionen manövrieren. Die zurzeit verfügbaren flexiblen Instrumente bilden die Schwachstelle dieser Systeme, eine adäquate Geweberektion ist mit ihnen nicht möglich. Zum einen verursacht der Bowdenzugantrieb bei kleinen Biegeradien hohe Reibungsverluste und macht so das feinfühliges Arbeiten unmöglich. Zum anderen lassen sich mit ihnen nur geringe Kräfte aufbringen was die Geweberetraktion erschwert (Haber u. a., 2012).

Instrumente für NOTES-Verfahren

NOTES, also die minimal invasive Chirurgie durch Zugänge, die nur über natürliche Körperöffnungen erfolgen, soll eine Minimierung der Schmerzen, der Genesungszeit und der kosmetischen Beeinträchtigung des Patienten ermöglichen. Durch

vorhandene Einschränkungen kommt dieses Verfahren in der täglichen klinischen Praxis jedoch kaum zum Einsatz (Dasgupta, 2011; Feußner u. a., 2009).

Eines der größten technischen Probleme stellt der Mangel an geeignetem Instrumentarium dar. Aufgrund fehlender Alternativen werden NOTES-Eingriffe mit den verfügbaren flexiblen Endoskopen und den dafür erhältlichen flexiblen Instrumenten (siehe Abbildung 7) durchgeführt, welche auf das Arbeiten in langen Holorganen wie Speiseröhre und Darm ausgelegt sind und nicht auf das Navigieren im Pneumoperitoneum. So tolerieren diese Systeme nur sehr geringe Querkräfte und lassen sich oft nicht ausreichend abwinkeln. Instrumente und Endoskop sind starr parallel orientiert, was eine dreidimensionale Anordnung dieser und somit ein Arbeiten mit Triangulation nicht zulässt. Eine robuste Gewebemanipulation bei NOTES-Eingriffen ist mit dem vorhandenen Instrumentarium nicht möglich (Dasgupta, 2011; Feußner u. a., 2009; Gargiulo, Nezhat, 2011).

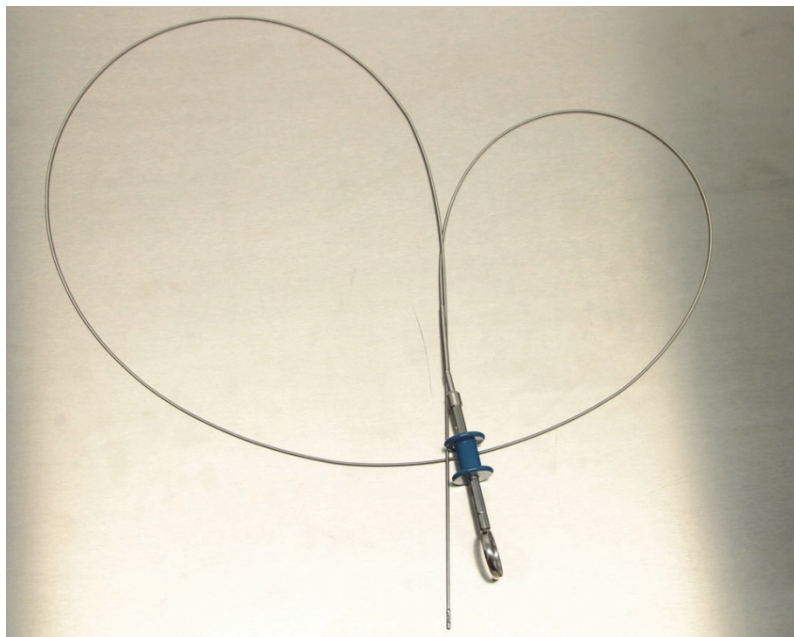


Abbildung 7: Flexibles Instrument von der Art wie sie zurzeit bei NOTES Operationen zum Einsatz kommen

Experimentelle Plattformen wie das Anubis von Karl-Storz, der EndoSamurai von Olympus Medical und das Direct-Drive Endoscopic System von Boston Scientific, speziell entwickelt für den Einsatz in der NOTES, versprechen Abhilfe bei den oben skizzierten Problemen. Mittels eines Feststellmechanismus erlauben sie eine stabili-

lere Positionierung und eine robustere Geweberetraktion als herkömmliche Endoskope. Durch den Einsatz zweier aktiv abwinkelbarer Instrumente eröffnen sie dem Operateur die Möglichkeit zur Triangulation. Diese Plattformen befinden sich allerdings noch im Entwicklungsstadium mit den zuvor beim Spider System beschriebenen Problemen (Shaikh, Thompson, 2010; Thompson u. a., 2009).

Instrumente für kombinierte Verfahren: Robotic-NOTES, Robotic-LESS

Die logische Weiterentwicklung der zuvor beschriebenen Techniken liegt in der Kombination robotischer Manipulatoren mit den NOTES- und LESS-Verfahren zu Robotic-NOTES bzw. Robotic-LESS. So lassen sich die Vorteile der neuen Verfahren, die Minimierung von Schmerzen, Genesungszeit und kosmetischer Beeinträchtigung mit den Vorteilen der Roboter, einfachere, ergonomischere Bedienbarkeit, verbinden (Canes u. a., 2009; Haber u. a., 2008; Kenngott u. a., 2011).

Bisher offen ist, welche Art von Roboter die beste Unterstützung bei diesen Verfahren liefern kann. Zurzeit existieren zwei verschiedene Ansätze. Zum einen der Einsatz extrakorporaler, großer Roboter wie der Da Vinci, oder das System von Hansen Medical. Hier fehlt es allerdings noch am geeigneten Instrumentarium zur Durchführung von R-NOTES oder -LESS Prozeduren. Zum anderen befinden sich Mini-Roboter in der Entwicklung mit welchen sich, einmal in den Körper eingeführt, ferngesteuert Gewebe manipulieren lässt. Die intrakorporale Positionierung dieser Systeme kann dabei mit Magneten von außen oder teilweise auch durch die Roboter selbst geschehen (Canes u. a., 2009; Haber u. a., 2008; Tiwari u. a., 2010). Denkbar wäre auch eine Kombination beider Ansätze, bei der beispielsweise ein DaVinci System mit einem im Körper agierenden Mini-Kameraroboter zum Einsatz kommt.

3.3 Hygienebedingte Anforderungen an Instrumente

In der Chirurgie eingesetzte Instrumente müssen absolut sauber und keimfrei sein. Um dies zu gewährleisten, existieren zwei unterschiedliche Ansätze. Zum einen, der Einsatz von sogenannten Disposables. Diese Art von Instrumenten wird vom Hersteller steril verpackt geliefert, kommt einmalig zum Einsatz und wird anschlie-

Bend entsorgt. Beim zweiten Ansatz werden die Instrumente mehrmals wiederverwendet. Um dies zu ermöglichen, müssen sie nach jedem Einsatz gereinigt, verpackt und anschließend sterilisiert werden. Viele dieser Instrumente werden vor der beschriebenen Behandlung zerlegt, um eine sichere Reinigung und Sterilisation zu gewährleisten. Bei sehr komplex aufgebauten Instrumenten können Teile wiederverwendbar und andere nur für den einmaligen Gebrauch ausgelegt sein (Arbeitskreis Instrumenten-Aufbereitung, 2005; Ha u. a., 2009).

Die beiden Varianten stellen unterschiedliche Anforderungen an die betreffenden Instrumente. Soll ein Instrument als Disposable verwendet werden, ist vor allem ein möglichst niedriger Preis, der eine nur einmalige Verwendung rechtfertigt, entscheidend. Anders verhält es sich bei wiederverwendbaren Instrumenten. Hier ist der Kaufpreis nur einer von mehreren Kostenfaktoren, da auch die Behandlung der Instrumente vor und nach der OP in die Kostenrechnung für den Einsatz des entsprechenden Instruments eingeht. Einen hohen Aufwand und damit Kosten verursacht dabei die Reinigung und Wiederaufbereitung der Instrumente nach der Operation.

Zur Reinigung wird das Instrument direkt nach dem Einsatz mit klarem Wasser abgespült und bis zur endgültigen Reinigung in einem verschließbaren Behälter (Trockenentsorgung) oder einem Reinigungsbad (Nassentsorgung) abgelegt. Stark verkrustete oder eingebrannte Rückstände werden mit einer 3-prozentigen Wasserstoffperoxidlösung oder im Ultraschallbad vorbehandelt. Die eigentliche Reinigung erfolgt mit einer pH-neutralen oder alkalischen Reinigungslösung und kann entweder manuell oder maschinell durchgeführt werden. Dabei wird das maschinelle Verfahren aus Gründen der Standardisierung bevorzugt.

Rückstände des Reinigungsmittels müssen anschließend durch das gründliche Spülen mit vollentsalztem Wasser vollständig entfernt werden. Die abschließende Desinfektion sollte, obwohl kombinierte Reinigungs- und Desinfektionslösungen existieren, idealerweise getrennt von der Reinigung durchgeführt werden. Während temperaturempfindliche Instrumente thermochemisch bei einer Temperatur von $< 65^{\circ}\text{C}$ desinfiziert werden, erfolgt die standardmäßige, rein thermische Desinfektion bei $80\text{-}95^{\circ}\text{C}$ (Arbeitskreis Instrumenten-Aufbereitung, 2005).

3.4 Anforderungen an Antriebe für Instrumente in der MIC

Aus der vorangegangenen Analyse bezüglich Art und Einsatz aktuierter Instrumente in der minimal invasiven Chirurgie allgemein, den „neuen“ Bereichen der minimal invasiven Chirurgie, der Roboter-, der LESS- oder der NOTES-Chirurgie und der generellen Rahmenbedingungen medizintechnischer Entwicklungen im OP-Umfeld ergeben sich folgende Anforderungen an miniaturisierte Antriebe minimal invasiver Instrumente:

Baugröße

Die Antriebe müssen soweit miniaturisierbar sein, dass sie problemlos in den Körper eingeführt werden können. Als Richtwert dient dabei der Schaftdurchmesser herkömmlicher Instrumente. Das bedeutet, der Antrieb muss in ein zylinderförmiges Volumen mit einem maximalen Durchmesser von 10 mm und einem idealen Durchmesser von unter 5mm integrierbar sein.

Kinematik

- Bei den in der minimal invasiven Chirurgie eingesetzten aktuierten Instrumenten handelt es sich hauptsächlich um Zangen- und Scherenwerkzeuge. Diese können direkt über eine Drehbewegung oder indirekt über ein Scherengetriebe mittels Linearantrieb aktuiert werden.
- Da die Werkzeuge zum Greifen und Spreizen verwendet werden, sollte ein aktuiertes Öffnen und Schließen möglich sein.

Ein mögliches Abwinkeln des Endeffektors in eine oder mehrere Richtungen würde die Bedienung der Instrumente erleichtern und ihre Einsatzmöglichkeiten in der NOTES- oder LESS-Chirurgie erweitern.

Leistung

- Greifkraft muss ausreichen für sichere Gewebemanipulation.
- Spreizkraft muss ausreichen, um Gewebeschichten aufspreizen zu können.
- Dynamik: komplettes Öffnen oder Schließen der Branchen in $< 0,5s$.
- Die Antriebe müssen eine genaue, möglichst verlustarme Kraftübertragung erlauben, so dass ein feindosiertes Arbeiten möglich ist.

Keine unerwünschten Sekundärkräfte durch die Kraftübertragung in den Körper (beispielsweise Querkräfte an der Leitung zur Kraftübertragung).

Sonstiges

- Antrieb möglichst nahe am Effektor, um das Instrument im Körper räumlich unabhängig von der extrakorporalen Steuerung zu machen.
- Um die Operationszeit möglichst gering zu halten, sollte ein einfacher und schneller Austausch einzelner Instrumente mit unterschiedlichen Funktionen möglich sein.
- Der Einsatz bei NOTES-Eingriffen setzt eine flexible Verbindung zwischen extrakorporalen und intrakorporalen Teilen des Systems voraus. Diese Instrumente sollten kleine Biegeradien unter dem Einsatz möglichst geringer Biegekräfte und Übertragungsverluste erlauben.
- Der Antrieb sollte die Integration eines Force Feedback erlauben oder dies sogar direkt liefern.
- Instrumentenwechsel sollten automatisiert möglich sein und schneller funktionieren als mit der Hand, in $< 3s$.

Der Einsatz unterschiedlicher Instrumentenarten wie Präparierzangen, Scheren, HF-Instrumente, Clipapplikatoren und Behältern für Verbrauchsartikel sollte möglich sein.

Hygiene

Direkt mit dem Patienten in Berührung kommende Teile sollten einfach zu reinigen und autoklavierbar sein. Alternativ können kostengünstige Teile zum Einmalgebrauch ausgelegt werden. Teile des Systems, die nicht mit dem Patienten in Berührung kommen, müssen desinfizierbar sein.

Prinzipielle Anforderungen

- Alle verwendeten Materialien, die auch nur potentiell mit dem Patienten in Berührung kommen, müssen biokompatibel sein.
- Es darf keine Unverträglichkeit mit dem Medizinproduktegesetz (MPG) bestehen.

Tabelle 1: Anforderungen an Instrumente in der minimal invasiven Chirurgie

	Nr.	Anforderungen	Beschreibung, Quantifizierung
Forderung (F), Mindestanforderung (MF), Wunsch (W)			
	1	Baugröße/Geometrie	
MF	1.1	Schaftdurchmesser	Max. 10 mm
W			Unter 5 mm
MF	1.2	Aktordurchmesser	Unter 8 mm
W			Unter 3 mm
MF	1.3	Aktorhub	1,5 mm
W			10 mm
MF	1.4	Starre Länge an der Spitze des Instruments (Bei flexiblen Instrumenten)	Max. 40 mm
MF	1.5	Länge des festen Schaftes, bzw. der flexiblen Verbindung	Min 300 mm
	2	Kinematik	
F	2.1	Antrieb Greifer	Greifen oder Spreizen
W			Greifen und Spreizen
MF	2.2	Maximale Schließ- und Öffnungsdauer	0,5 s
W	2.3	Abwinkeln der Instrumentenspitze	
W	2.4	Drehen der Instrumentenspitze	
MF	2.5	Instrumentenwechsel	Max. 3 s
	3	Kräfte	
MF	3.1	Schließkraft der Branche	35 N (Röse, 2011)
MF	3.2	Spreizkraft der Branche	20 N (Röse, 2011)
MF	3.3	Handkraft	Max. 50 N
MF	3.4	Klemmkraft konstant	Über 10 s
	4	Energie	
F	4.1	Flexible Energieübertragung zwischen Handgriff und Endeffektor	
MF	4.2	Biegeradius Leitung (bei flexiblen Instrumenten)	<80 mm
	5	Verwendete Materialien	
F	5.1	Hydraulikmedium	Biokompatibel, sterilisierbar
F	5.2	Werkstoffe	Biokompatibel, sterilisierbar

Tabelle 1 (Fortsetzung): Anforderungen an Instrumente in der minimal invasiven Chirurgie

	Nr.	Anforderungen	Beschreibung, Quantifizierung
Forderung (F), Mindestanforderung (MF), Wunsch (W)			
	6	Sicherheit	
F	6.1	Leckage	Sehr geringe Leckage
MF	6.2	Funktionssicherheit bei Temperaturschwankungen	0° C bis 80° C
W	6.3	Temperaturen bei Transport und Lagerung	- 20° C - 80° C
	7	Ergonomie	
W	7.1	Leichte Handhabung	
	8	Gebrauch	
W	8.1	Single-Use	
W	8.2	Mehrfache Benutzung	
	9	Montage	
F	9.1	Demontierbar	Bei Mehrfachgebrauch
F			Bei Single-Use nicht
	10	Instandhaltung	
F		sterilisierbar	
F		reinigbar	
F		desinfizierbar	

4 Stand der Forschung und Technik

In den letzten Jahren konnten Industrie und Forschung große Fortschritte bei der Entwicklung von Mikroantrieben verzeichnen. Zum einen lassen sich konventionelle Antriebe immer kleiner bauen. So gehören Elektromotoren mit Durchmessern $<5\text{mm}$ mittlerweile zum Standardprogramm führender Kleinstmotoren Hersteller. In der Forschung lassen sich hydraulische und pneumatische Aktoren im für diese Arbeit relevanten Größenbereich von einigen Millimetern finden, mit welchen sich Kräfte im bis zu zweistelligen Newton Bereich realisieren lassen (Faulhaber, 2012a), (De Volder, Reynaerts, 2010). Zum anderen werden die so genannten unkonventionellen Aktoren, wie zum Beispiel Formgedächtnislegierungen oder Piezzoelemente, weiterentwickelt und kommen in ersten technischen Anwendungen zum Einsatz (Janocha, 2010).

4.1 In der MIC etablierte Antriebe

Bei zurzeit kommerziell erhältlichen Instrumenten für die minimal invasive Chirurgie werden die Effektoren von außerhalb des Körpers mit Schubstangen oder Seilzügen angetrieben. Die Aktuierung der Seilzüge erfolgt händisch oder durch einen Elektromotor jeweils von außerhalb des Körpers. Diese Systeme besitzen allerdings die zum Teil bereits benannten Nachteile.

Schubstange

Mit Schubstangen ist eine direkte, verlustarme und hohe Kraftübertragung zum Endeffektor möglich. Einfache Schubstangen getriebene Instrumente lassen sich allerdings nur starr und gerade aufbauen. Um ein Abwinkeln zu ermöglichen, muss ein zusätzliches Getriebe (siehe Abbildung 8) oder eine teilweise flexible Welle eingebaut werden. So wird bei einigen am Markt erhältlichen abwinkelbaren Instrumenten die Flexibilität des Schaftes mit Hilfe einer biegbaren Welle erreicht. Bei diesen Instrumenten ist ein hoher Kraftaufwand für die Deflektion der Greifspitze nötig. Zudem erhöht sich die für das Schließen der Zangenbranchen benötigte Kraft mit dem Deflektionswinkel. Die Getriebelösung erhöht die Komplexität des Instruments und reduziert die mögliche übertragbare Kraft.



Abbildung 8: Mechanik im Handgriff eines abwinkelbaren Instruments mit Schubstangenantrieb

Seilzug

Aufgrund diverser Nachteile eignen sich Seilzüge für den Antrieb regulärer, starrer, minimal invasiver Instrumente nur bedingt. So ist beispielsweise durch die Seildehnung nur eine ungenaue Bewegungs- und vor allem Kraftübertragung möglich. Flexible Instrumente hingegen werden nahezu ausschließlich durch Seilzüge angetrieben, da diese, im Gegensatz zu Schubstangen, biegsam sind. So lassen sich biegbare Instrumente ohne aufwändiges Getriebe realisieren. Nachteilig wirkt sich hier aber vor allem die Seilreibung aus, welche mit dem Biegewinkel stark ansteigt. So ist in der Literatur von Werten bis 30 % Kraftverlust bei einem Biegewinkel von 180° zu lesen (Smolik, 1999).

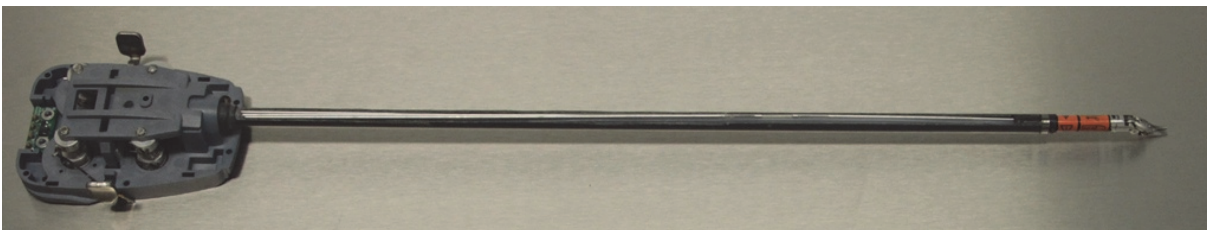


Abbildung 9: Aufgeschnittenes starres Instrument mit Seilzugantrieb

Außerdem entstehen hohe Querkräfte bei Betätigung solcher Instrumente im gebogenen Zustand, was sich negativ auf eine gute Positionierbarkeit der Instrumentenspitze auswirkt. Dabei sind solche Instrumente auch nur begrenzt flexibel, da die steifen Seile und Ummantelungen der Züge nur relativ große Biegeradien zulassen.

Diese Einflüsse lassen sich nur durch konstruktiv aufwendige Methoden vermindern. So kann die Seildehnung durch Vorspannung der Zugseile verringert werden. Die Seilreibung lässt sich durch die Führung des Seils über Rollen reduzieren (Abbildung 10), der mögliche Biegeradius ist dabei durch den Rollendurchmesser begrenzt. Diese konstruktiven Maßnahmen erfordern zudem auch eine teilweise Versteifung des Instrumentenschafts, wodurch solche Instrumente nicht mehr flexibel sondern nur noch abwinkelbar sind.

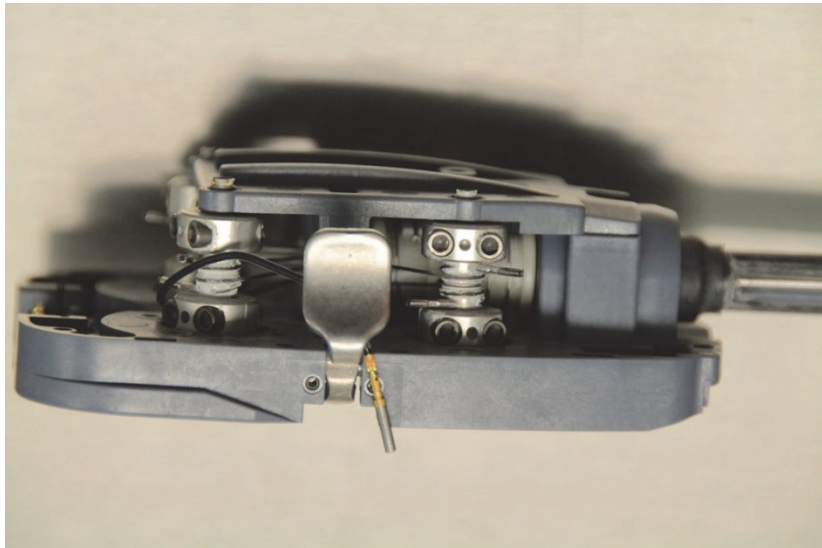


Abbildung 10: Seilrollen eines Instruments mit Seilzugantrieb

Allen Seilzugantrieben gemein ist, dass sich die Seilkraft beim Abwinkeln erhöht, wodurch der Effektor ungewollte Schließbewegungen macht. Bei maschinell angetriebenen Instrumenten kann dieser Effekt durch eine aktive Gegenbewegung ausgeglichen werden. Bei händisch aktuierten Instrumenten ist dies nicht möglich.

4.2 Alternative Antriebsmöglichkeiten

Als Alternative zum etablierten indirekten Antrieb besteht wie zuvor beschrieben die Möglichkeit, minimal invasive Instrumente direkt im Körper anzutreiben. In der Mikrosystemtechnik lassen sich diverse Prinzipien finden, die für diese Antriebe eingesetzt werden könnten. Mit Direktantrieben sind keine starren Verbindungen, wie bei der Schubstange oder quasistarren Verbindungen wie bei den Seilzügen mehr nötig. Die Aktoren und somit auch die Instrumente können beliebig im Körper positioniert und mit theoretisch beliebig vielen Freiheitsgraden angetrieben werden.

Tabelle 2: Übersicht Aktorverfahren (Dario u. a., 1992; Janocha, 2010)

Aktuierungsprinzip	Energieumwandlung	Eigenschaften	Prinzipielle Eignung
Elektromagnetisch	Strom/Magnetfeld -> Kraft	in nahezu allen erdenklichen Baugrößen als Standardteil verfügbar	Ja
thermisches Formgedächtnis (TFG)	Wärme -> Kraft	hohe Kräfte, große Auslenkungen, lange Ansprechzeiten, schlecht regelbar	Ja
magnetisches Formgedächtnis (MFG)	Magnetfeld -> Kraft	ähnliche Eigenschaften wie TFG allerdings Kräfte um 2 Größenordnungen geringer, schlecht regelbar	aufgrund geringerer Energiedichte Beschränkung auf TFG
piezoelektrisch	Strom -> Kraft	hohe Kräfte, kleine Auslenkungen, sehr schnelle Ansprechzeiten	Ja
magnetostraktiv	Magnetfeld -> Kraft	ähnliche Eigenschaften wie Piezoelektrische Aktoren benötigen allerdings zur Erzeugung des Magnetfeldes eine Spule, wodurch die nutzbare Kraft pro Volumen um 30-50 % geringer ist	Betrachtung wird auf piezoelektrische Aktoren beschränkt

Tabelle 2 (Fortsetzung): Übersicht Aktorverfahren (Dario u. a., 1992; Janocha, 2010)

Aktuierungsprinzip	Energieumwandlung	Eigenschaften	Prinzipielle Eignung
hydraulisch	Druck -> Kraft	hohe Kräfte, große Auslenkungen, schnelles Ansprechverhalten, gut regelbar	Ja
pneumatisch	Druck -> Kraft	geringe nutzbare Kräfte in kleinen Maßstäben, schlecht regelbar	Ja
elektroreologisch	Strom -> Viskosität	Aufbau von Aktoren im eigentlichen Sinne nicht möglich, durch Erhöhung der Viskosität nur passive Aktuierung z.B. Schließen eines Ventils durch Erhöhung der Viskosität des Fluids	Da nicht direkt Kraft erzeugbar, ist dieses Verfahren für die beschriebene Anwendung nicht geeignet

In Tabelle 2 erfolgt ein breiter Überblick über Aktoren. Gleichzeitig wird eine Vorauswahl getroffen, um die prinzipiell für die Aktuierung von Instrumenten nicht geeigneten Aktorprinzipien bereits jetzt auszuschließen.

Die in der Tabelle positiv bewerteten Aktuierungsprinzipien werden im Folgenden geordnet nach ihrer Krafterzeugung nochmals eingehend betrachtet.

4.2.1 Elektrische Antriebe

Elektromagnetische Aktoren

In den Größenbereichen oberhalb der Mikrotechnik sind elektromagnetische Motoren die am häufigsten verwendeten Aktuatoren. Einige der Vorteile, die diese Dominanz in der Makrotechnik begründen, können auch auf die Mikrotechnik übertragen werden. So lassen sie sich beispielsweise auch in kleinen Dimensionen einfach ansteuern und regeln. Interessant werden sie vor allem aber auf Grund

ihrer Verfügbarkeit. Im Gegensatz zu vielen Aktuatoren, die im Folgenden vorgestellt werden, sind Mikro-Elektromotoren in den für den Antrieb von chirurgischen Instrumenten benötigten geometrischen Abmaßen kommerziell erhältlich (Caprari u. a., 2001; Faulhaber, 2012a; KK Produkcja, 2003; Precision Microdrives Limited, 2012). Motoren mit Durchmessern von wenigen Millimetern sind als Standardteile verfügbar.

Da diese elektromagnetischen Mikromotoren aber mit sehr hohen Drehzahlen und niedrigen Kräften arbeiten, müssen, um nutzbare Drehmomente zu realisieren, Getriebe verwendet werden. Getriebe in den entsprechenden kleinen Abmaßen lassen sich jedoch kaum oder nur mit sehr hohem Aufwand herstellen. Auch ist der Wirkungsgrad der Getriebe begrenzt. Bei hohen Untersetzungen kann so die Leistung am Getriebeausgang um mehrere Zehnerpotenzen unter der Motorleistung liegen (Schlaak, Schemmer, 2007).

Das Hauptproblem, welches sich selbst mit den entsprechenden Getrieben nicht lösen lässt beziehungsweise durch die hohen Verluste noch verstärkt wird, ist die geringe Gesamtleistung dieser Motoren (Dario u. a., 1992). So bringt beispielsweise ein bürstenloser Gleichstrommotor der Serie 308 B Firma Faulhaber (Faulhaber, 2012a) bei einer Größe von $\varnothing 3 \times 8$ mm, ein Drehmoment von 0,023 mNm bei 15.000 Umdrehungen pro Minute. In Kombination mit der Linear-Antriebseinheit 03A S3 (Faulhaber, 2012b), bestehend aus 3 Getriebestufen und einer Spindel, lässt sich das Drehmoment auf maximal 4,2 N steigern. Bei dieser Kraft ist dann allerdings nur noch ein linearer Vorschub von 0,4 mm/s möglich, was bei benötigten Hüben von bis zu 5mm eine Schließzeit der Instrumentenbranchen von 5 s bedeuten würde.

Piezoelektrische Aktoren

Bestimmte kristalline Materialien erzeugen eine Spannung, wenn sie mechanisch verformt werden. Dieses Phänomen wird als direkter piezoelektrischer Effekt bezeichnet. Er lässt sich auch umkehren, was bedeutet, dass sich ein so genannter Piezokristall beim Anlegen einer Spannung mechanisch verformt. Dieser inverse piezoelektrische Effekt ermöglicht den Bau von piezoelektrischen Aktoren (Janocha, 2010).

In der einfachsten Ausführung werden diese als Stapel- oder Multilayeraktoren aufgebaut. Dazu werden piezoelektrische Keramikscheiben von 0,3 - 1 mm Dicke, auf denen sich metallische Elektroden zur Spannungsversorgung befinden, übereinander gestapelt. So werden die einzelnen Schichten mechanisch in Reihe und elektrisch parallel geschaltet. Diese Schichtaktoren lassen sich auf Grund ihres einfachen Aufbaus nahezu beliebig miniaturisieren. Zwar können auch gleichzeitig sehr hohe Kräfte von bis zu mehreren 100 N realisiert werden, allerdings bei sehr geringen Stellwegen, welche im Bereich von 10 μm liegen (PI-Instruments, 2013b, 2013c).

Um den nutzbaren Stellweg zu erhöhen, werden Piezo-Aktoren als Biegeumwandler oder mit integrierter Wegübersetzung aufgebaut. Durch diese beiden konstruktiven Maßnahmen können Stellwege von mehreren 100 μm erreicht werden. Während sich die mit den Biegeaktoren erzeugbaren Kräfte im Bereich von 1-2 N befinden, lassen sich mit den wegübersetzten Aktoren Kräfte von einigen 10 N erreichen (Janocha, 2010; PI-Instruments, 2013d).

Bei den so genannten Piezomotoren erfolgt die Bewegung durch die Aufsummierung von Schritten, welche durch Vorschub und Klemmmechanismen erzeugt werden oder durch resonante Vibrationen eines piezoelektrisch angeregten Schwingers. Mit diesen Bauweisen lassen sich beliebig große Stellwege mit Hilfe des piezoelektrischen Effekts realisieren. Die erzeugbaren Kräfte liegen, ähnlich wie die bei den Aktoren mit Wegübersetzung im Bereich von einigen 10 N bei Verfahrgeschwindigkeiten von einigen mm/s. Der komplizierte Aufbau dieser Motoren geht allerdings zu Lasten ihrer Miniaturisierbarkeit. Im Handel erhältliche Modelle liegen im Größenbereich von mehreren cm oder erreichen nur sehr geringe Kräfte. (Janocha, 2010; PI-Instruments, 2013a, 2013e; Watson u. a., 2009).

4.2.2 Thermische Antriebe

Thermische Formgedächtnisaktoren

Die Bezeichnung „thermischer Formgedächtniseffekt“ beschreibt die Fähigkeit bestimmter Materialien, welche sich nach einer plastischen Verformung, durch Erhitzen über eine charakteristische Temperatur wieder an ihre Ursprungsform

„erinnern“, also zurück verformen. Dieser Effekt entsteht durch die Transformation des Materials von einer martensitischen Tieftemperaturphase zu einer austenitischen Hochtemperaturphase beim Erreichen einer bestimmten Übergangstemperatur (Giataganas u. a., 2011; Nespoli u. a., 2010).

Für die Anwendung als Aktor werden zwei Betriebsmodi der Formgedächtnislegierungen unterscheiden: der Einweg- und der Zweiweg-Effekt. Bei der Nutzung des Einweg-Effekts wird der Aktor unterhalb der Martensit-Starttemperatur M_S belastet und somit plastisch verformt. Durch eine Erhöhung der Temperatur oberhalb der Austenit-Finishtemperatur A_F kehrt er wieder in seine Ursprungsform zurück. Wird der Aktor nun wieder abgekühlt, tritt keine weitere Formänderung auf. Beim Zweiweg-Effekt verformt sich der Aktor beim Abkühlen unter M_S . Bei einer anschließenden Erwärmung über die A_F Temperatur kehrt der Aktor zu seiner ursprünglichen Form zurück. Dieser Effekt steht allerdings nur zur Verfügung, wenn vorher eine spezielle thermomechanische Behandlung, das so genannte Training, durchgeführt wurde. Beim Einweg-Effekt lassen sich so Dehnungen bis 7 % und beim Zweiweg-Effekt bis 3,5 % realisieren (Dario u. a., 1992; Janocha, 2010).

Da sich die thermische Formgedächtnisaktoren sehr einfach aufbauen lassen, sind sie nahezu beliebig miniaturisierbar. Ein vermeintlicher Vorteil dieser Aktoren ist ihre große Energiedichte bei kleinem Bauvolumen. Wird ein im Verhältnis zum gesamten Systemvolumen großer Aktor gewählt, um entsprechend hohe Kräfte zu erreichen, heizt sich das System sehr stark auf. Wird allerdings ein verhältnismäßig kleiner Aktor gewählt, um die Aufheizung in Grenzen zu halten, kann nur noch mit geringen Kräften gearbeitet werden. Dies führt dazu, dass die effektive Energiedichte der FGL in einem System um mehrere Größenordnungen unter der Energiedichte des Materials liegt (Peirs, 2001b).

Ein weiterer Nachteil liegt in der geringen Effizienz der FGL, welche rein rechnerisch bei 10 %, in realen Anwendungen sogar nur bei ca. 1 % liegt. Während das Aufheizen des Aktors durch den Einsatz von hohen Strömen zügig durchgeführt werden kann, ist das Abkühlen sehr zeitaufwändig, wodurch das Ansprechverhalten der FGL im Vergleich zu allen anderen hier vorgestellten Prinzipien langsam ist. Eine Regelung der FGL-Aktoren ist aufgrund der Temperaturhysterese nur sehr schwer zu realisieren (Dario u. a., 1992; Janocha, 2010).

4.2.3 Fluidische Antriebe

Fluidische Aktoren, welche in der Technik Anwendung finden, lassen sich in zwei Gruppen unterteilen: zum einen Kolben-Zylinder-Aktoren, zum anderen elastische Aktoren. Da sich mit ihnen hohe Kräfte und lange Hübe realisieren lassen, sind Kolben-Zylinder-Aktoren die am häufigsten verwendeten fluidischen Antriebe. Elastische Aktoren zeichnen sich dadurch aus, dass sie mindestens eine bis auf die Zuleitung abgeschlossene Kavität besitzen, welche sich mit einem angelegten Druck verformen lässt. Sie sind in Auslenkung und Krafterzeugung beschränkt, besitzen aber den Vorteil absoluter Leckagefreiheit (Dario u. a., 1992; De Volder, Reynaerts, 2010).

Die Bereitstellung der Leistung erfolgt in fluidischen Aktoren mit hohen Kräften bei niedrigen Geschwindigkeiten. Ihr Einsatz ist daher meist ohne oder mit nur sehr einfachen Getrieben möglich. Im Gegensatz zu thermischen Aktoren besitzen sie dennoch ein schnelles Ansprechverhalten (Dario u. a., 1992; De Volder, Reynaerts, 2010).

Je nachdem mit welchem fluidischen Medium die Aktoren angetrieben werden, wird zwischen pneumatischen gasgetriebenen und hydraulischen flüssigkeitsgetriebenen Aktoren unterschieden.

Pneumatische Aktoren

Pneumatische Aktoren besitzen den großen Vorteil, dass sie mit Druckluft betrieben werden. So kann das Antriebsmedium nach dem Entspannen im Aktor direkt an die Umgebung abgegeben werden und Leckagen sind, abgesehen vom Leistungsverlust, unproblematisch (Binnard, 1995; De Volder, Reynaerts, 2010).

Auf Grund der niedrigen Viskosität der Luft lassen sich in Pneumatiksystemen hohe Strömungsgeschwindigkeiten und damit in Pneumatikantrieben hohe Arbeitsgeschwindigkeiten realisieren. Die Kompressibilität der Luft wirkt sich allerdings sehr nachteilig auf die Regelbarkeit aus. Eine genaue Kraftregelung lässt sich so nur schwer, eine genaue Positionsregelung überhaupt nicht realisieren. Dies erschwert das in der Chirurgie wichtige feinfühliges Arbeiten mit den Instrumenten. Auch die nutzbaren Kräfte werden durch das Antriebsmedium Luft beschränkt. So liegen in der Pneumatik verwendete Drücke bei maximal 10 bar oder

1 N/mm², da bei höheren Drücken die Explosions- und damit Unfallgefahr aufgrund der in der im kompressiblen Arbeitsmedium gespeicherten Energie zu stark ansteigt (Albrecht, 1993). Da die Fläche, auf die der Druck wirkt, bei der Miniaturisierung quadratisch abnimmt, sinkt die erzeugbare Kraft bei einem bestimmten Druck überproportional mit der Größe des Aktuators (Binnard, 1995; Dario u. a., 1992; De Volder, Reynaerts, 2010).

Hydraulische Aktoren

Im Gegensatz zur Luft sind Hydraulikflüssigkeiten nahezu inkompressibel, sowohl eine Kraft- als auch eine Wegregelung lassen sich mit ihnen leichter realisieren. So lassen sich hochgenau und feinfühlig arbeitende aktuierte Instrumente aufbauen (Albrecht, 1993).

In der Makrotechnik ist das Gewicht der Hydraulikflüssigkeit von Nachteil, aber in den Abmaßen der hier behandelten Anwendung im cm³ oder mm³ Volumenmaßstab vernachlässigbar. Im Gegensatz zur Pneumatik können in der Hydraulik die mit der Miniaturisierung schlechter werdenden Kraftverhältnisse durch einen höheren Druck ausgeglichen werden. Durch diese hohen Drücke lassen sich mit hydraulischen Antrieben sehr hohe Energiedichten, also Kraft pro Gewichtseinheit erzielen (Binnard, 1995; De Volder, Reynaerts, 2010).

Wichtig für die die Anwendung in der Medizintechnik ist ein biokompatibles Hydraulikmedium; physiologische Kochsalzlösungen oder Paraffinöle stellen dafür erste Ansätze dar.

4.3 Bewertung

Teilweise besitzen die Motoren starke Einschränkungen: Piezoaktoren liefern sehr hohe Kräfte, aber kaum Stellweg, Formgedächtnisaktoren erzeugen hohe Kräfte, das Aktorvolumen muss aber klein sein. Aus diesem Grund ist die Betrachtung realer Aktoren sinnvoll, denn prinzipielle Werte liefern keine gute Aussage über die tatsächliche Verwendbarkeit. Für die Bewertung werden die jeweils leistungsstärksten verfügbaren, in Veröffentlichungen oder Firmendatenblättern beschriebenen Aktoren unter 4 mm (5 mm = Wunschwert aus den Anforderungen, -1 mm Umhausung) ausgewählt und in einer Tabelle verglichen.

4.3.1 Ausgewählte Aktoren

Elektrisch

Motor Faulhaber (Faulhaber, 2012a) mit Getriebe und Spindel (Faulhaber, 2012b):

Durchmesser [mm]	3,4
Länge [mm]	22,8
Hub [mm]	10,25
Kraft [N]	0,7
Geschwindigkeit [mm/sek.]	2

Piezelektrisch

Squiggle Motor von New Scale Technologies (Henderson, 2006):

Durchmesser [mm]	1.55 x 1.55
Länge [mm]	6
Hub [mm]	10
Kraft [N]	0,20
Geschwindigkeit [mm/sek.]	5

Thermisches Formgedächtnis

Draht (SAES Getters Group, 2013b)

Durchmesser [mm]:	0,5
Länge [mm]:	30
Hub [mm]:	1,05
Kraft [N]:	33

Feder (SAES Getters Group, 2013a)

Durchmesser [mm]:	3
Länge [mm]:	8
Hub [mm]:	2
Kraft [N]:	2

Pneumatik

Festo Zylinder EG-4-5-PK-2 (Festo AG, 2012)

Durchmesser [mm]:	5
Länge [mm]:	41
Hub [mm]:	5
Kraft [N]:	4,8
Geschwindigkeit [mm/s]:	1000
Max. Arbeitsdruck [bar]:	7

Hydraulik

Hydraulikzylinder (De Volder, 2007)

Durchmesser [mm]:	1,3
Länge [mm]:	13
Hub [mm]:	10
Kraft [N]:	1
Geschwindigkeit [mm/s]:	1200
Max. Arbeitsdruck [bar]:	15

4.3.2 Vergleichstabellen

Tabelle 3: Aktordaten aus den Datenblättern

Aktuierungsprinzip	Durchmesser [mm]	Querschnittfläche [mm ²]	Länge [mm]	Hub [mm]	Kraft [N]
elektromagnetisch	3,4	9,1	22,8	10,25	0,7
piezoelektrisch	1,55x1,55	2,4	6	10	0,2
thermisches Formgedächtnis - Draht	0,5	0,2	30	1,05	33
thermisches Formgedächtnis - Feder	3	7,1	8	2	2
pneumatisch	5	19,6	41	5	4,8
hydraulisch	1,3	1,3	13	10	1

Tabelle 4: Berechnete Werte zum Vergleich der Aktorprinzipien

Aktuierungsprinzip	Hub [% der Aktorlänge]	Kraft pro Aktorfläche [N/mm ²]	Energiedichte [mJ/mm ³]	Regelbarkeit	Geschwindigkeit
elektromagnetisch	44,96	0,08	0,035	sehr gut	ausreichend
piezoelektrisch	166,67	0,08	0,139	sehr gut	ausreichend
thermisches Formgedächtnis - Draht	3,50	168,15	5,885	schlecht	sehr schlecht
thermisches Formgedächtnis - Feder	25,00	0,28	0,071	schlecht	sehr schlecht
pneumatisch	12,20	0,24	0,030	schlecht	sehr gut
hydraulisch	76,92	0,75	0,580	gut	sehr gut

4.3.3 Zustandekommen der Vergleichswerte

Da die Aktoren unterschiedliche Baugrößen besitzen und somit Hübe und Kräfte nicht direkt vergleichbar sind, werden aus den Auszügen aus den Datenblättern Vergleichswerte errechnet, die unabhängig von der Baugröße sind. Die errechneten Werte sind: die Angabe des Hubs in % der Aktorlänge ($100 \times \text{Aktorlänge} / \text{Aktorhub}$), Kraft pro Aktorfläche ($\text{Kraft} / \text{Querschnittsfläche des Aktors}$) und als Kombination der beiden die Energiedichte, die jeweils von den einzelnen Aktoren erreicht wird.

Die Aussagen über die Regelbarkeit wurden aus den vorangegangenen Beschreibungen zusammengefasst.

Bei der Verfahrensgeschwindigkeit wurden für den Vergleich nur qualitative Angaben verwendet, da für die Formgedächtnisantriebe keine Werte in Erfahrung gebracht werden konnten. Aus der Literatur lässt sich entnehmen, dass sich in Aktoren, die in Systemen eingesetzt werden, nur sehr niedrige Geschwindigkeiten von 0,15 mm/s und weniger (Micro and Precision Engineering Research Group Katholische Universität Leuven, 2010) realisieren lassen. Daher werden die Formgedächtnisaktoren in diesem Punkt mit „sehr schlecht“ bewertet.

4.3.4 Auswertung

Der Vergleich der Aktorprinzipien zeigt, dass die Energiedichte bei allen betrachteten Elektromotoren, im Verhältnis zu den anderen Antrieben gering ist. Dadurch lassen sich bei den entsprechend kleinen Baugrößen auch nur geringe Kräfte erreichen. Mit einer Übersetzung ist zwar eine Krafterhöhung möglich, diese führt jedoch zu entsprechend langsamen Verfahrensgeschwindigkeiten (Binnard, 1995; Peirs, 2001b). Elektromotoren sind aus diesen Gründen nicht für den direkten Antrieb von chirurgischen Instrumenten im Körper geeignet.

Die Energiedichte ist bei den Formgedächtnislegierungen in der Theorie am höchsten. Doch die Literatur zeigt, dass auf Grund der starken Erwärmung des Aktors im Verhältnis zum Gesamtsystem nur kleine Aktorvolumen möglich sind. Daher liegen die mit Formgedächtnislegierungen wirklich realisierbaren Kräfte um ein bis zwei Größenordnungen unter den theoretisch berechneten und sind damit für die hier untersuchte Anwendung zu gering (Micro and Precision Engineering

Research Group Katholike Universität Leuven, 2010; Nespoli u. a., 2010). Während die Regelung von FGL-Aktoren sehr kompliziert, aber dennoch möglich ist, bleibt die langsame Arbeitsgeschwindigkeit dieser Aktoren, ein weiteres Hindernis im Einsatz in chirurgischen Instrumenten.

Der Pneumatik sind enge Leistungsgrenzen in der Mikrosystemtechnik durch die Beschränkung der Höhe des verwendbaren Drucks gesetzt, wodurch sich mit ihr keine ausreichenden Kräfte für den Einsatz in den in dieser Arbeit thematisierten Instrumenten erreichen lassen. Zudem ist die Regelbarkeit sehr schlecht. Bei einer Wegregelung sind praktisch nur Schaltstellungen mit Anschlägen möglich. Sinnvoll lässt sich nur eine Kraftregelung realisieren, was bei Positionieraufgaben wie Abwinkeln oder Drehen von Instrumenten völlig ungeeignet ist.

Trotz relativ niedriger Arbeitsdrücke im Vergleichsaktor liegt die mit der Hydraulik erreichbare Energiedichte nur eine Zehnerpotenz unter der der Formgedächtnislegierungen und bis zu zwanzigmal höher als bei den Elektroantrieben. Die Kraft eines Hydraulikzylinders ergibt sich aus dem Produkt aus Kolbenfläche und Druck im Hydraulikmedium. Durch eine durchaus realistische Erhöhung (siehe Kapitel 6, 7) des Arbeitsdrucks um das zehnfache und mehr, lässt sich die Energiedichte sogar noch erheblich steigern. Dabei sind die mit den Hydraulikaktoren realisierbaren Geschwindigkeiten mehr als ausreichend für den Einsatz in chirurgischen Instrumenten. Durch das nahezu inkompressible Verhalten der Hydraulikflüssigkeit, ist sowohl eine Wegregelung über Durchfluss als auch eine Kraftregelung über Druck möglich.

Nach dem durchgeführten Aktorikvergleich erscheint die Hydraulik am besten geeignet, die in Abschnitt 3.4 erarbeiteten Anforderungen an Antriebe für Instrumente in der MIC zu erfüllen. Die Ergebnisse lassen sich zudem durch andere Gegenüberstellungen in der Literatur, welche zu vergleichbaren Aussagen kommen, bestätigen (Albrecht, 1993; Binnard, 1995; Peirs, 2001b; Schenke, 2013).

5 Lösungsansatz

In Kapitel 3 konnte gezeigt werden, dass eine Weiterentwicklung der in der minimal invasiven Chirurgie eingesetzten Instrumente ohne Miniaturantriebe nicht möglich ist. Die Untersuchung des Stands der Technik in Kapitel 4 hat gezeigt, dass die Hydraulik die idealen Voraussetzungen als Antriebstechnik für minimal invasive Instrumente besitzt.

Kapitel 5 soll nun zur Entwicklung und theoretischen Evaluierung von Konzepten für den Einsatz der Hydraulik in den entsprechenden Instrumenten dienen. Dazu werden im ersten Abschnitt Bauteilkonzepte für Hydraulikkomponenten entwickelt, mit welchen die Anforderungen aus Kapitel 3 erfüllt werden können. Mit diesen Komponenten entstehen anschließend konkrete Konzepte für Instrumente, bei denen die Vorteile der Hydraulik zum Tragen kommen.

5.1 Bauteilkonzepte

In diesem Abschnitt werden Konzepte für die einzelnen Komponenten eines Hydrauliksystems erarbeitet, mit denen theoretisch die Anforderungen aus Kapitel 3 erfüllt werden können.

5.1.1 Aktoren

Die Recherchen zum Stand der Technik haben gezeigt, dass zwei grundsätzliche Bauweisen von Hydraulikaktoren üblich sind, Kolbenstangenzylinder und elastische Aktoren. Kolbenstangenzylinder ermöglichen hohe Kräfte und lange Hübe, können aber auch Leckageprobleme mit sich bringen. Elastische Aktoren haben ihren Hauptvorteil in der Leckagefreiheit, liefern aber nur schwache Kräfte bei kleinen Hüben. Es ist zu erwarten, dass sich Hygiene- und Biokompatibilitätsprobleme mit dem Einsatz geeigneter Materialien und Hydraulikflüssigkeiten lösen lassen. Größte Schwierigkeit bleibt eine ausreichende Krafterzeugung bei entsprechenden Verfahrenswegen in den vorhandenen kleinen Dimensionen. Aus diesem Grund werden im Folgenden nur Kolbenstangenzylinder untersucht.

Diese Zylinder sollten in sehr kleinen Abmessungen realisierbar sein. So ist zum einen die Mikrofertigung im einstelligen Millimeter Maßstab möglich, zum anderen sind Dichtungen bis 2,8 mm Durchmesser als genormte Standardteile erhältlich. Es existieren aber auch noch kleinere Ausführungen in den Katalogen verschiedener Hersteller (APPLE Rubber, 2013; ARCUS GmbH, 2013). So sollte der Aufbau von hydraulisch getriebenen Instrumenten mit einem Durchmesser von < 3 mm möglich sein.

Als minimaler Funktionsumfang müssen mit diesen Instrumenten, wie im Kapitel 3 gezeigt, Greif- und Spreizbewegungen möglich sein. Wünschenswert wären allerdings noch zusätzliche Freiheitsgrade, zum Abwinkeln und Geradstellen des Effektors an der Instrumentenspitze.

Die jeweils gegensätzlichen Bewegungen können dabei mit einem einfachwirkenden Zylinder realisiert werden, in welchem die Rückstellung über ein federndes Element erfolgt. Alternativ ist auch ein Ansatz mit zwei einfachwirkenden Zylindern, die in entgegengesetzter Richtung arbeiten, denkbar. Als dritte Lösung kommt ein doppelwirkender Zylinder in Frage, mit dem eine Aktuierung in beide Richtungen möglich ist.

Im Folgenden werden Konzepte für einfach- und doppelwirkende Zylinder erarbeitet und auf ihr Potenzial zum Einsatz in chirurgischen Instrumenten untersucht. Wichtigstes Kriterium ist die Möglichkeit zur Miniaturisierung der Ansätze.

Einfachwirkend

Einfachwirkende Zylinder, bei denen die Rückstellung über ein Federelement erfolgt, bestehen aus sechs funktionellen Elementen, welche in Abbildung 11 dargestellt sind. Die Zuwendung der Kolbenstange zur distalen Seite und der Hydraulikzuleitung zur proximalen Seite des Instruments ergibt sich als konstruktionstechnisch naheliegende Lösung.

Das Federelement kann sowohl an der druckabgewandten Seite des Kolben als Druckfederelement oder auf der druckzugewandten Seite als Zugfeder positioniert sein.

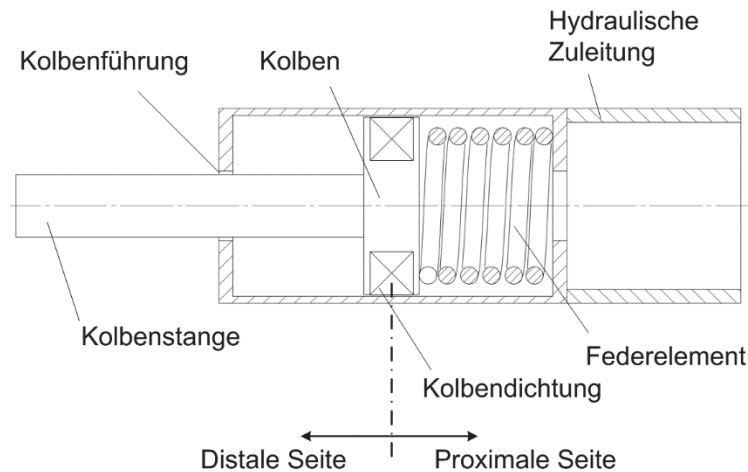
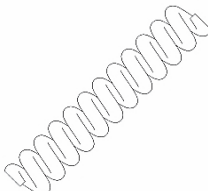







Abbildung 11: Funktionale Elemente des einfachwirkenden Zylinders

Schraubenfedern, Biegefederstrukturen und Metallgeflechte können in beiden Varianten, also sowohl als Druck- als auch als Zugfederelemente eingesetzt werden. Tellerfedern und Evolutfedern sind hingegen nur als Druckfeder geeignet. Superelastischer Draht (z.B. aus Nitinol), bei dem die Dehnung des Drahtes für die Federwirkung verwendet wird, kann hingegen nur als Zugfederelement eingesetzt werden.

Tabelle 5: Vergleich unterschiedlicher Federelemente

	Schraubenfeder	Biegefeder	Drahtgeflecht
Werkstoff	Federstahl / Nitinol	Federstahl / Nitinol	Federstahl / Nitinol
Wirkweise	Zug / Druck	Zug / Druck	Zug / Druck
Abbildung			
	Evolutfeder	Tellerfeder	Zugdraht
Werkstoff	Federstahl / Nitinol	Federstahl / Nitinol	Nitinol
Wirkweise	Druck	Druck	Zug
Abbildung			

Die Nutzung superelastischer Materialien für die Realisierung der Federelemente bietet den Vorteil einer nahezu konstanten Rückstellkraft des Hydraulikkolbens

über einen relativ großen axialen Verfahrweg. Außerdem können Federelemente aus Nitinol durch die hohen möglichen Dehnungen weit mehr Energie aufnehmen als Federn vergleichbarer Größe zum Beispiel aus Federstahl. Dies ist vor allem bei den noterndigen hohen Kräften und kleinen Bauteilabmessungen von großem Vorteil. Nitinol eignet sich besonders für die Herstellung von Schraubenfedern, Tellerfedern, Metallgeflechten, Biegefedern und Evolutfedern. Tabelle 5 die unterschiedlichen Bauformen der beschriebenen Federelemente schematisch dar

Eine Sondervariante des einfachwirkenden Hydraulikzylinders stellt der Zylinder mit Zugdrahtrückstellung dar. Bei dieser Ausführung verläuft ein Zugdraht konzentrisch in der hydraulischen Zuleitung bis ans proximale Ende des Instruments, wo eine Zugkraft auf ihn aufgebracht werden kann. Diese Zugkraft sorgt für die Rückstellung des Hydraulikkolbens. Der Vorteil der Lösung ist die räumliche Kompaktheit des Zylinders aufgrund des entfallenden Federelements.

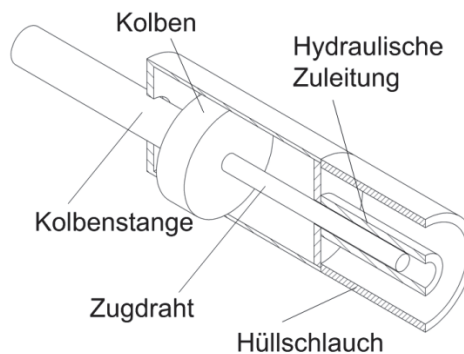


Abbildung 12: Einfachwirkender Hydraulikzylinder mit Zugdrahtrückstellung

Doppeltwirkend

Bei einem doppeltwirkenden Hydraulikzylinder lassen sich beide Seiten des Kolbens mit Druck beaufschlagen. Analog zum einfachwirkenden Zylinder wird im Nachfolgenden die vordere hydraulische Kammer, durch die die Kolbenstange führt, als distale Seite und die hintere Kammer als proximale Seite bezeichnet.

Im Gegensatz zur einfachwirkenden Ausführung, bei der sich die verschiedenen Varianten hauptsächlich in der Platzierung und Ausgestaltung des Federelements unterscheiden, variieren die unterschiedlichen doppeltwirkenden Zylinder in der Zuführung des Hydraulikfluids zu den beiden Zylinderkammern. Durch die sehr eingeschränkten Platzverhältnisse an der Spitze der chirurgischen Instrumente, müssen die hydraulischen Anschlüsse in axialer Richtung nach hinten orientiert

werden, um so die beiden hydraulischen Leitungen in Verlängerung der Zylinderachse platzsparend anschließen zu können.

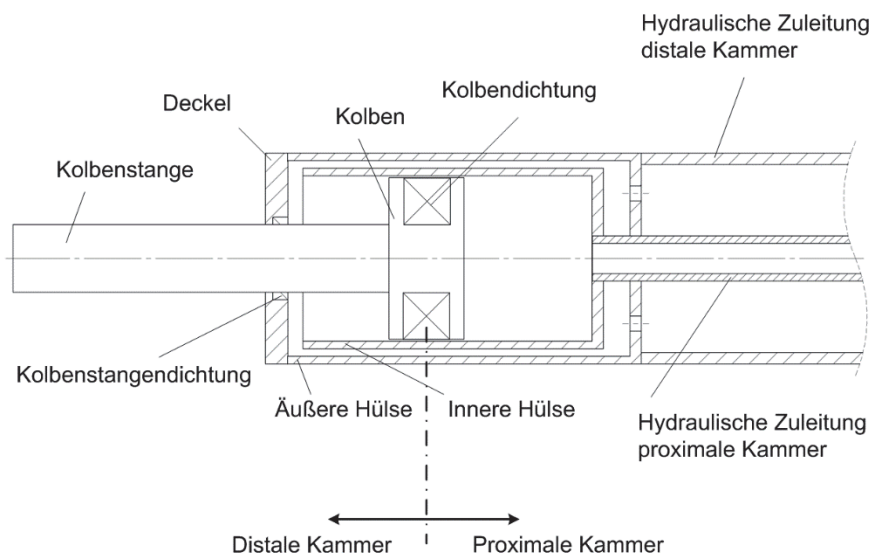


Abbildung 13: Doppeltwirkender Hydraulikzylinder mit konzentrischen Hülsen

Neben einer zusätzlichen Hydraulikleitung, welche am Kolben vorbeigeführt werden muss, benötigt der doppeltwirkende Zylinder zusätzliche funktionelle Elemente wie eine Kolbenstangendichtung (Abbildung 13), welche neben dem konstruktiven und montagetechnischen Aufwand die Verlustreibung im Betrieb deutlich erhöht.

Abbildung 13 zeigt eine doppeltwirkende Lösung mit zwei konzentrischen Hülsen, bei der das Hydraulikmedium an der Außenfläche der inneren Hülse vorbei zur vorderen Kammer geleitet wird, wo es Druck auf die Vorderseite des Kolbens ausübt. Es ist möglich die hintere Kammer und Kolbenfläche über die innere Hülse direkt mit Druck zu beaufschlagen. Die hydraulischen Zuleitungen können sowohl als konzentrische Schläuche (Abbildung 13) als auch achsparallel angeschlossen sein (Abbildung 14).

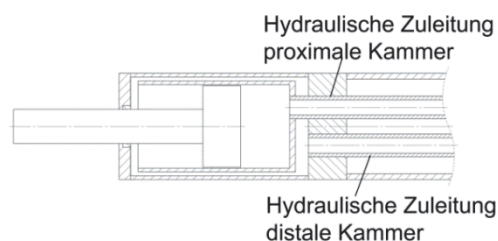


Abbildung 14: Achsparalleler Anschluss Hydraulikschläuche

Eine weitere Möglichkeit besteht in der Durchleitung der Hydraulikflüssigkeit durch den Kolben. Dazu wird die Druckversorgung für die vordere Kammer an einer axialen Bohrung im Kolben angeschlossen. Über radiale Löcher in der Kolbenstange gelangt das Hydraulikfluid in die Zylinderkammer. Die Befestigung des hydraulischen Anschlusses am Kolben setzt allerdings voraus, dass die hydraulische Zuleitung die axiale Verschiebung des Kolbens im Zylinder durch eine Längenänderung ausgleicht (Abbildung 15).

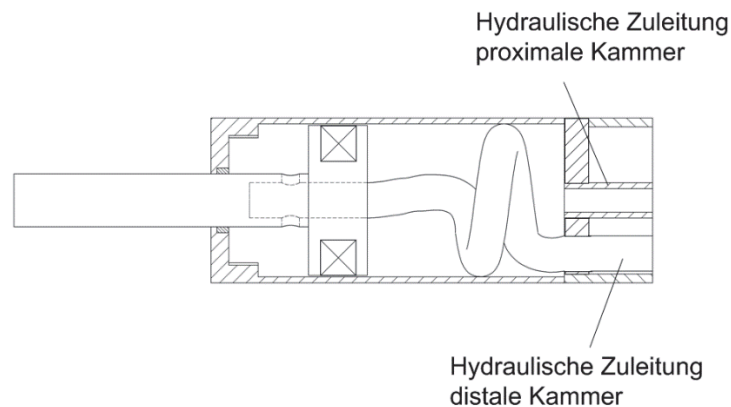


Abbildung 15: Aufbau doppeltwirkender Zylinder mit Zuleitung des Hydraulikfluids in die 2. Kammer durch den Kolben

Die Längenänderung kann dabei innerhalb der hinteren Kolbenkammer oder auf der gesamten Länge der hydraulischen Zuleitung zum Zylinder im Instrumentenschaft erfolgen. Soll die Längenänderung innerhalb einer kurzen Wegstrecke realisiert werden, bieten sich die Verwendung von superelastischen Rohren oder alternativ die spiralförmige Verlegung der Zuleitung an. Dabei wird die Längenänderung in der Zuleitungsstrecke entweder durch die Dehnung des Rohres oder die Längung der Spirale ausgeglichen.

Wird das Hydraulikfluid über einen exzentrischen Kanal in die vordere Zylinderkammer geleitet, reduziert sich der Platz für Kolben und Zylinder. Dadurch wird der mit Druck beaufschlagte Querschnitt reduziert und somit die erreichbare Kraft verringert. Eine Möglichkeit, bei der die Reduktion des Durchmessers des Arbeitszylinders weniger stark ausfällt, ist die ebenfalls exzentrische Anordnung des Zylinders (Abbildung 16). Durch diese konstruktive Anpassung liegt allerdings die Zylinderachse nicht mehr auf der Symmetrieachse der Instrumentenspitze. Das Getriebe, welches den Effektor an der Spitze des Instruments antreibt, muss dementsprechend angepasst werden.

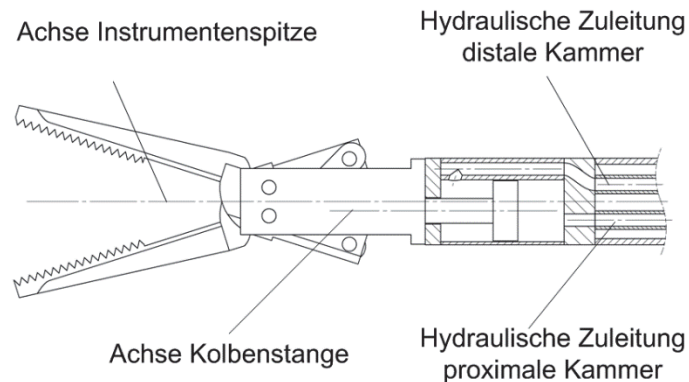


Abbildung 16: Aufbau doppeltwirkender Zylinder mit Zuleitung des Hydraulikfluids in die 2. Kammer durch exzentrischen Kanal

Bewertung der Zylinderbauformen

Einfachwirkend

Der größte Vorteil des einfachwirkenden Zylinders für die Anwendung in minimal invasiven Instrumenten liegt darin, dass er nur aus sehr wenigen Teilen besteht. Durch diesen simplen Aufbau ist er bestens für die Miniaturisierung, eine der Hauptanforderungen an die Instrumentenantriebe, geeignet. Auch die Zuleitung der Hydraulikflüssigkeit lässt sich sehr einfach gestalten. Da kein Bauraum für eine zweite Leitung verloren geht, welche am Kolben vorbeigeführt werden muss, lässt sich mit einem einfachwirkenden Zylinder die maximale Kolbenfläche und damit die, bei gegebener Baugröße, maximale Kraft realisieren.

Die Entlüftung der Zuleitung und des Kolbens ist aufgrund der geplanten Baugröße schwierig. Zudem ist zur Erzeugung der Kraft, welche eine Rückstellung des Zylinders erzeugt, ein zusätzliches Federelement oder zweiter Zylinder, welcher die in entgegengesetzte Richtung des ersten wirkt, nötig.

Doppeltwirkend

Der doppeltwirkende Zylinder ermöglicht eine vom Benutzer angetriebene Bewegung in zwei Richtungen. So wird die in den Anforderungen gewünschte Möglichkeit einer aktiven Greif- und Spreizbewegung in einem Instrument ohne ein zusätzliches Federelement oder einen zweiten Zylinder möglich. Da die beiden

Bauelemente, welche Kraft und Gegenkraft erzeugen, in einem Bauteil integriert werden, wird dieses Agonist-Antagonist System sehr kompakt.

Nachteile ergeben sich zum Beispiel dadurch, dass Kolben und Kolbenstange abgedichtet werden müssen. Dies führt dazu, dass im Vergleich zum federnd rückgestellten, einfachwirkenden Zylinder mehr Dichtungen benötigt werden, wodurch sich die Reibungsverluste im Zylinder erhöhen. Die zusätzliche zweite Zuleitung zur vorderen Kammer muss aufwändig durch den Kolben oder am Zylinder vorbeigeführt werden, was zwangsläufig zu einer kleineren Kolbenfläche und bei gleichem Druck zu einer geringeren möglichen Kraft gegenüber dem einfachwirkenden Zylinder führt. Auch die Entlüftung des gesamten Systems wird durch die zwei Hydrauliksysteme pro Zylinder noch komplizierter.

5.1.2 Dichtungen

Für die Abdichtung der Miniaturhydraulikzylinder sind bei den einfachwirkenden Varianten eine Abdichtung des Kolbens und bei der doppeltwirkenden Variante eine Abdichtung des Kolbens und der Kolbenstange notwendig. Als Dichtelemente kommen einfach aufgebaute Dichtungen infrage, welche ein entsprechendes Miniaturisierungspotential besitzen. Komplizierte Dichtungen, welche aus mehreren Komponenten, wie zum Beispiel zusätzlichen Stütz- oder Führungsringen aufgebaut werden, sind aufgrund ihres großen Bauvolumens nicht geeignet. Es kommen hauptsächlich O-Ringe, X-Ringe und Lippendichtungen in Frage. Die einzelnen Varianten sind in Abbildung 17 dargestellt.

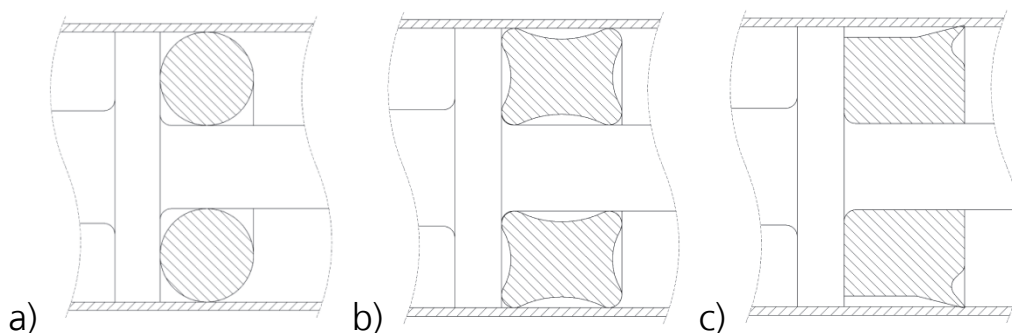


Abbildung 17: Dichtungsvarianten: (a) O-Ring, (b) X-Ring, (c) Lippendichtung

Diese einfachen Dichtungsvarianten (O-Ring, X-Ring) existieren in Standardgrößen von wenigen mm Durchmesser, welche im Mikrospritzguss hergestellt werden (ARCUS GmbH, 2013).

Lippendichtungen sind in diesen kleinen Durchmessern nur als Sonderanfertigung erhältlich. Die verfügbaren Lippendichtungen in diesen kleinen Größen werden spanend hergestellt. Die spanende Bearbeitung von Elastomeren erreicht jedoch weitaus schlechtere Toleranzen als der Mikrospritzguss. Zwar ist prinzipiell auch die Herstellung von Lippendichtungen im Mikrospritzguss möglich, durch die Sonderanfertigung sind allerdings Mindestabnahmen von mehreren 1000 Stück nötig.

Einen entscheidenden Einfluss hat zudem auch das Dichtungsmaterial. Gerade im Spritzguss lassen sich eine große Anzahl von Dichtmaterialien verarbeiten (ARCUS GmbH, 2012). Wichtig bei der Auswahl der Dichtungen für hydraulische Antriebe in der Medizin sind vor allem Biokompatibilität und Sterilisierbarkeit. Bei Wasser als Hydraulikmedium ist aufgrund der fehlenden Schmierung auf eine geringe Reibung zu achten, während bei Ölen die Beständigkeit des Dichtmaterials gegenüber dem Medium entscheidend ist.

Eine weitere Möglichkeit stellt der Einsatz von berührungslosen Dichtungen dar. Sie basieren auf den Gesetzen der Strömungsphysik und wandeln die durch Druckunterschiede hervorgerufene kinetische Energie von Flüssigkeiten oder Gasen mittels Reibung und/oder Verwirbelungen in Wärmeenergie um. Diese Dichtvariante ist sehr reibungsarm, hat nahezu keinen Verschleiß und ist daher sehr wartungsarm. Die Tatsache, dass zum Aufbau dieser Dichtung keine zusätzlichen Bauteile benötigt werden, ist vor allem für die Miniaturisierung ein erheblicher Vorteil. Nachteile sind allerdings die verhältnismäßig großen Leckströme und die sehr hohen Anforderungen an die Maßgenauigkeit der Bauteile. Wobei gerade die Größe der Maßtoleranz durch eine Miniaturisierung der Bauteile begünstigt wird. Berührungslose Dichtungen lassen sich in zwei Varianten aufbauen, Spaltdichtungen und Labyrinthspaltdichtungen (siehe Abbildung 18).

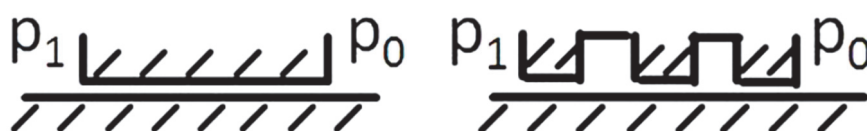


Abbildung 18: Spaltdichtung (l) und Labyrinthspaltdichtung (r)

Spaltdichtungen sind berührungsfreie Dichtungen mit glattem Durchgangsspalt, welcher laminar durchströmt wird. Diese Dichtung ist hauptsächlich für inkompressible Fluide, also Flüssigkeiten geeignet. Der Volumenstrom \dot{V} durch diese Dichtung, ist proportional zur 3. Potenz des Dichtspaltes h und damit, wie bereits beschrieben, sehr stark von der Fertigungstoleranz abhängig. Der Volumenstrom lässt sich mit dem Durchmesser des Zylinders D , dem Druckunterschied Δp , der Viskosität des Mediums η , der Länge des Dichtspaltes L und der Formel:

$$\dot{V} = \frac{\pi \cdot D \cdot \Delta p \cdot h^3}{12 \cdot \eta \cdot L} \quad [5-1]$$

berechnen (Haberbauer, 2009; Müller, Nau, 2013). Wird der Kolben mit der Geschwindigkeit u bewegt, erhöht sich die Leckage und berechnet sich wie folgt:

$$\dot{V} = \frac{\pi \cdot D \cdot \Delta p \cdot h^3}{12 \cdot \eta \cdot L} + \frac{u \cdot h}{2} \quad [5-2]$$

Die Labyrinthspaltdichtung stellt eine Hintereinanderschaltung von Drosselstellen dar, bei denen jeweils die Strömungsgeschwindigkeit durch Verwirbelung in Wärme umgesetzt wird. Sie wird vorzugsweise bei turbulenten Gasströmen angewendet. Je mehr Spalte, desto größer ist die Dichtwirkung. Bei der Volumstromberechnung ist meist eine empirisch zu ermittelnde Labyrinthkennzahl notwendig (Haberbauer, 2009).

5.1.3 Zuleitungen und Peripherie

In diesem Abschnitt werden mögliche Ausführungen der Komponenten zur Druckerzeugung und Verteilung auf die Aktoren betrachtet. Beginnend mit den einzelnen Varianten von Druckerzeugern über Ventile bis hin zu den Leitungen. Den Abschluss bildet die Beschreibung des grundlegenden Systemkonzepts, auf dem die restlichen Entwicklungen in den folgenden Teilen dieser Arbeit aufbauen.

Druckerzeuger

Der Druckerzeuger stellt den nötigen Hydraulikdruck zur Aktuierung der Zylinder zur Verfügung. Es sind zwei Varianten zur Druckerzeugung möglich, die händische oder maschinelle Druckerzeugung. Die maschinelle Druckerzeugung lässt

sich in diverse Varianten realisieren. Dabei können zwei Grundbauweisen unterschieden werden, Umlauf- und Hubverdrängermaschinen.

Zu den Umlaufverdrängermaschinen gehören Zahnrad-, Schrauben- und Flügelzellenmaschinen welche durch Drehung von Zahnrädern, Zellen oder Kammern das Medium verdrängen. Diese Maschinen fördern das Hydraulikmedium kontinuierlich, benötigen also keine Umkehr der Bewegungsrichtung zwischen dem Ansaugen und dem Ausschieben. Sie sind vor allem für hohe Flüsse und niedrige Drücke geeignet. Durch eine meist ungünstige Form der Dichtungslinie in diesen Maschinen haben sie höhere Verlustströme als Hubverdränger. Eine hochgenaue volumetrische Regelung ist mit ihnen nicht möglich.

Axial- oder Radialkolbenpumpen sind die wichtigsten Bauweisen von Hubverdrängermaschinen, welche das Hydraulikmedium durch eine zyklische Längsbewegung der Kolben verdrängen. Durch die Bewegungsumkehr des Kolbens zwischen Ansaugen und Ausschieben erfolgt die Förderung des Hydraulikmediums intermittierend. Hubverdränger sind vor allem für hohe Drücke und niedrige Flüsse geeignet. Niedrige innere Verluste erlauben eine sehr genaue volumetrische Regelung und die bedingte Arbeit mit Unterdruck (Will, Gebhardt, 2011). Zudem ist bei Hubverdrängern die Ausführung aller Teile, die mit dem Hydraulikmedium in Kontakt kommen, für den Einmalgebrauch denkbar.

Für die händische Druckerzeugung existieren quasi nur Hubverdränger. Dabei wird die Handkraft mit einer langen Stange als Hebel bei größeren Systemen, oder mit einem Zangengriff bei kleineren Systemen, auf den Kolben übertragen.

Aus den Anforderungen lässt sich abschätzen, dass sich die verwendeten Flüssigkeitsvolumen im mm^3 Bereich befinden. Um die geforderten Kräfte bei den kleinen Aktordurchmessern zu erreichen, werden hingegen hohe Drücke benötigt. Die feinfühligste Handhabung der Instrumente erfordert zudem eine sehr genaue Bewegungsübertragung, was für die Hydraulik eine sehr genaue volumetrische Steuerung oder Regelung bedeutet. Eine Hubverdrängermaschine stellt somit die ideale Lösung für Druckerzeugung in dem aufzubauenden hydraulischen System für chirurgische Instrumente dar. Zudem bietet sich so der Vorteil, maschinell und händisch aktuierte Zylinder gegeneinander auszutauschen oder parallel zum Antrieb eines Systems zu verwenden. So sind maschinell erzeugte Drücke sehr präzise zu regeln, erfordern allerdings einen hohen technischen Aufwand. Auf der

anderen Seite lassen sich händisch, also manuell, erzeugte Drücke weit unpräziser regeln, benötigen aber einen sehr geringen technischen Aufwand.

Ventile

Zur Verteilung des Drucks vom Druckerzeuger und zum Schalten der einzelnen Zylinder werden Ventile benötigt. Mit kleinen Ventilen, die sich zusätzlich zu den Zylindern an der Spitze der Instrumente anordnen ließen, könnte das gesamte Hydrauliksystem mit nur einer Zuleitung vom Druckerzeuger versorgt werden. Diese Ventile existieren zurzeit nur in der Forschung (Moers u. a., 2012; Oh, Ahn, 2006). Ein großes Problem selbst dieser existierenden Lösungen ist, dass sie meist nur für kleine Drücke und Durchflüsse geeignet sind. Außerdem ist der von ihnen eingenommene Bauraum oft größer als der der anzusteuern den Aktuatoren (De Volder, Reynaerts, 2010).

Zur beschriebenen Kombination der Ventile und Aktoren an der Instrumentenspitze sind zwei Alternativen denkbar: zum einen große Ventile, welche außerhalb des eigentlichen Instruments nahe der Druckerzeugung platziert werden. Dort verteilen und regeln sie den Fluss des Hydraulikmediums, welches dann über jeweils eine Zuleitung pro Zylinderkammer transportiert wird; zum andern der Einsatz eines separaten Druckerzeugers für jeden Aktuator. In Sachen Regelbarkeit bringt dieser Aufbau erhebliche Vorteile mit sich, da beim Einsatz einer hochgenauen Kolbenpumpe als Druckerzeuger der Verfahrensweg des Zylinders direkt über den Pumpenhub gesteuert werden kann.

Da bei beiden Lösungen alle Leitungen gleichzeitig durch den Schaft des Instruments zur Spitze geführt werden müssen, hängt die Praktikabilität dieser Alternativen, vor allem bei mehreren Hydraulikzylindern, vom minimal möglichen Durchmesser der Hydraulikleitungen ab (siehe auch Kapitel Hydraulikzuleitungen).

Hydraulikzuleitung

Die Hydraulikleitungen verbinden die Arbeitszylinder im Instrument mit der externen Druckerzeugung. Den Anforderungen zufolge sollen die Leitungen eine möglichst hohe Flexibilität, also einen kleinen Biegeradius und geringe Biegesteifigkeit

besitzen. Beides wird begünstigt durch einen möglichst kleinen Leitungsdurchmesser. Für die Minimierung der Leitungsdicke spricht auch der geforderte kleine Bauraum. Im Gegenzug erhöht ein zu kleiner Leitungsdurchmesser die Leitungsverluste, was zu einer verringerten Verfahrgeschwindigkeit des Kolbens sowie einer verschlechterten Kraftrückkopplung an die Druckerzeugung führt.

Aus diesem Grund soll, unter Berücksichtigung der geforderten Aktorgröße, im folgenden Abschnitt der minimale Leitungsdurchmesser bei gleichzeitig noch zu vertretenden Verlusten bestimmt werden. Alle in diesem Abschnitt folgenden Ausgangsformeln und -werte sind, wenn nicht anders angegeben, aus (Will, Gebhardt, 2011) entnommen.

Zur Auslegung muss zunächst der bei geforderter Aktorgröße nötige Durchfluss Q berechnet werden. Dieser ergibt sich bei einem Hydraulikzylinder aus dem Zylindervolumen also dem Produkt aus Kolbenfläche A_k und Kolbenhub l_k und der maximalen Schließzeit t_s .

$$Q = A_k * \frac{l_k}{t_s} \quad [5-3]$$

Aus den Anforderungen werden, Kolbendurchmesser $d_k=3\text{mm}$ und Kolbenhub $l_k=10\text{mm}$ entnommen. Daraus lässt sich die Kolbenfläche zu:

$$A_k = \frac{\pi}{4} * d_k^2 = \frac{\pi}{4} * (3\text{mm})^2 = 7,07 \text{ mm}^2 \quad [5-4]$$

berechnen. Zusammen mit einer verlangten Schließzeit von $t_s=0,5\text{s}$ ergibt sich dann ein Durchfluss von:

$$Q = 7,07\text{mm}^2 * \frac{10\text{mm}}{0,5\text{s}} = 141,4 \frac{\text{mm}^3}{\text{s}} \quad [5-5]$$

Zur Überprüfung, ob die Strömung laminar oder turbulent ist, wird für die möglichen Hydraulikflüssigkeiten (siehe 5.1.2 ff.), isotone Kochsalzlösung und medizinisches Weißöl, bei einem sehr kleinen Rohrdurchmesser d_r (0,1mm), die Reynoldszahl bestimmt. Aus dem Durchfluss Q , dem hydraulischen Durchmesser d_h , dem durchströmten Querschnitt A und der Viskosität des strömenden Mediums ν berechnet sich die Reynoldszahl wie folgt:

$$Re = \frac{Q \cdot d_h}{A \cdot \nu} \quad [5-6]$$

Mit $d_h = d_r$ für kreisförmige Rohrquerschnitte, dem Rohrquerschnitt $A = \frac{\pi}{4} \cdot d_r^2$, der Viskosität $\nu_{iso} = 1,3 \frac{mm^2}{s}$ für isotone Kochsalzlösung bzw. $\nu_{med} = 43 \frac{mm^2}{s}$ für medizinisches Weißöl ergeben sich die Reynoldszahlen: $Re_{iso} = 1087$; $Re_{med} = 32,9$. Beide Werte liegen unter der Grenzreynoldszahl von 2320, bei der ein Übergang von laminarer in turbulente Strömung stattfindet. Da mit 0,1 mm Durchmesser ein sehr kleiner Rohrdurchmesser betrachtet wurde und sich die Reynoldszahl antiproportional zum Durchmesser verhält, kann bei den folgenden Betrachtungen stets von einer laminaren Strömung ausgegangen werden.

Für gerade Rohrleitungen bei laminarer Strömung lässt sich der Widerstandsbeiwert ζ theoretisch berechnen, dabei gilt:

$$\zeta = \Delta p \cdot \frac{2}{\rho} \cdot \frac{A^2}{Q^2} \quad [5-7]$$

In kreisförmigen Rohrleitungen lässt sich ζ auch mit Hilfe des dimensionslosen Rohrreibungswertes λ , der Rohrlänge l und dem Rohrdurchmesser d_r berechnen. Dabei gilt:

$$\zeta = \lambda \frac{l}{d_r} \quad [5-8]$$

und

$$\lambda = \frac{c_1}{Re^{c_2}} \quad [5-9]$$

Mit $c_1=64$ und $c_2=1$ für laminar, isotherm durchströmte Rohre mit kreisförmigem Querschnitt ergibt sich nach Gleichsetzen und Umformen nach Δp folgende Gleichung für Druckverlust in der Zuleitung, abhängig von Durchmesser, Medium und Volumenfluss:

$$\Delta p = \frac{1}{d^4} \cdot \frac{128 \cdot Q \cdot l \cdot \nu \cdot \rho}{\pi} \quad [5-10]$$

Mit dem oben berechneten Volumenstrom, der angegebenen Viskosität und der Dichte $\rho_{iso} = 1 \cdot 10^{-6} \frac{kg}{mm^3}$ für isotone Kochsalzlösung und $\rho_{med} = 8,65 \cdot 10^{-7} \frac{kg}{mm^3}$ für medizinisches Weißöl wird der Druckverlust in einem 0,5 m langen Rohr in Abhängigkeit des Rohrdurchmessers in Abbildung 19 grafisch dargestellt.

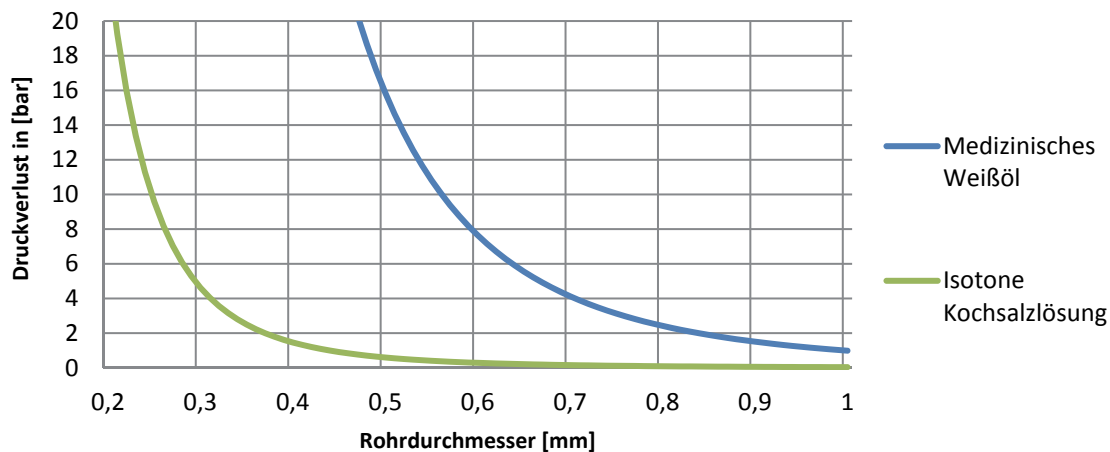


Abbildung 19: Druckverlust in 0,5m langer Leitung für Hydraulikmedien mit unterschiedlicher Viskosität in Abhängigkeit vom Rohrdurchmesser

Erkennbar ab einem Durchmesser von 0,25mm (Isotone Kochsalzlösung) bzw. 0,5mm Innendurchmesser steigt der Druckverlust in der Leitung sehr stark an. Leitungsquerschnitte, die unter diesen Minimaldurchmessern liegen, sind nur noch bedingt sinnvoll für die Verwendung als Hydraulikleitung zusammen mit den entsprechenden Medien einsetzbar.

Konzept zur Druckerzeugung und -Verteilung

Im Folgenden wird erläutert, wie die hydraulisch angetriebenen Instrumente später aufgebaut werden. Dabei überträgt ein Getriebe die Druckbewegung am Handgriff, zum Schließen der Instrumentenbranchen (wie in Abbildung 20 dargestellt), mechanisch auf Geberzylinder. Bei maschinell aktuierten Systemen erfolgt die Kräfteerzeugung durch einen Motor, die Energie wird anschließend über ein entsprechendes Getriebe auf den Geberzylinder übertragen.

Bei beiden Varianten wird die anliegende mechanische Kraft am Geberzylinder in Hydraulikdruck umgewandelt. Dieser wird wiederum durch eine hydraulische Leitung an den Nehmerzylinder übertragen. Mittels einer Scherenkinematik wird die durch den Hydraulikdruck am Nehmerzylinder verursachte lineare Bewegung auf eine rotatorische Bewegung an den Zangenbranchen umgesetzt, was zum Schließen der Branches führt.

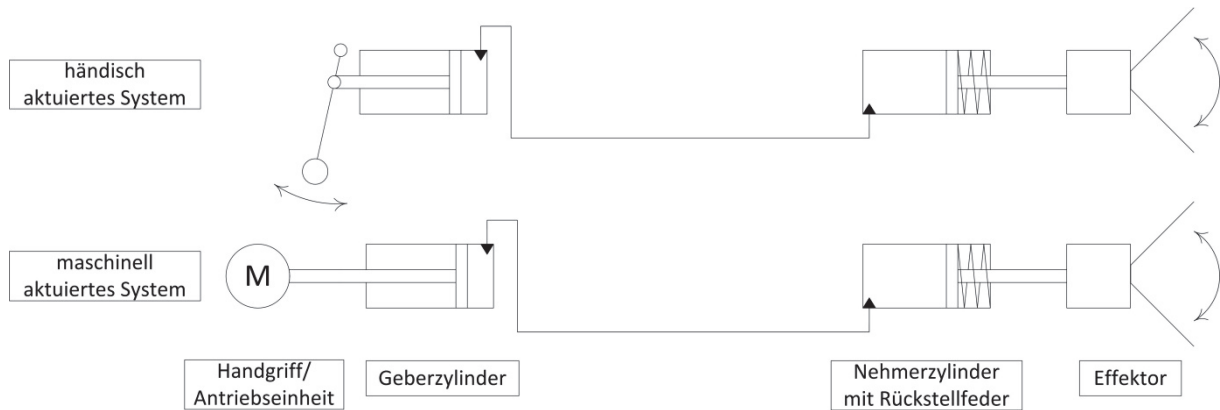


Abbildung 20: Hydrauliksystemkonzept für die Aktuierung mit einfachwirkenden Zylindern

Zum Öffnen der Branche reicht der durch eine Zugbewegung am Handgriff im System verursachte Unterdruck nicht aus. Der nutzbare Unterdruck, welcher aus der Differenz des Umgebungsdrucks von ca. 1bar und dem Dampfdruck von Wasser bei Umgebungstemperatur von ca. 0,023bar resultiert, (was ca. $0,1 \frac{N}{mm^2}$ entspricht) würde bei einem Kolbendurchmesser von 5mm eine Kolbenkraft von ca. 2N ermöglichen.

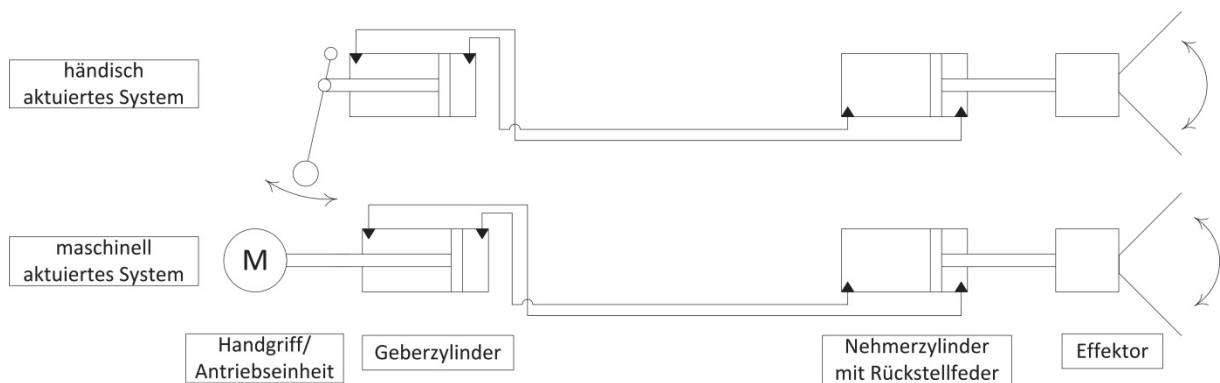


Abbildung 21: Hydrauliksystemkonzept für die Aktuierung mit doppelwirkenden Zylindern

Da diese Kraft nicht ausreicht, um die Reibung im Kolben sicher zu überwinden, muss die Rückstellung durch eine Feder im Nehmerkolben unterstützt werden.

Kommen doppelwirkende Zylinder zum Einsatz, lassen sich Systeme nach dem in Abbildung 21 dargestellten Konzept aufbauen. Die Aktuierung der Schließbewegung erfolgt dabei analog zum einfachwirkenden Zylinder. Die Kraft zum Öffnen

der Branchen wird beim doppelwirkenden Zylinder allerdings nicht durch ein Federelement im Nehmerzylinder bereitgestellt. Stattdessen wird durch das Zurückziehen des Handgriffs oder eine Rückwärtsbewegung beim maschinellen System, Kraft auf die zweite Kammer des Geberzylinders ausgeübt. Der dort erzeugte Hydraulikdruck wird durch eine zweite Hydraulikleitung zur zweiten Kammer im Nehmerzylinder übertragen, wodurch der Kolben am Scherengetriebe zieht und somit eine Öffnungsbewegung der Branchen erzeugt.

5.1.4 Hydraulikmedien

Beim Einsatz von Hydrauliksystemen im Menschen kommen aus Sicherheitsgründen, bedingt durch mögliche Leckagen, als Hydraulikmedien nur biologisch und physiologisch unbedenkliche Flüssigkeiten in Frage. Die oft in Hydraulikanlagen eingesetzten Mineralöle können aus diesem Grund nicht verwendet werden.

Wässrige Lösungen

Reines Wasser ist als Hydraulikmedium in medizinischen Anwendungen nicht gut geeignet, da es sehr schnell in den Blutkreislauf eindringt und den Natriumspiegel zu stark absenkt. Dadurch diffundieren Wassermoleküle in die roten Blutkörperchen (Erythrozyten), so dass diese zerstört werden können (Hämolyse). Aus diesem Grund wird bei Operationen zur Spülung des Situs anstatt reinem Wasser meistens sterile, isotone Kochsalzlösung (NaCl 0,9%) eingesetzt (Pfeil, Siebert, 2000; Schulz, 2008). Diese eignet sich aus diesem Grund auch für den Einsatz als Übertragungsmedium in hydraulischen Systemen für die Chirurgie.

Ist der Einsatz einer isotonen Kochsalzlösung problematisch, erscheint auch eine Lösung der hochmolekularen Zucker Sorbit und Mannit in elektrolytfreiem Wasser geeignet. Diese wird üblicherweise als Spülflüssigkeit während chirurgischer Eingriffe eingesetzt. Bei der Verwendung der Zuckerlösung muss allerdings der Natriumspiegel des Patienten permanent beobachtet werden, da es durch Einschwemmung der hypotonen Spülflüssigkeit zu einer Elektrolytverschiebung kommen kann, die bei einem zu tiefen Absinken mit der Gabe einer Elektrolytlösung (NaCl) reagiert werden muss (Hug, Haag, 2011).

Die Besonderheiten beim Einsatz von Wasser beziehungsweise wässriger Lösungen als Hydraulikmedien sind seine geringe Viskosität und geringen Schmiereigenschaften. Die niedrige Viskosität bedeutet höhere Durchflüsse bei gleicher Druckdifferenz und weniger Verluste in den Leitungen. Bei sonst gleichen Bedingungen ist die Durchflussrate von Wasser 50% höher als bei Ölen (Backé, 1999). Da in der hier thematisierten Anwendung möglichst kleine Leitungsquerschnitte zum Einsatz kommen sollen, ist dies ein erheblicher Vorteil. Nachteilig ist zwar die durch die niedrige Viskosität erhöhte Leckage. Mit entsprechenden Dichtkonzepten lässt sich dieses Problem allerdings lösen.

Durch neu entwickelte Materialien stellt die Herstellung von schmierfreien Kontaktdichtungen und somit die geringe Schmierung durch das Hydraulikmedium kein Problem dar (Krutz, Chua, 2004). Alternativ kann dem Problem der fehlenden Schmiereigenschaften mit medizinischem Weißöl als Zusatz zur Lösung oder als Initialschmierung auf den beweglichen Teilen entgegen gewirkt werden. Dieses wird als O/W-Emulsion zur Pflege und Schmierung von Operationsinstrumenten und Kathetern genutzt und ist physiologisch unbedenklich (Chemische Fabrik Dr. Weigert & Co. KG., 2012; Nash, Gettings, 1996).

Für eine präzise Regelung der Hydrauliksysteme bringt das Wasser zudem einen weiteren Vorteil mit sich. Der Kompressionsmodul liegt bei Wasser mit $2,05 \times 10^9$ Pa fast doppelt so hoch wie bei Ölen mit $1,3 \times 10^9$ Pa. Haupteinflussgröße auf den Kompressionsmodul ist der Lufanteil der Druckflüssigkeit. Die geringe Löslichkeit von Gas in Wasser führt dazu, dass der Gasanteil im Öl bis zu fünf Mal über dem des Wassers liegt (Krutz, Chua, 2004).

Medizinisches Weißöl

Eine Alternative zu wässrigen Lösungen als Hydraulikmedium stellt der Einsatz von reinem medizinischem Weißöl dar. Weißöle werden aus Paraffinöl raffiniert. Dabei entsteht zunächst technisches Weißöl, welches teilweise noch aromatische Kohlenwasserstoffe enthält. Wird dieses Öl noch weitere Male raffiniert, entsteht ein hochreines, völlig farb-, geruchs- und geschmacksneutrales Paraffinöl ohne Aromaten und Schwefelverbindungen. Dieses medizinische Weißöl wird in der Chirurgie zur Schmierung von Instrumenten, aber auch in der Kosmetik, der Pharmazie und der Lebensmittelindustrie zur Herstellung von Kosmetika sowie

Medikamenten verwendet (Europäisches Arzneibuch, 1997; Sommerhoff GmbH, 2013).

Aus diesem Grund scheint es auch für den Einsatz in Hydraulikantrieben in der Medizintechnik geeignet. Eine tatsächliche Eignung muss allerdings überprüft werden, da bei hydraulischen Anwendungen weitaus größere Mengen Verwendung finden als im Vergleich zu den geringen Mengen, die bei der Schmierung der Instrumente zum Einsatz kommen.

Medizinische Weißöle besitzen eine weitaus geringere Oberflächenspannung als Wasser. Aus diesem Grund sind sie sehr gut kriechfähig. Vorteile ergeben sich dadurch für die Entlüftung der Miniaturhydraulikbauteile, da das Öl selbst in schmalste Spalte dringt und von dort die Luft verdrängt. Das Öl kriecht allerdings auch in schmale Spalten an den Dichtungen, was zu einer erhöhten Leckage gegenüber dem Wasser führt.

Silikonöl

Eine weitere Alternative als Hydraulikmedium in chirurgischen Anwendungen stellen Silikonöle dar. Silikone bestehen aus linearen Molekülketten, bei denen sich Silizium und Sauerstoffatome abwechseln. Die Siliziumatome werden zudem von Methylgruppen (CH_3) gesättigt. Während Kohlenstoffketten in organischen Verbindungen sehr anfällig für externe Einflüsse sind, macht die Stabilität der Si-O Bindung die Silikone nahezu inert. Durch unterschiedliche Längen und Verzweigungen der Si-O Kette, können Silikone in sehr dünnflüssiger, hochviskoser oder fester Form vorliegen. So kann ihre Viskosität von $0,65 \text{ mm}^2/\text{s}$ (weniger als Wasser) bis mehrere $100\,000 \text{ mm}^2/\text{s}$ betragen (Bluestar Silicones, 2015; Jacobs, Kiechle-Bahat, 2009).

Aufgrund spezieller Eigenschaften (wie einem sehr weiten Temperatur-Einsatzbereich oder einer hohen Viskosität) werden eigens angepasste Silikonöle bereits in technischen Hydraulikanwendungen (wie zum Beispiel Hochtemperaturhydraulikanlagen oder Visco-Kupplungen) eingesetzt. Wegen des hohen Preises und der schlechten Schmiereigenschaften ist dies jedoch nur bei solch speziellen Indikationen der Fall (Bluestar Silicones, 2015; Watter, 2013).

Silikone in sehr reiner Form werden zudem bereits in der Herstellung von Pharma- und Medizinartikeln verwendet. Beispiele sind als Hüll- und Füllmaterial von Implantaten in der Weichteilchirurgie, als Umhüllung von Herzschrittmachern und in Handschuhen oder Wundverbänden. Vor allem der Einsatz in Implantaten hat Ende der 1990er Jahre zwar zu umfangreichen Diskussionen über die Verursachung von Autoimmunerkrankungen durch die Silikone geführt, bisher konnte allerdings noch kein medizinischer Beweis für eine solche Problematik erbracht werden (Jacobs, Kiechle-Bahat, 2009).

5.2 Instrumentenkonzepte

Im folgenden Kapitel werden unterschiedliche Konzepte für hydraulisch angetriebene Instrumente ausgearbeitet und beschrieben. Diese Beispiele hydraulisch angetriebener Instrumente sollen als Grundlage für die anschließende Entwicklung von Demonstratoren dienen. Sie lassen sich in drei Kategorien unterteilen:

- Handinstrumente, nach dem Vorbild bisheriger mechanischer Instrumente
- Wechselsysteme, zum schnellen wechseln von chirurgischen Instrumenten im Körper
- Instrumente mit mehreren Freiheitsgraden an der Spitze, die die Arbeit der Chirurgen erleichtern

5.2.1 Handinstrumente

Nach dem in 5.1.1 und 5.1.3 beschriebenen Ansatz werden die Hydraulikinstrumente mit einem Handgriff ausgestattet, über welchen sich ein Geberkolben in eine (einfachwirkende Instrumente, siehe Abbildung 22) oder zwei Richtungen (doppeltwirkende Instrumente, siehe Abbildung 23) aktuieren lässt. Der Hydraulikdruck wird, je nach Aufbau, über Leitungen oder Rohre zu einer oder zwei Kammern des Nehmerzylinders transportiert. Von dort erfolgt eine mechanische Kraftübertragung auf den Endeffektor.

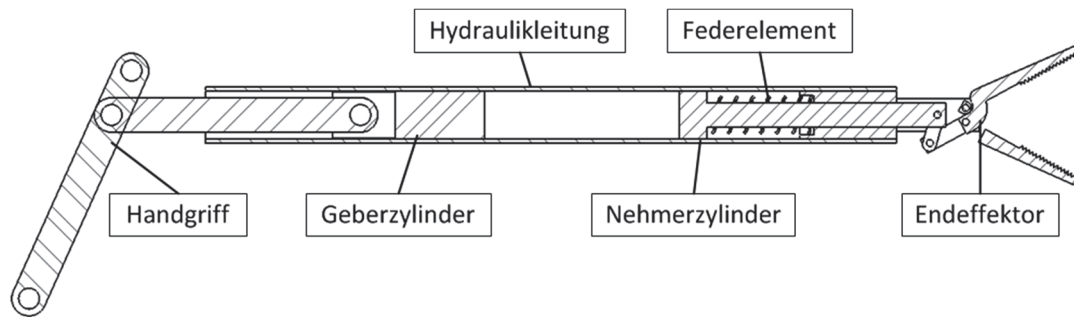


Abbildung 22: Konzeptaufbau Instrument einfachwirkend

Um die Funktionalität der Hydraulikinstrumente zu gewährleisten, ist eine komplette Entlüftung des Hydrauliksystems nötig. Während sich dies bei den einfachwirkenden Instrumenten problemlos bewerkstelligen lässt, stellt die Entlüftung beim doppeltwirkenden Konzept eine große Herausforderung dar. In der Beschreibung der aufgebauten Prototypen wird nochmals auf diese Problematik eingegangen.

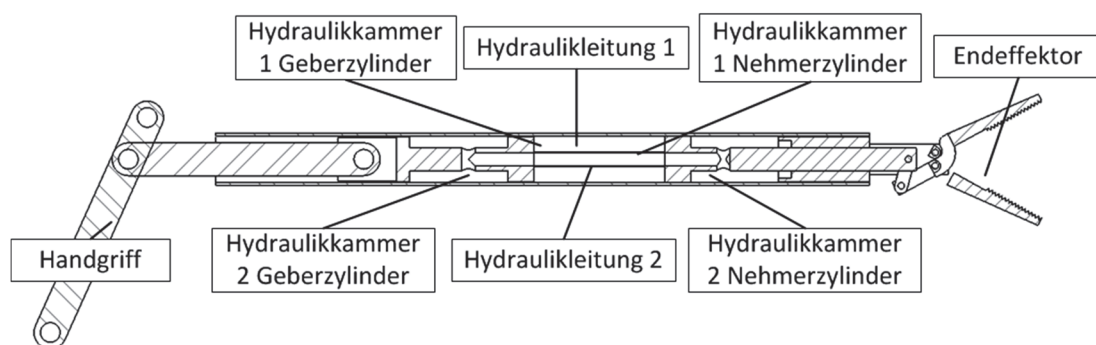


Abbildung 23: Konzeptaufbau Instrument doppeltwirkend

Mit den Handinstrumenten sollen zudem Untersuchungen für die Einsetzbarkeit als Medizingeräte gemacht werden, wie zum Beispiel Sterilisations- und Leckagetests.

5.2.2 Wechselsystem für Instrumente

In 2.2 und 3.1 wurde deutlich, dass ein technisches System, welches die zeitliche Verzögerung des Wechsels eines Laparoscops beziehungsweise laparoskopischen

Instruments auf ein Minimum reduziert und automatisiert durchführt, wünschenswert wäre. Deshalb wurde ein hydraulisch aktuiertes System zum automatischen Austausch minimal invasiver Instrumente während einer Operation, kurz IWS konzipiert. Das IWS mit seinen Grundbausteinen ist in Abbildung 24 dargestellt.

Das im Zuge dieser Arbeit neu entwickelte System basiert auf der kapselförmigen Ausführung der laparoskopischen Instrumente. Die kapselförmigen Wechsellinstrumente können automatisiert ausgetauscht werden, während die Spitze des Arbeitskanals stets im Inneren des Bauches in Arbeitsposition verbleibt. In einem Magazin (dem Instrumentenspeicher) werden die nicht verwendeten Kapseln außerhalb des Körpers aufbewahrt.

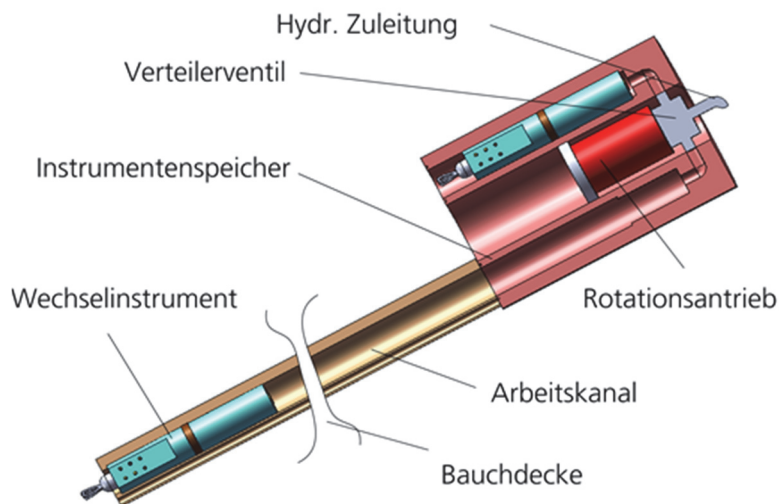


Abbildung 24: Konzept des IWS

Die hydraulische Ansteuerung der einzelnen Kammern erfolgt über eine einzige hydraulische Zuleitung und ein Verteilerverteilventil. In den folgenden Abbildung 25 - Abbildung 29 wird der Wechselvorgang der Kapseln näher dargestellt und beschrieben.

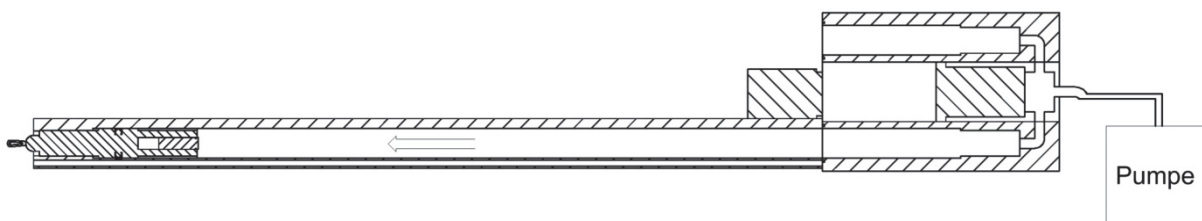


Abbildung 25: Das Wechsellinstrument 1 befindet sich in der Arbeitsstellung am distalen Enden des Arbeitskanals und kann über die Druckregelung mit der Pumpe bedient werden.

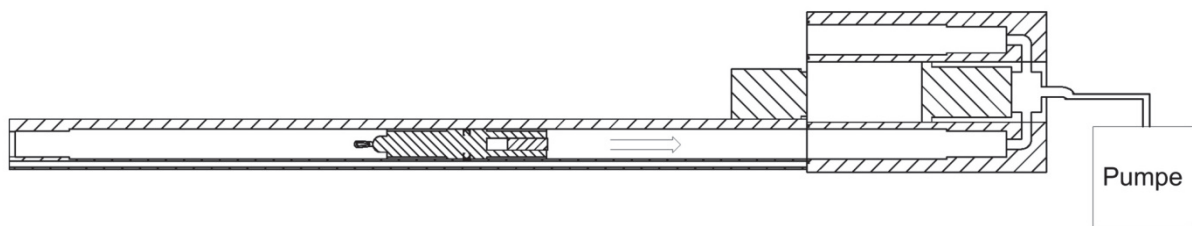


Abbildung 26: Soll Instrument 1 ausgetauscht werden, wird durch eine Reduktion des Hydraulikdrucks unter den Umgebungsdruck das Hydraulikmedium aus dem System gesaugt und das Instrument durch den Arbeitskanal transportiert.

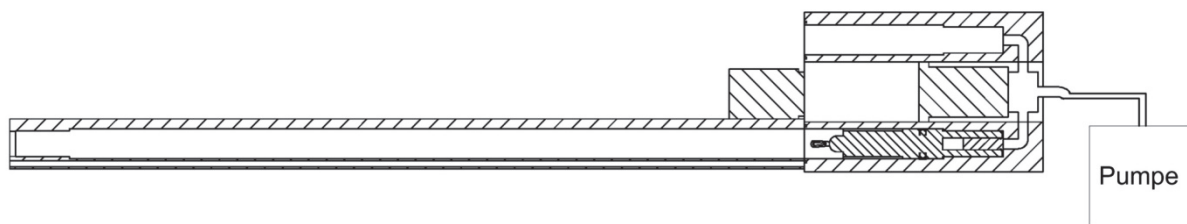


Abbildung 27: Instrument 1 wird bis in den Instrumentenspeicher transportiert

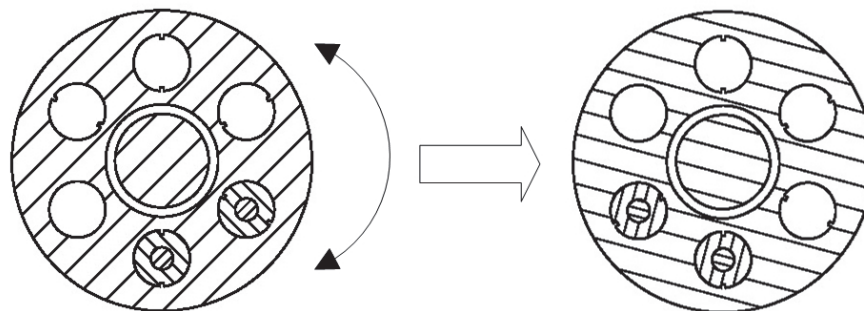


Abbildung 28: Befindet sich Instrument 1 im Arbeitsspeicher, wird dieser vom Arbeitskanal abgehoben und auf die Speicherkammer des ausgewählten Instruments 2 bewegt. Diese Bewegung kann je nach Ausgestaltung des IWS rotatorisch oder linear erfolgen.

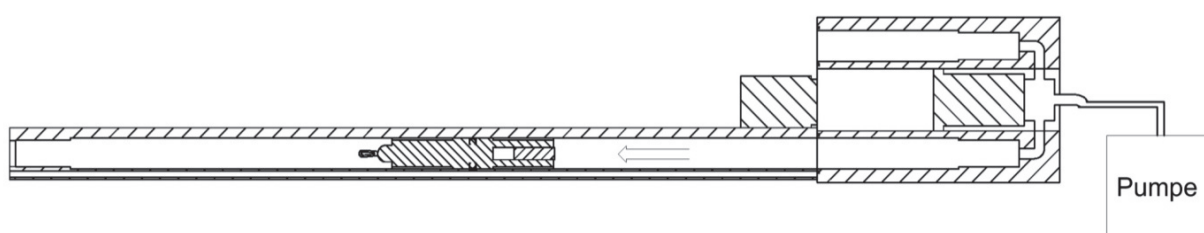


Abbildung 29: Anschließend wird der Speicher wieder auf den Arbeitskanal geschoben und das neue Instrument 2 durch Anlegen eines Überdrucks nach vorne an das distale Ende des IWS transportiert und dort während der Operation gehalten.

Die Aktuierung beispielsweise von zangenartigen Instrumenten am distalen Ende erfolgt durch dasselbe hydraulische System, das den Wechsel der Instrumentenkapseln bewerkstelligt. Die während des Transports im Arbeitskanal und der Lagerung im Magazin geschlossenen Instrumente öffnen sich beim Erreichen des Anschlags am distalen Ende des Arbeitskanals automatisch. Eine weitere Erhöhung des Drucks bewegt in der Instrumentenkapsel einen Hydraulikkolben, dessen Bewegung mittels eines Getriebes auf den Effektor übertragen wird und ihn schließt. Die Öffnung der Branchen erfolgt bei einer Reduktion des Hydraulikdrucks durch ein in die Kapsel integriertes Federelement.

Es sind zwei Ausführungsformen des IWS möglich. Zum einen die vollautomatische Version, bei der sowohl der Instrumentenwechsel als auch die Aktuierung der Instrumente an der Spitze mittels maschineller Druckerzeugung funktioniert. Alternativ ist ein teilautomatischer Betrieb möglich, bei dem nur der Wechsel der Instrumente automatisch durchgeführt wird. Die Aktuierung der Kapseln an der Spitze des Arbeitskanals erfolgt händisch über einen an das Hydrauliksystem angeschlossenen Handgriff mit integriertem Druckkolben.

5.2.3 Instrumente mit mehreren Freiheitsgraden an der Spitze

Wie in der Analyse gezeigt werden konnte, erleichtern chirurgische Instrumente mit mehreren Freiheitsgraden an der Spitze den Ärzten das Operieren. Dank derer müssen sie nicht mehr mit geraden, stets in eine Richtung zeigenden Instrumenten hantieren, sondern können die Instrumentenspitze mit Hilfe der zusätzlichen Freiheitsgrade bewegen. Diese Freiheitsgrade können neben dem Abwinkeln und Greifen auch Drehungen der Instrumentenspitze, des Instrumentenschafts oder Einzelantriebe der jeweiligen Greiferbranchen sein. Diese zusätzlichen Freiheitsgrade erlauben ein Abwinkeln des Effektors an der Spitze des Instruments um zwei jeweils 90° zueinander verdrehte Achsen.

Im folgenden Abschnitt wird ein Konzept für den Aufbau eines solchen hydraulischen Instruments mit mehreren Freiheitsgraden an der Instrumentenspitze beschrieben. Bei diesem in Abbildung 30 dargestellten Aufbau sind die beiden Branchen des Endeffektors jeweils unabhängig voneinander, um die Effektorachse 1 schwenkbar. Dies führt dazu, dass der gesamte Endeffektor, also die Schere oder Zange, bestehend aus den beiden Zangenbranchen, um die Effektorachse 1 abgewinkelt werden kann.

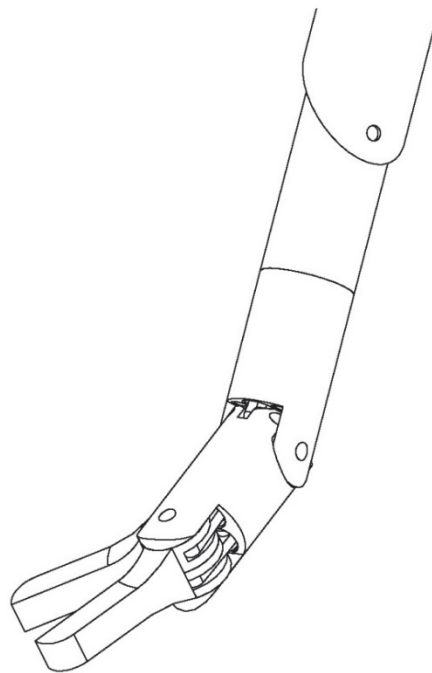


Abbildung 30: Konzept eines hydraulisch angetriebenen, abwinkelbaren Instruments

Im Schnitt in Abbildung 31 ist zu sehen, dass der Antrieb der jeweiligen Branche über zwei einfachwirkende Hydraulikzylinder erfolgt, die gegeneinander wirken. Durch diesen Aufbau können die beiden Zangenbranchen ohne ein zusätzliches Federelement aktiv in beide Richtungen geschwenkt werden. Die Zylinder sind jeweils über Pleuel mit einer Branche verbunden und werden über separate Zuleitungen und Entlüftungen versorgt und entlüftet.

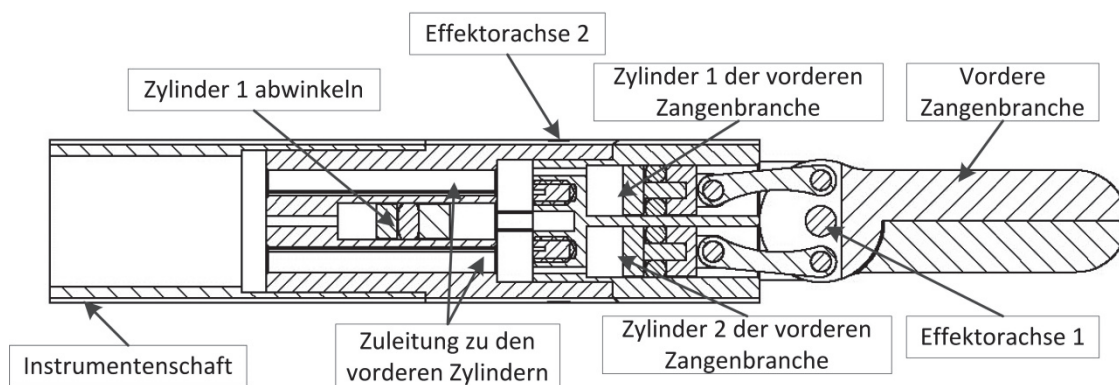


Abbildung 31: Schnitt durch das Konzept eines hydraulisch angetriebenen, abwinkelbaren Instruments

Zudem ist der gesamte Aufbau aus Effektor und den vier vorderen Zylindern um die Effektorachse 2 abwinkelbar, welche um 90° zur Effektorachse 1 verdreht angeordnet ist. Der Antrieb dieser Abwinkelung wird durch zwei einfachwirkende, gegeneinander arbeitende Hydraulikzylinder am Ende des Instrumentenschafts angetrieben. Die beiden Zylinder sind über Pleuel mit der Aufnahme der vorderen Zylinder verbunden. Die gesamte Instrumentenspitze ist zudem um den Instrumentenschaft drehbar.

Durch diesen Aufbau erhält die Instrumentenspitze 3 zusätzliche Freiheitsgrade. Greifer oder Schere als Effektoren an der Spitze des Instruments können durch diese zusätzlichen Bewegungsmöglichkeiten analog zur Bewegung des menschlichen Handgelenks geführt werden. Durch die flexiblen Hydraulikleitungen lässt sich die Instrumentenspitze beliebig (starr und gerade, starr und in nahezu beliebiger Form vorgebogen, flexibel) mit dem extrakorporalen Teil des Instruments verbinden.

6 Evaluierung

Im folgenden Kapitel werden Fragestellungen, die nicht in der Theorie durch Literatur geklärt werden können, in praktischen Versuchen behandelt. So wird die theoretisch bestimmte Eignung von Kapillarrohren als Hydraulikleitungen experimentell untersucht. Neben den Übertragungsleitungen sind die Dichtungen bei hydraulischen Systemen die entscheidenden Bauteile. Aus diesem Grund werden unterschiedliche Dichtungsbauweisen auf ihre Verwendbarkeit in Miniaturhydrauliksystemen in der Medizintechnik untersucht. Es ist zwar eine umfangreiche Literatur über Dichtungen im cm-Maßstab vorhanden, im benötigten mm-Maßstab können aber selbst Hersteller nur wenig Auskunft geben.

6.1 Versuchsstand Hydraulikleitungen

Mit dem in diesem Abschnitt beschriebenen Versuchsaufbau sollen die in Kapitel 5.1.3 angestellten theoretischen Betrachtungen praktisch evaluiert werden. So wurde beispielsweise gezeigt, dass Schläuche bis 400 µm Innendurchmesser, den Anforderungen entsprechend, theoretisch als Hydraulikleitungen eingesetzt werden können. Mit den Versuchsaufbauten soll nun der in der Praxis tatsächlich kleinstmögliche Durchmesser für die Hydraulikzuleitungen bestimmt werden. Zudem werden äußere Einflüsse wie Schlauchbiegung oder Aufrichtkräfte des Schlauches bei Biegung mit und ohne Hydraulikdruck untersucht.

6.1.1 Aufbau

Das Schema des gesamten Versuchsaufbaus ist in Abbildung 32 bzw. 33 dargestellt. Der Aufbau soll möglichst nahe am realen Aufbau der verwendeten Hydrauliksysteme liegen. Aus diesem Grund erfolgt die Erzeugung der hydraulischen Kraft in einem Geberkolben; von diesem aus erfolgt die hydraulische Übertragung zum Nehmerkolben, durch die Leitung, welche untersucht werden soll, an diesem werden dann die entsprechenden Daten mit Sensoren aufgenommen.

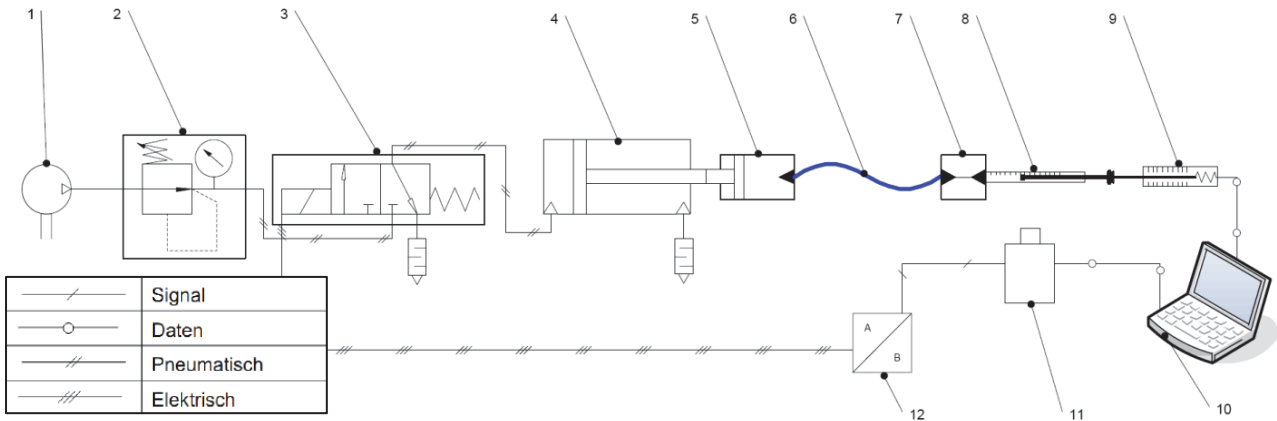


Abbildung 32: Schema des Versuchsstands Hydraulikleitungen mit: (1) Druckluftversorgung, (2) Präzisionsdruckregler, (3) 3/2 Wegeventil, (4) pneumatisch betätigter Kolbenstangenzylinder, (5) hydraulisch betätigter Kolbenstangenzylinder (Geberzylinder), (6) Hydraulikschlauch, (7) Verbinder Schlauch-Spritze, (8) Mikroliterspritze (Nehmerzylinder), (9) Biegebalkensensor, (10) Rechner, (11) Hochgeschwindigkeitskamera, (12) Ventilansteuerung

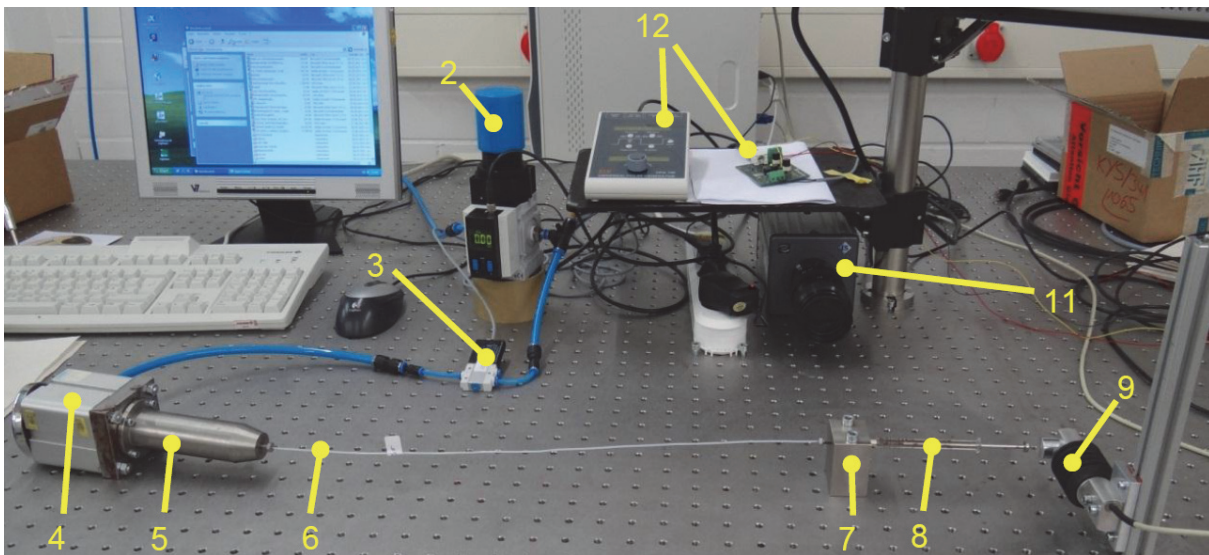


Abbildung 33: Bild des Versuchsstands Hydraulikleitungen (Nummern siehe Abbildung 32)

Druckerzeugung

Die für die Versuche nötige Kraft wird durch einen Pneumatikzylinder erzeugt und über die beiden Kolbenstangen auf den Geberkolben übertragen. Das Übersetzungsverhältnis zwischen Pneumatik- und Hydraulikzylinder beträgt mit einem Durchmesser Verhältnis von 50 mm zu 14 mm, 12,75:1. Die Druckversorgung der Pneumatik erfolgt über den 8 bar Hausanschluss. So kann am Hydraulikzylinder ein maximaler Druck von 102 bar erzeugt werden.

Druckregelung

Der für den jeweiligen Versuch benötigte Pneumatikdruck wird über einen Präzisionsdruckregler (Festo: MS6-LFR-3/8-D6-E-U-M-AD2; Druckhysterese max. 0,05 bar; Regelbereich 0,2-7 bar) eingestellt und über ein schnellschaltendes, elektrisch betätigtes 3/2-Wegeventil (Festo MHE2-MS1H-3/2G-QS-4-K-196137; Normalnennendurchfluss 100 l/min; Schaltzeit ein 1,7 ms) geschaltet.

Nehmerzylinder

Als Nehmerzylinder oder auch Arbeitszylinder wurde eine Mikroliterspritze, mit einem Zylinder aus Borosilikatglas (Abbildung 34) der Hamilton Bonaduz AG verwendet. Diese Spritze hat einen Kolbendurchmesser von 3,256 mm und ist für hohe Drücke bis ca. 50 bar geeignet. Der Edelstahlkolben wird über eine Dichtung aus PTFE gegenüber dem Glaszylinder gedichtet.

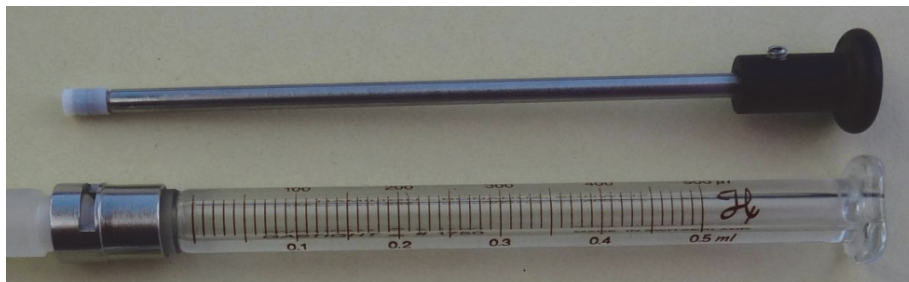


Abbildung 34: Mikroliterspritze aus Borosilikatglas mit Edelstahlkolben und PTFE Dichtung

Hydraulikleitungen

Es wurden insgesamt 13 verschiedene Schläuche aus den Materialien PTFE, PEEK, PFA und FEP untersucht. Jeder Schlauch hatte einen Platzdruck von über 80 bar. Die Schläuche besitzen einen einheitlichen Außendurchmesser von 1,6 mm bzw. 1/16", um einen möglichst einheitlichen Anschluss zu ermöglichen. Lediglich bei drei Schläuchen wurde ein geringerer Durchmesser gewählt, um den Einfluss der Wandstärke auf die zu untersuchenden Parameter bestimmen zu können. Es wurden fünf Innendurchmesser zwischen 1 mm und 0,2 mm gewählt. Die Schlauchlänge beträgt jeweils rund 50 cm, zwei Schläuche wurden zudem mit 10 cm Länge verwendet. Eine Übersicht über die getesteten Schläuche zeigt Tabelle 6.

Tabelle 6: Übersicht der untersuchten Schläuche

Material	\varnothing_a [mm]	\varnothing_i [mm]	Innen- fläche [mm ² = μl/mm]	Wand- stärke [mm]	Platz- druck [bar]*	Preis [€/m]	min. Biege- radius [mm]*	Mess- länge [cm]
PTFE	1,6	1	0,785	0,3	84	2,1	8	54
PTFE	1,6	0,8	0,503	0,4	140	2,5	7	54
PFA	1,6	0,8	0,503	0,4	140	8	7	55
FEP	1,6	0,8	0,503	0,4	112	3,2	7	51
PEEK	1,6	0,8	0,503	0,4	280	25	4	52,5
PTFE	1,6	0,5	0,196	0,55	308	3,2	5	50
PTFE	1,6	0,3	0,071	0,65	606	4,7	4	52,5+10
PTFE	1,6	0,2	0,031	0,7	960	6,6	6	54+10
PTFE	1	0,5	0,196	0,25	140	1,7	4	50
PTFE	0,6	0,3	0,071	0,15	140	3,8	3	50
PTFE	0,4	0,2	0,031	0,1	960	1,9	2	50

Sensorik

Die Kraft am Nehmerzylinder wird mittels eines Biegebalken-Kraftsensors der Firma Burster aufgenommen (siehe Abbildung 33 (9)). Der Sensor besitzt einen Messbereich von 0-100 N bei einer Messgenauigkeit von $\pm 0,1$ %. Die Bewegung des Nehmerzylinders wird von einer Hochgeschwindigkeitskamera (siehe Abbildung 33 (11)) mit einer maximalen Auflösung von 512x512 und einer Frequenz von bis zu 5000 Hz aufgenommen. Mit Hilfe der Skala auf dem Glaskolben kann mit den Aufnahmen die Kolbenbewegung und -geschwindigkeit bestimmt werden.

6.1.2 Test-/Messplan

Im Folgenden werden der genaue Aufbau, die zu ermittelnden Messgrößen und die Durchführung der Messung beschrieben. Mit den Versuchen soll der Einfluss der Dimension und Beschaffenheit der Schlauchleitung auf die Kraft- und Wegübertragung untersucht werden. Wenn nicht anders angegeben, wurden die Versuche mit isotoner Kochsalzlösung als Hydraulikfluid durchgeführt.

Um den Einfluss der Reibungsverluste zu minimieren, wird vor den eigentlichen Versuchen eine Messreihe zur Kalibrierung des Aufbaus durchgeführt. Zur Kalibrierung wird der Nehmerkolben direkt mit Druck beaufschlagt und mit der Hydraulikpumpe verbunden. Die am Nehmerkolben anliegende Kraft wird mit dem Biegebalkensensor gemessen. Die so aufgezeichneten Kraftwerte werden mit den theoretischen Werten des Übersetzungsverhältnisses der Hydraulikpumpe (A_P / A_H) und des am Druckregler angezeigten Pneumatikdrucks p_P verglichen. Das Verhältnis liegt bei 0,91 und bleibt über den Druck annähernd konstant. Der theoretisch aus dem Kolbenverhältnis und dem Pneumatikdruck errechnete Hydraulikdruck wird bei den folgenden Versuchsreihen immer direkt bei der Aufzeichnung der Messwerte mit diesem Faktor korrigiert.

Kraftverlauf

Unter Verwendung des Aufbaus in Abbildung 33 wird mit dem Biegebalkensensor die am Nehmerkolben anliegende Kraft gemessen. Dabei soll untersucht werden, inwiefern die Leitung zwischen Hydraulikpumpe und Nehmerzylinder Einfluss auf die Kraft am Nehmerzylinder hat und ob die Leitung einen Einfluss auf den zeitlichen Verlauf dieser Kraft beim Wechseln der Krafrichtung (Krafthysterese) aufweist. Dazu wird der Kolben der Mikroliterspritze frontal auf den Messpunkt des Sensors gefahren. Für die reine Kraftmessung wird der Wert nach 0,5 s abgelesen. Dies entspricht genau der geforderten Schließdauer der Instrumentenbranchen aus den Anforderungen. Die Durchführung der Messreihen erfolgte bis zu einem Systemdruck von maximal 40 bar, ca. 9 bar unter dem zulässigen Druck der Mikroliterspritze.

Die Durchführung des Hystereseversuchs erfolgte bei geöffnetem Ventil. Dabei wurde der Druck zuerst manuell stufenweise erhöht und anschließend gesenkt. Parallel wurde dem jeweiligen Druck die entsprechende Kraft zugeordnet.

Messungen:

- 8 Messreihen von 0-40 bar in 2,5- bzw. 5 bar-Schritten: Schläuche 1,6x1 mm; 1,6x0,8 mm; 1,6x0,5 mm; 1,6x0,3 mm; 1,6x0,2 mm; 1,6x0,5 mm; Vergleichsmessung ohne Schlauch
- 7 Einzelmessungen bei den minimal zulässigen Biegeradien

Volumenstrom

Bei dieser Versuchsreihe soll bestimmt werden, welchen Einfluss die Hydraulikleitung auf den Volumenstrom zwischen Hydraulikpumpe und Nehmerzylinder hat. Die Messung der Werte erfolgt mit der Hochgeschwindigkeitskamera und der Skala auf der Mikroliterspritze. Um eine konstante Positionierung dieser beiden Komponenten sicher zu stellen, werden sowohl der Spritzenhalter als auch die Kamera auf dem Optiktisch unter dem Versuchsaufbau verschraubt. In der Auswertung werden zwei Kolbenpositionen gewählt und daraus der Volumenstrom errechnet. Für die Aufnahmen wird die Kamera an einen Impulsgeber gekoppelt. An diesem wird das Signal zum Öffnen des Schnellschaltventils zur Aufbringung des Drucks erzeugt. Gleichzeitig leitet der Impulsgeber ein Trigger-Signal an die Hochgeschwindigkeitskamera und die Aufzeichnung beginnt mit dem Betätigen des Ventils.

Messungen:

- 9 Messreihen von 0-40 bar mit 1,6x0,5 mm; 1,6x0,3 mm; 1,6x0,2 mm; dazu 2 stark verkürzte Schläuche und 2 Messreihen mit den minimal zulässigen Biegeradien
- Untersuchung des Einflusses des hydraulikmedium auf den Durchfluss: 2 Messreihen mit unterschiedlichen Medien

Äußere Kräfte bzw. Aufrichtkräfte

Die Messung der Aufrichtkräfte bei erzwungener Biegung erfolgt am Biegebalkensensor, an den eine 180° Schlaufe des Testschlauchs mit dem freien Ende und bestimmten Radius tangential angelegt wird, die andere Seite ist fest eingespannt. Mit dieser Messung soll bestimmt werden, wie hoch die durch den Hydraulikdruck im Inneren verursachten äußeren Kräfte am Schlauch sind. Zur Messung der Aufrichtkraft bei druckbeaufschlagtem Hydraulikschlauch wird dieser am freien Ende verschlossen.

Messungen:

- Aufrichtkräfte bei erzwungener Biegung um 180° und Radius 16 mm bzw. 8 mm: Einzelmessungen an 6 Schläuchen +1 Bowdenzug als Vergleichsobjekt

6.1.3 Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die Messergebnisse der im Messplan beschriebenen Versuche zur Veranschaulichung grafisch dargestellt und diskutiert.

Ergebnisse der Messung zum Kraftverlauf

Bei einer Betrachtung des Systems nach den im Messplan festgelegten 0,5 s Wartezeit als quasi statisch, werden der Volumenfluss Q in Formel [5-10] und Δp zwischen Hydraulikpumpe und Nehmerkolben gleich 0. Das Verhältnis zwischen erzeugtem Druck an der Hydraulikpumpe und resultierender Kraft am Nehmerkolben bleibt theoretisch immer gleich (siehe Verlauf der theoretischen Kurve in Abbildung 35). Dieser Theorie entsprechen auch die während der Kalibrierung direkt (ohne zusätzliche Schlauchübertragungstrecke) gemessenen Werte. Diese ist lediglich ein wenig flacher als die theoretische Kurve.

Ähnlich verhält es sich für die Werte, welche mit einer Schlauchleitung zwischen Hydraulikpumpe und Nehmerzylinder aufgenommen wurden. Sie weisen den zu erwartenden linearen Verlauf auf, sind aber insgesamt etwas flacher als die theoretisch bestimmte Kurve. Die Werte liegen zudem 7-9 % unter denen der Kalibrierungsmessung. Ein Einfluss des Schlauchdurchmessers kann nicht betrachtet werden.

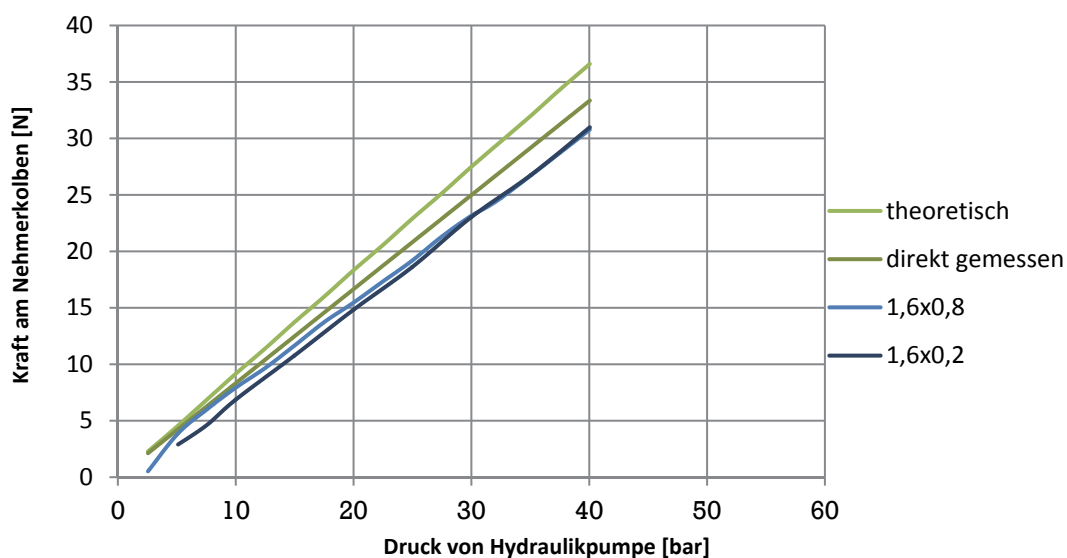


Abbildung 35: Kraft am Nehmerkolben über Ausgangsdruck der Hydraulikpumpe

Der flachere Verlauf der realen Messungen gegenüber der Theorie resultiert höchst wahrscheinlich aus Leckageverlusten am Versuchsstand, welche zu Druckverlusten führen, proportional zum Druck. Die insgesamt niedrigeren Werte der Messungen mit Schlauchleitung dürften durch einen Kraftverlust infolge von Schubspannungen an der Schlauchwand zustande kommen.

Die beiden Kraftverläufe der Versuchsaufbauten mit Schlauchleitung verhalten sich trotz unterschiedlicher Innendurchmesser nahezu identisch. Das zeigt, dass der Schlauchinnendurchmesser keinen Einfluss auf die auf den Nehmerkolben übertragene Maximalkraft hat.

Die Einzelmessungen mit minimalen Biegeradien haben gezeigt, dass eine Biegung bis zu diesem Bereich keinen Einfluss auf die Kraftübertragung hat. Diese Tatsache hebt das hydraulische Antriebsprinzip deutlich von einem mechanischen Prinzip mit Bowdenzügen ab. Hier ist zwar der Biegeradius ebenfalls kein Einflussfaktor, er belastet nur die Flexibilität des Zuges. Winkelgrade einer Biegung erhöhen die Reibungsverluste beträchtlich. So gilt als Anhaltspunkt bei einer Gesamtzahl an Biegeradien von 180° ein Kraftverlust von 30 % (Smolik, 1999).

Mit der Aufnahme einer Kraft hysteresekurve lässt sich die Dosierbarkeit eines Systems untersuchen. Dabei gilt: Je weiter der aufsteigende und der abfallende Arm der Kraftkurve voneinander entfernt sind, desto schlechter dosierbar wird das System. Bei Bowdenzügen, welche den Stand der Technik bei flexiblen endoskopischen Instrumenten markieren, macht der Zug selbst den Hauptteil der Hysterese aus. Bei hydraulischen Systemen, bei denen die Leitungen durch die relativ niedrigen Drücke im Verhältnis zu relativ dicken Wandstärken und kleinen Durchmessern als starr betrachtet werden können, liegt die Ursache für die Hysterese in der Reibung der Hydraulikdichtungen in den Zylindern.

Um einen Anhaltspunkt für zu erwartende Hysteresewerte zu erhalten, soll ein technisches Analogon beschrieben werden. Fahrradbremsen sind hydraulisch und Bowdenzug betätigt verfügbar. In der Literatur lassen sich Kraft hysteresewerte für beide Varianten finden. Bei einer über Bowdenzüge betätigten Fahrradbremse muss in der Regel die Handkraft um 50 % reduziert werden bis an den Bremsbacken eine Kraftabnahme stattfindet. Bei einer Hydraulikbremse sind es 10-15 % (Kühnen, 2004).

Die Messungen wurden gemäß des Messplans durchgeführt. Das heißt, der Druck im System wurde bis auf 30 bar erhöht und anschließend wieder reduziert. Dabei wurde die am Nehmerkolben anliegende Kraft gemessen. Die Ergebnisse sind in Abbildung 36 grafisch dargestellt.

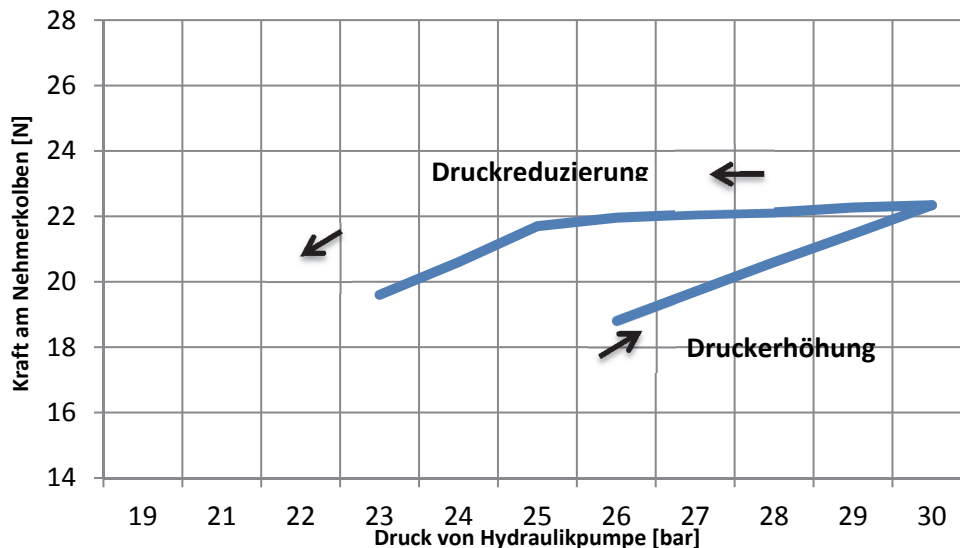


Abbildung 36: Krafthysterese am Nehmerkolben

Die Grafik zeigt, dass nach einer Druckerhöhung bis auf 30 bar der Druck anschließend um ca. 5 bar reduziert werden muss, bis eine Verringerung der messbaren Kraft am Nehmerkolben auftritt. Dies entspricht einer Krafthysterese von 16,7 %.

Direkte Messungen der Haftreibung an Hydraulikpumpe und Nehmerkolben haben gezeigt, dass die Hydraulikpumpe einen Anteil von 2,3 bar oder 7,6 % und der Nehmerkolben einen Anteil von 2,5 bar oder 8,3 % an der Gesamthysterese haben. Die Differenz der Summe der beiden Werte zum Wert aus der Hysterese-messung des Gesamtsystems resultiert aus den Messtoleranzen des Versuchsaufbaus.

Ergebnisse der Volumenstrommessung

Nach Gleichung [5-10] beeinflusst die Beschaffenheit der Schlauchleitung den Volumenstrom durch den Durchmesser und die Länge der Leitung, aber auch das

verwendete Hydraulikmedium hat einen Einfluss auf die Verluste bei der Übertragung.

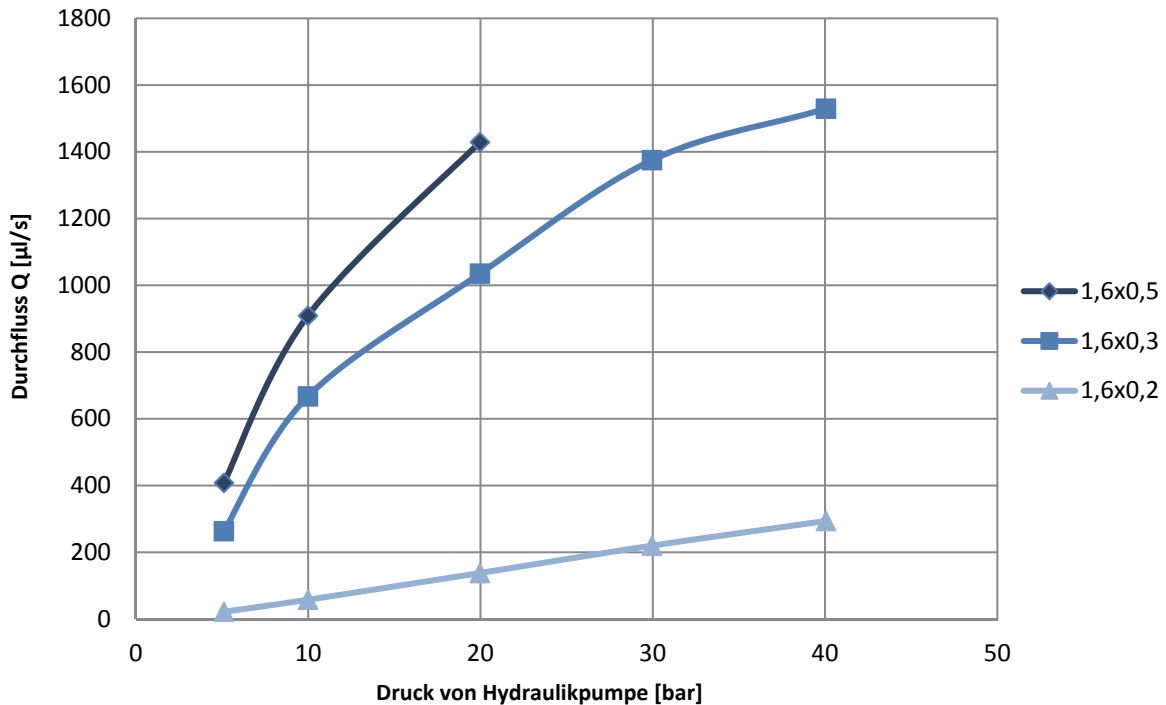


Abbildung 37: Volumenstrom in Abhängigkeit des Leitungsdurchmessers

Den größten Einfluss auf den Volumenstrom hat, laut Theorie, der Innendurchmesser der Leitung. Er geht mit der 4. Potenz in die Gleichung ein. Diese Annahme bestätigen auch die Messungen. In Abbildung 37 wird der Volumenstrom in Schlauchleitungen mit unterschiedlichen Innenquerschnitten untersucht.

Auffallend ist, dass nur die Kurve des kleinsten Schlauchs linear verläuft, die beiden anderen flachen nach oben hingegen ab. Der Grund für dieses Verhalten liegt in der Art der Strömung. Ab einer Reynoldszahl von 2300 wird eine Rohrströmung labil. Das heißt, der Volumenstrom ist nicht mehr rein laminar, sondern wird zunehmend turbulent. Als Folge dessen nimmt der Volumenstrom nicht mehr linear mit dem anliegenden Druck zu. Während bei laminarer Strömung die Druckdifferenz proportional zur Fließgeschwindigkeit ist, gilt für turbulente Strömung als Anhaltspunkt $\Delta p \sim Q^2$. Um den doppelten Durchfluss zu erreichen muss also der Druck vervierfacht werden. Turbulente Strömung ist schwer vorhersagbar und die

analytische Berechnung ist deutlich schwieriger als bei laminarer Strömung. Zudem ist hier die Kenntnis der Wandraugigkeit erforderlich. Mit Gleichung [5-6] lassen sich die Grenzwerte für eine laminare Strömung in einem Rohr abhängig vom Durchmesser berechnen. So ergeben sich für $Re=2300$ folgende maximale Durchflusswerte Q_{max} für die laminare Strömung:

- für $d=0,5\text{mm}$ $Q_{max} = 1170 \frac{\text{mm}^2}{\text{s}}$
- für $d=0,3\text{mm}$ $Q_{max} = 704 \frac{\text{mm}^2}{\text{s}}$
- für $d=0,2\text{mm}$ $Q_{max} = 469 \frac{\text{mm}^2}{\text{s}}$

Da der maximale Durchfluss durch den Schlauch mit $d=0,2 \text{ mm}$ bei dieser Versuchsreihe ca. $300 \frac{\text{mm}^2}{\text{s}}$ beträgt, überschreitet die Strömung nie die Grenze zur Turbulenz, welche bei einem Durchfluss von $469 \frac{\text{mm}^2}{\text{s}}$ einsetzen würde. Bei den anderen Schläuchen beginnt die Turbulenz in etwa dort, wo in Abbildung 37 die Abflachung der Kurven einsetzt.

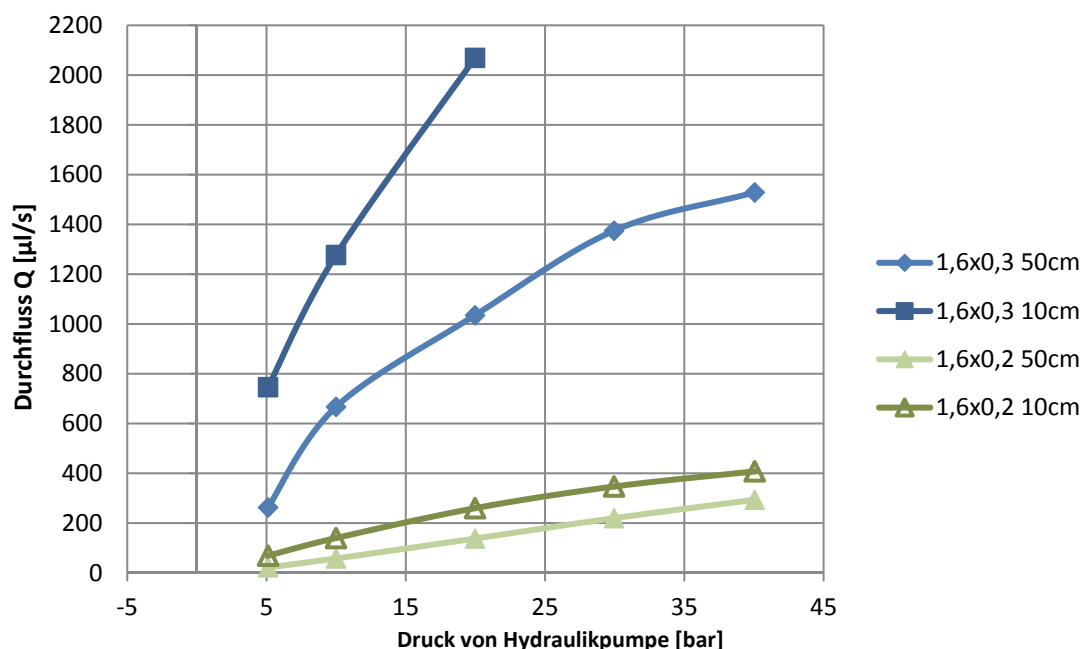


Abbildung 38: Volumenstrom in Abhängigkeit der Schlauchlänge

Der zweite Wert, der den Volumenstrom beeinflusst, ist die Länge der Hydraulikleitung. Nach der Theorie geht die Länge linear in den Wert für den Durchfluss ein. Bei einer Verkürzung der Hydraulikleitung um das 5-fache sollte sich der Volumenstrom ebenfalls um das 5-fache erhöhen. Ergebnisse der Versuche mit unterschiedlich langen Schlauchleitungen sind in Abbildung 38 zusammengefasst.

Auffällig ist, dass die reale Verkürzung der Schläuche weit geringere Erhöhungen des Volumenstroms bewirken, als nach der Theorie zu erwarten wäre. Beim Schlauch mit 0,3 mm Durchmesser und 10 cm Länge liegt der Durchfluss gerade mal 2-3mal so hoch wie beim 0,3 mm x 500 mm Schlauch. Bei dem anderen Schlauchpaar liegt das Durchflussverhältnis zwischen 1,4 und 3. Die Abweichungen lassen sich teilweise durch Messtoleranzen, hauptsächlich aber durch den schnellen Übergang, auf Grund der höheren Durchflussmenge, der kürzeren Schläuche zur Turbulenz erklären.

Als dritte Einflussgröße des Volumenstroms durch eine Hydraulikleitung wurde die Verwendung unterschiedlicher Hydraulikmedien untersucht und in Abbildung 39 dargestellt. Die isotone Kochsalzlösung besitzt bei Raumtemperatur eine Viskosität von $1,3 \text{ mm}^2/\text{s}$, während die Zuckerlösung mit einem Trockensubstanzgehalt w [g/100 g] von 70 bei Raumtemperatur eine Viskosität von 200 mm^2 aufweist.

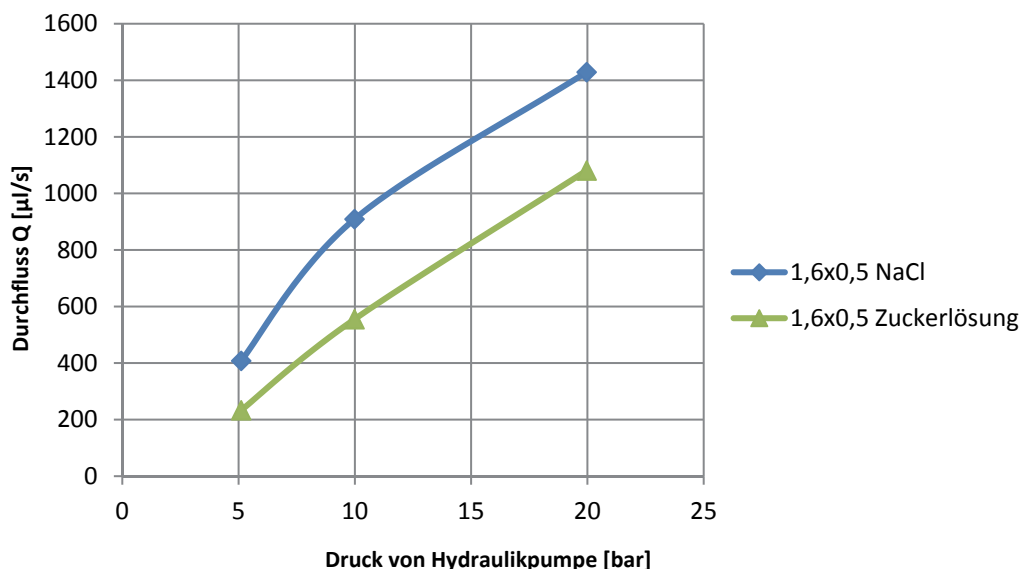


Abbildung 39: Volumenstrom in Abhängigkeit des Hydraulikmediums

Der Graph der Zuckerlösung verläuft nahezu im gesamten Druckbereich linear. Dies resultiert aus der hohen Viskosität der Lösung, welche nach Gleichung

$$Re = \frac{Q \cdot d_h}{A \cdot \nu} \quad [5-6]$$

bei der gegebenen Rohrgröße für eine stets laminare Strömung sorgt. Die erreichten Durchflüsse liegen 30-40 % unter denen der Salzlösung. Grund dafür ist ebenfalls die höhere Viskosität. Sie hat im Messbereich einen größeren Einfluss auf den Volumenstrom als die Art der Strömung.

Als letzter Faktor wurde der Einfluss des Biegeradius auf den Volumenstrom untersucht. Die Ergebnisse werden in Abbildung 40 dargestellt.

Es ist zu sehen, dass die Biegung des Schlauches bis an die Grenze des möglichen Biegeradius beinahe keinen Einfluss auf den Volumenstrom des Hydraulikmediums hat. Zu erwartende Querschnittsveränderungen treten demnach erst bei einer tatsächlichen Unterschreitung des minimalen Biegeradius auf.

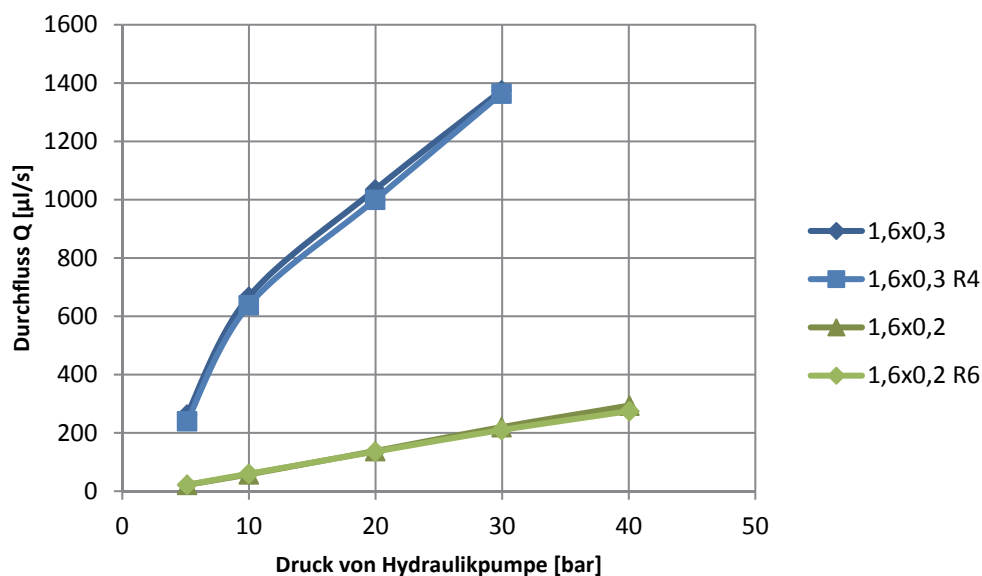


Abbildung 40: Volumenstrom in Abhängigkeit des Biegeradius

Ergebnisse der Messung der Aufrichtkräfte

Bei der Untersuchung der Aufrichtkräfte sollten die Messungen mit und ohne anliegendem Hydraulikdruck verglichen werden. Keine Veränderung dieser Kräfte

war bei einer Druckbeaufschlagung messbar, deshalb werden nur die Aufrichtkräfte in Abhängigkeit des Biegeradius in Abbildung 41 dargestellt und diskutiert.

In der logarithmischen Abbildung wird deutlich, dass die durch die Testschläuche erzeugten Aufrichtkräfte teilweise um mehrere Größenordnungen unter denen durch den Bowdenzug erzeugten liegen. Lediglich der ebenfalls recht starre, aber mit 1,6x0,8 mm auch dicke PEEK Schlauch, weist bei großen Biegeradien ähnliche Werte wie der Bowdenzug auf. Allen Kunststoffschläuchen ist gemein, dass mit ihnen weitaus kleinere Biegeradien, als mit dem Bowdenzug möglich sind. Zu Gunsten der Anschaulichkeit wurden die zusammengehörigen Werte linear miteinander verbunden, die gepunkteten Verbindungen sind nicht als Kurve zu sehen.

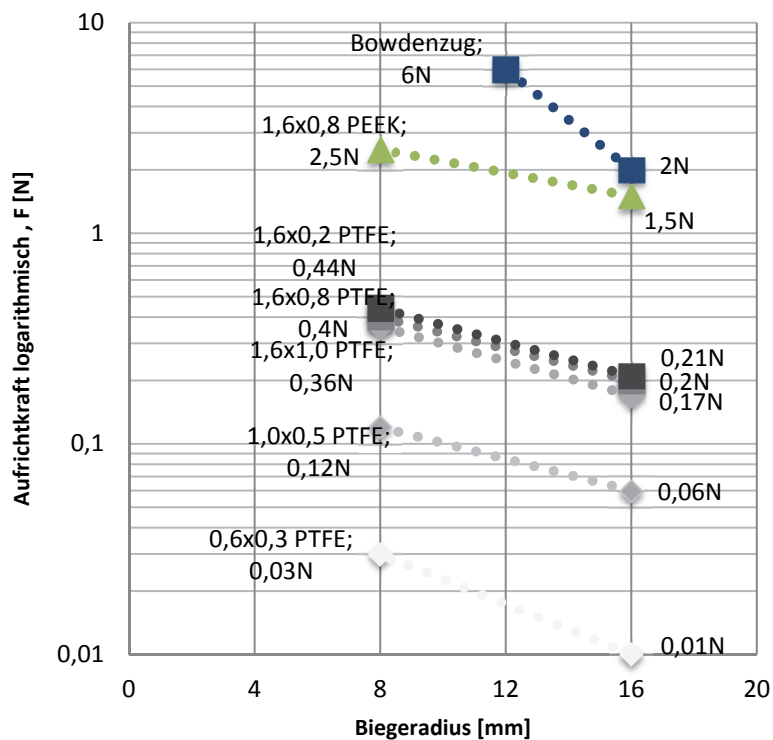


Abbildung 41: Aufrichtkräfte am Schlauch und Bowdenzug

6.1.4 Diskussion

Die vorangegangenen Untersuchungen haben einige Vorteile der hydraulischen Kraftübertragung beschrieben und bestätigt. Sie zeigten, dass eine Schlauchbiegung im Bereich kleinster möglicher Biegeradien (bei den untersuchten Schläuchen Werte von bis zu 4 mm), nur geringe Veränderungen auf übertragbare

Kräfte und den Volumenstrom bewirkt. Erst ab noch geringeren Biegeradien sind Querschnittsverengungen und damit Volumenstromverluste zu erwarten; im Gegensatz zu Bowdenzügen, welche so kleine Biegeradien gar nicht und größere nur mit erheblichen Verlusten ermöglichen.

Auch entsteht in den vorgebogenen Hydraulikleitungen bei Druckbeaufschlagung keine zusätzliche Aufrichtkraft. Nur die Rückstellkräfte des Schlauchs an sich sind vorhanden, liegen aber je nach Material und Durchmesser, Größenordnungen unter denen eines metallischen Drahtgeflechts selben Querschnitts.

Mit dem kleinsten getesteten Schlauch von nur 0,2 mm Durchmesser können dieselben Kräfte übertragen werden wie mit weitaus größeren Schläuchen, allerdings ist der mögliche Volumenstrom bei so kleinen Durchmessern begrenzt. Zur Veranschaulichung dieser Problematik und Bestimmung des durch den Volumenstrom begrenzten, minimalen Durchmessers werden im Folgenden die mit der Handkraft erzeugbaren ($Q(p)$ erzeugbar) und die nach den Anforderungen nötigen ($Q(p)$ erforderlich) Volumenströmen bestimmt. Diese Werte werden dann mit den im Versuch bestimmten Durchflusskurven der Testschläuche verglichen. Für die Berechnung dieser beiden Vergleichswerte wurden die folgenden Werte aus der Analyse übernommen:

- Greifmoment an den Branchen des Endeffektors 700 Nmm
- Drehmoment konstant über Schwenkwinkel der Branchen von 30°
- Schließdauer max. 0,5 s
- Max. aufzuwendende Handkraft 50 N (an Hebelarm 70 mm)
- Betätigungsweg am Handgriff 30 mm

Über die Geometriebeziehungen an Handgriff und Endeffektor in Abbildung 42 lassen sich so die maximal aufbringbare Arbeit am Handgriff $w_{Handgriff} = 1417 \text{ Nmm}$ und die zur Erreichung der geforderten Kraft und Schließdauer nötige Arbeit am Endeffektor $w_{Endeffektor} = 367 \text{ Nmm}$ bestimmen.

Die durch die Hydraulik übertragene Arbeit lässt sich aus dem Produkt von Hydraulikdruck und dem verschobenen Flüssigkeitsvolumen berechnen. So kann zusammen mit dem in der Formel

$$Q = 7,07 \text{ mm}^2 * \frac{10 \text{ mm}}{0,5 \text{ s}} = 141,4 \frac{\text{mm}^3}{\text{s}} \quad [5-5]$$

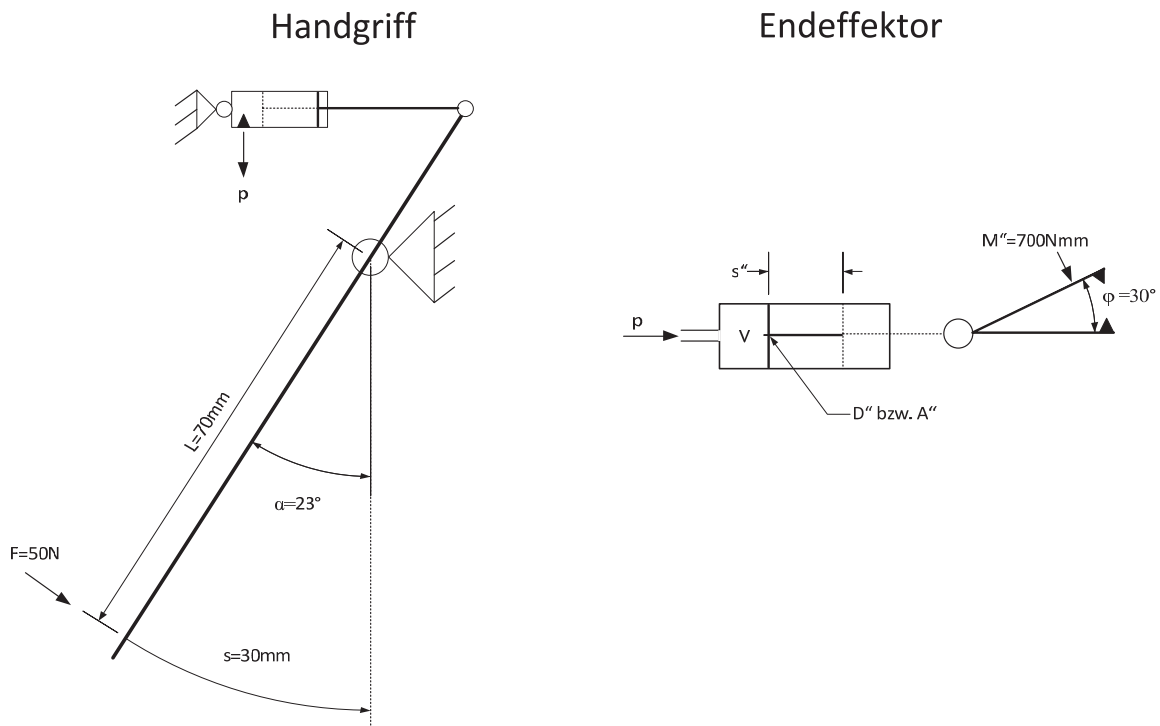


Abbildung 42: Geometriebeziehungen an Handgriff und Endeffektor

bestimmten Volumenstrom und ausgehend von den beiden eben bestimmten Arbeiten, der Zusammenhang zwischen Hydraulikdruck und Volumen grafisch dargestellt werden.

In Abbildung 43 werden die zuvor gezeigten, vom Leitungsdurchmesser abhängigen Volumenströme, dem mit der Handkraft erzeugbaren $Q(p)$ erzeugbar und $Q(p)$ erforderlich gegenübergestellt.

Im Diagramm ist zu erkennen, dass sich die Charakteristik des Schlauches mit 0,2 mm stark von der der anderen Durchmesser unterscheidet. Bei diesem Schlauch muss erst ein sehr hoher Druck aufgebaut werden, um in den Auslegungsbereich zu gelangen. Das bedeutet entweder es wird eine hohe Handkraft aufgewendet oder die Branchen des Endeffektors schließen sich nur langsam. Ein feinfühliges schnelles Greifen wäre mit einem Schlauch unter 0,3 mm Innendurchmesser nicht möglich.

Die steilere Kurve bei Schläuchen ab 0,3 mm Innendurchmesser ist hingegen ideal für den Einsatz in Instrumenten. Hier wird schon mit relativ niedrigen Drücken schnell der Auslegungsbereich erreicht. Das bedeutet, selbst mit geringem Handkrafteinsatz lassen sich die Branchen des Endeffektors schnell schließen. Ein verzögerungsfreies, feinfühliges Arbeiten wird also möglich.

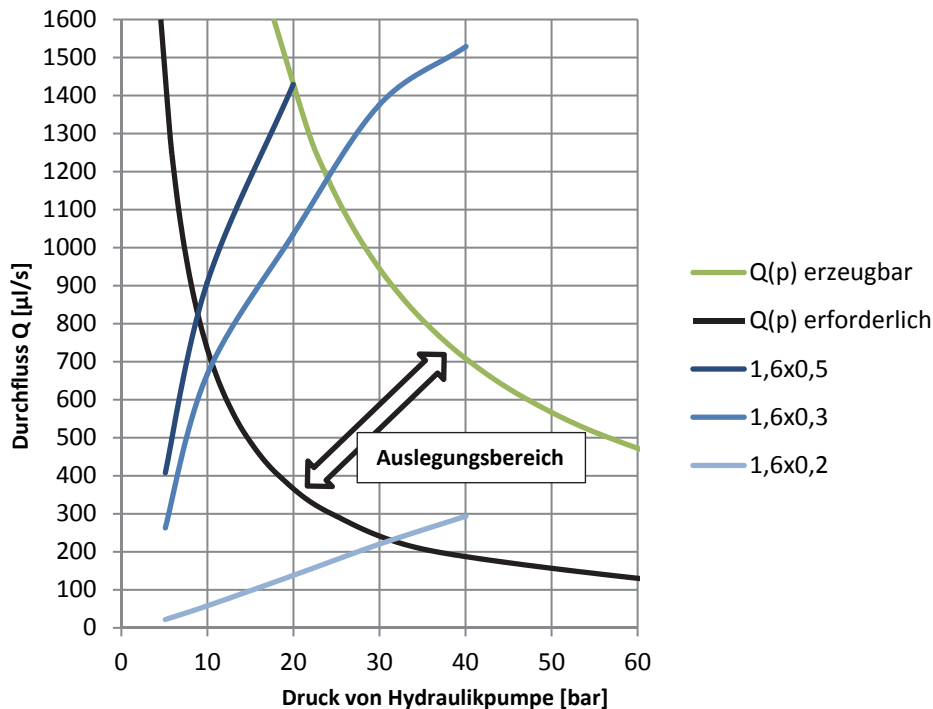


Abbildung 43: Vergleich Fluss durch Schläuche mit erzeugbarer Handkraft und der nach den Anforderungen nötigen Kraft

6.2 Versuchsaufbauten Hydraulikdichtungen

Mit diesen Versuchsaufbauten soll untersucht werden, welche Dichtungen in den aufzubauenden Miniaturhydraulikzylindern für den Einsatz in minimal invasiven Instrumenten eingesetzt werden können. Hierzu werden Dichtungsvarianten nach Material und Bauweise untersucht und bewertet. Wegen des geplanten Einsatzes in chirurgischen Instrumenten wurden Materialien ausgewählt, die auch in medizinisch zugelassenen Varianten am Markt erhältlich sind. Dabei werden die kleinsten als Standard zur Verfügung stehenden O- und X-Ringdichtungen aus Serie und eine Lippendichtung als Sonderanfertigung getestet. Für Dichtungsversuche werden eigene Zylinder aufgebaut.

6.2.1 Aufbau

Der Versuchsaufbau, mit dem die Hydraulikdichtungen untersucht werden, ist in Abbildung 44 dargestellt. Neben der Dichtwirkung der einzelnen Dichtungen sollen vor allem die durch diese verursachten Kräfte bei unterschiedlichen Drücken und Verfahrgeschwindigkeiten untersucht werden. Da die Einbautoleranzen eine entscheidende Wirkung auf die zu untersuchenden Werte haben, werden zudem noch unterschiedliche, als Halbzeuge am Markt verfügbare, Kolbenstangen und Zylinderrohre untersucht.

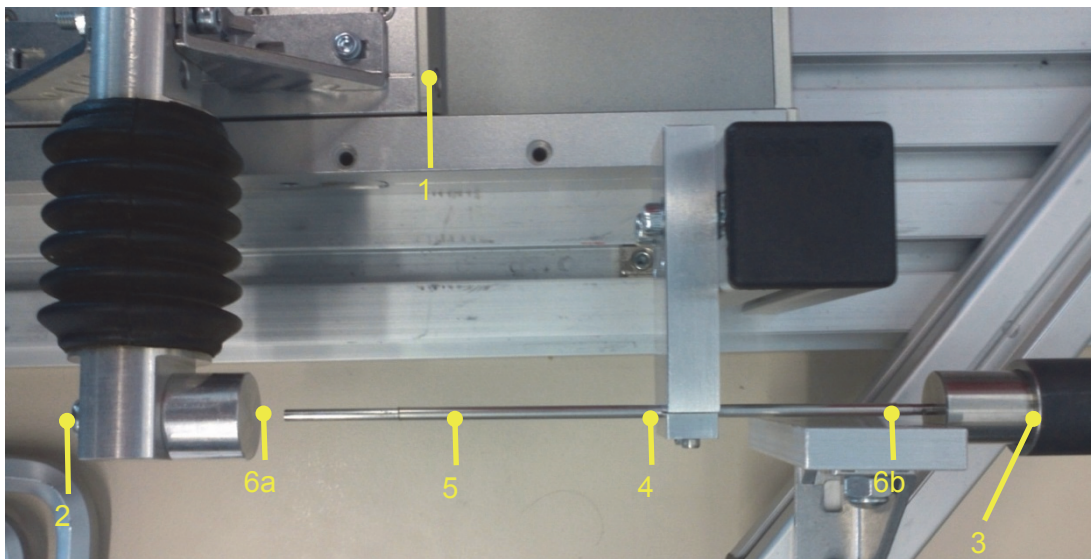


Abbildung 44: Bild des Versuchsstands Hydraulikdichtungen mit: (1) Linearmotorachse von Jenny-Science, (2) Kraftsensor, (3) in einem Stahlrohr geführte Druckfeder, (4) Halter Zylinderrohr, (5) Zylinderrohr, (6a+b) Testkolben

Krafterzeugung

Zur Aufbringung einer genau definierten Kolbenbewegung und Geschwindigkeit wird im Versuchsstand eine Linearmotorachse von Jenny-Science verwendet (Abbildung 44 (1)). Mit der Achse lässt sich eine maximale Kraft von 50 N bei einer maximalen Geschwindigkeit von 2,5 m/s erzeugen. Zudem kann mit einer in einem Stahlrohr geführten langen Druckfeder (Abbildung 44 (3)) mit niedriger Federrate eine Gegenkraft erzeugt werden, um die Federrückstellung im Hydraulikzylinder zu simulieren. Diese Gegenkraft kann über eine Schraubverbindung durch Vorspannung der Feder eingestellt werden.

Dichtungen und Dichtungsaufnahme

Insgesamt werden fünf verschiedene Dichtungen untersucht, welche sich in drei unterschiedlichen Bauformen (siehe Abbildung 45), vier unterschiedlichen Materialien und zwei verschiedenen Abmaßen unterscheiden. Die einzelnen Dichtungen sind in Tabelle 7 aufgeführt.

Tabelle 7: Untersuchte Dichtungen

Art	Größe [\varnothing i x Dicke]	Material (siehe Anhang)	Härte [Shore A]	Lieferant	Einsatztemperatur des Werkstoffs
O-Ring	0,74x1,0	FKM	75	Arcus	- 20°C bis 200°C
O-Ring	0,74x1,0	AU	90	Arcus	- 30°C bis 100°C
O-Ring	0,74x1,0	NBR	70	Ulman	- 30°C bis 100°C
X-Ring	0,74x1,0	NBR	70	Arcus	- 30°C bis 100°C
Lippen- dichtung	\varnothing i=0,7 ; \varnothing a=2,4	H-ECOPUR	?	SKF Econo-	?

Die Kolben als Dichtungsaufnahmen sind, wie in Abbildung 45, aufgebaut. Die Dichtungen sitzen auf einer Stange mit 0,8 mm Durchmesser und sind axial durch aufgeklebte Messingscheiben gesichert. Das axiale Spiel der Dichtungen beträgt ca. 0,2-0,3 mm. Zwei solche Kolben mit jeweils derselben Dichtung werden in die gegenüberliegenden Öffnungen des vorgefüllten Zylinderrohres eingeführt.

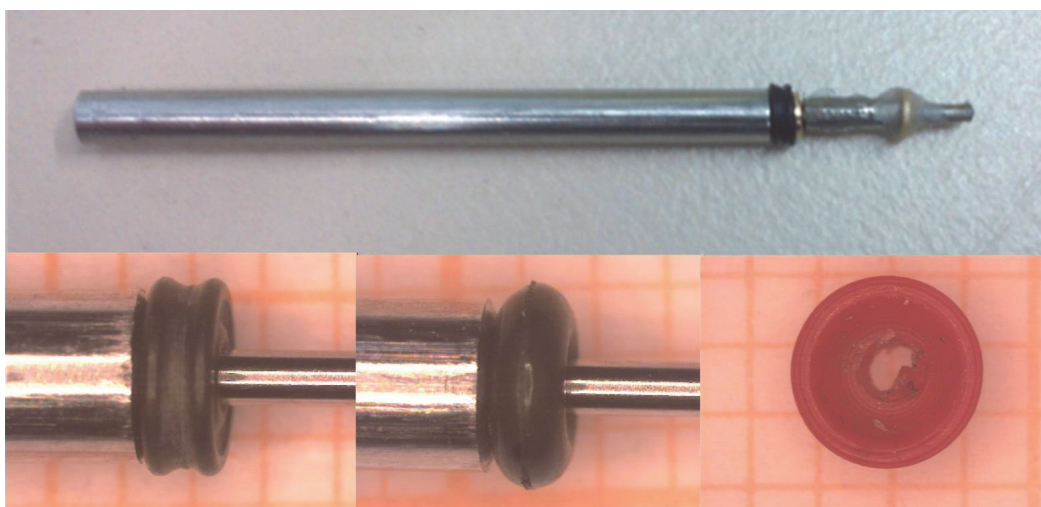


Abbildung 45: (oben) Testkolben mit schwarzer X-Ring Dichtung, (unten) X-Ring Dichtung (links), O-Ring Dichtung (Mitte), Lippendichtung (links) mit Millimeterpapier im Hintergrund

Kolbenstangen und Zylinderrohre

Um den Einfluss der Einbautoleranz auf die Dichtwirkung der einzelnen Dichtungen zu untersuchen, werden die Kolben jeweils mit drei Kolbenstangen mit unterschiedlichen Außendurchmessern aufgebaut. Eine Übersicht über die verwendeten Kolbenstangen ist in Tabelle 8 zu finden.

Tabelle 8: Übersicht der verwendeten Kolbenstangen

D_a [mm]	Tol [mm]	Lieferant	Werkstoff
2,35	-0,01 +0	Misumi	1.4301 / X5CrNi18-11
2,45	-0,01 +0	Misumi	1.4301 / X5CrNi18-11
2,55	-0,01 +0	Misumi	1.4301 / X5CrNi18-11

Zur Untersuchung der äußeren Einbautoleranz werden die Kolben jeweils in drei Rohren mit unterschiedlichen Innendurchmessern getestet. Die Übersicht der Rohre wird in Tabelle 9 dargestellt.

Tabelle 9: Übersicht der verwendeten Rohre

D_i [mm]	Tol [mm] D_i	D_a [mm]	Tol [mm] D_a	WS [mm]	Lieferant	Werkstoff
2,38	0,01	2,58	-	0,1	Interalloy	14306/ 14307. GNH.1200
2,5	+0 +0,05	2,7	+0,02 -0,02	0,1	Unimed	
2,6	+0 +0,05	3	+0,02 -0,02	0,2	Unimed	

Sensorik

Die am Kolben anliegenden Kräfte werden mittels eines Biegebalken-Kraftsensors der Firma Burster zeitlich aufgelöst aufgenommen. Der Sensor besitzt einen Messbereich von 0-100 N bei einer Messgenauigkeit von $\pm 0,1\%$.

6.2.2 Test-/Messplan

Im Folgenden werden der genaue Aufbau, die zu ermittelnden Messgrößen und die Durchführung der Messung beschrieben. Wenn nicht anders angegeben, wurden die Versuche mit dem medizinischen Weißöl „Paraflo 15“ durchgeführt.

Der Dichtspalt, zwischen dem äußeren Umfang der Kolbenstange und dem Zylinderrohr, ist sehr wichtig für das Funktionieren des ganzen Dichtsystems. Bei allen Messungen bis auf die bei vergrößertem Dichtspalt wurde die Kolben/Rohr-Kombination mit der geringsten Spalthöhe gewählt. Die Spalthöhe beträgt demnach unter Berücksichtigung der Toleranzen 25-50 μm . Die Lippendichtung der ECONOMOS ist eine auftragsgefertigte Dichtung für einen Rohrdurchmesser von 2,4 mm. Daher kann die Dichtung nur in dem Rohr mit 2,38 mm Innendurchmesser funktionieren und wird auch nur in dieser Kombination getestet.

Statische Dichtheit

Bei der Prüfung der Dichtungen auf statische Dichtheit werden die Kolbenstangen mit der mit dem Sensor maximal messbaren Kraft von 100 N beaufschlagt. Da sich mit der Linearachse nur Kräfte bis 50 N realisieren lassen, wird die Kraft durch Verschieben des Schlittens der Linearachse mit der Hand erzeugt. Während der Beaufschlagung mit der Kraft wird der Aktor auf Leckage kontrolliert.

Dynamisches Verhalten

Das dynamische Verhalten der einzelnen Dichtungen wird durch das Abfahren unterschiedlicher Kraft-Zeit-Diagramme untersucht.. Der Biegebalkenkraftsensor ist auf der Linearachse befestigt und drückt beim Verfahren der Achse auf den vorderen Kolben der Aktoreinheit und erlaubt die Messung der dort anliegenden Kolbenkraft. Die folgenden sechs Versuchsreihen wurden für alle drei O-Ringe und den X-Ring mit den drei Zylinderrohr/Kolben-Kombinationen durchgeführt:

- V1 Kolben verfahren mit $v = 1 \text{ mm/s}$ ohne Gegenkraft
- V2 Kolben verfahren mit $v = 6 \text{ mm/s}$ ohne Gegenkraft
- V3 Kolben verfahren mit $v = 1 \text{ mm/s}$ und Gegenkraft

- V4 Kolben verfahren mit $v = 6 \text{ mm/s}$ und Gegenkraft
- V5 Kolben etappenweise verfahren mit $v = 1 \text{ mm/s}$ und Gegenkraft
- V6 Kolben etappenweise verfahren mit $v = 6 \text{ mm/s}$ und Gegenkraft

Es liegen also zu jedem Versuch 12 miteinander vergleichbare Messprotokolle vor. Für die Lippendichtung wird der Versuch nur mit der einen möglichen Zylinderrohr/Kolben-Kombinationen durchgeführt.

Bei V1 und V2 wird der vordere Kolben mit einer definierten Geschwindigkeit und Hub verfahren, während der hintere Kolben frei beweglich ist. Die zum Verfahren nötige Kraft wird über die Zeit aufgezeichnet.

Für die Versuche V3 und V4 wird der vordere Kolben mit einer definierten Geschwindigkeit und einem Hub von 18 mm verfahren, dann wird diese Position 5 s gehalten und anschließend fährt die Linearachse an ihre Ausgangsposition zurück. Der hintere Kolben wird durch eine Feder mit einer Kraft beaufschlagt. Die Gegenkraft der Feder ist so eingestellt, dass sie 27 N an der Ausgangsposition „Federkraft an Nullposition“ beträgt.

Der Ablauf der Versuche V5 und V6 entspricht größtenteils dem von V3 und V4, jedoch wird der Gesamthub auf drei gleiche Etappen von je 6mm Hub aufgeteilt und zwischendurch kurz gehalten. Nach dem dritten Hub wird die Achse wiederum in drei Etappen zurückverfahren und am Ende wird nochmals eine Etappe vorgefahren. Dadurch wird der Einfluss des Umklappens der Dichtungen ersichtlich, sowie der unterschiedliche Kraftaufbau innerhalb eines Zyklus.

Dichtheitsprüfung bei vergrößertem Dichtspalt

Hier wurde der Einfluss der Spalthöhe des Dichtspalts untersucht. O-Ringe aus AU wurden auf zwei Kolben mit 2,35 mm Durchmesser montiert und dieser Aufbau dann mit einem Zylinderrohr mit Innendurchmesser 2,50 mm kombiniert. Hieraus ergibt sich unter Berücksichtigung der Toleranzen eine Spalthöhe von 75-105 μm im Gegensatz zu der standardmäßigen Spalthöhe von 25-50 μm . Der Ablauf war entsprechend V4 bei den Untersuchungen zur dynamischen Dichtheit.

Gleitreibung

Für die Bestimmung der Gleitreibung wurden die Messdaten aus V3 und V4 verwendet. Als Maß für die Gleitreibung wurde der Kraftabfall direkt nach dem Verfahren verwendet. Da die Werte aus bei beiden Messungen entstandenen Diagrammen abgelesen werden müssen, können diese Gleitreibungswerte lediglich als grobe Abschätzung betrachtet werden. Mit dem Vergleich dieser Reibwerte, lässt sich zumindest qualitativ eine Reihenfolge der verschiedenen Dichtungen abschätzen.

6.2.3 Ergebnisse

Statische Dichtheit

Alle O-Ringe und auch die X-Ringe sind in allen Rohrdurchmessern statisch bis mindestens 100 N dicht. Dieser Wert entspricht bei den gegebenen Rohrdurchmessern von 2,38-2,6 mm einem Druck von etwa 188-229 bar.

Die Lippendichtung ist im 2,38 mm Rohr im statischen Zustand bei einer anliegenden Kraft von 100 N, also einem Druck von ca. 188 bar, dicht.

Dynamisches Verhalten

Bei den Versuchsreihen V1 und V2 wird wie beschrieben der Kolben, verfahren. Eine beispielhafte Kraftkurve dieser beiden Versuche ist in Abbildung 46 dargestellt.

Die Bewegung der Linearachse beginnt mit dem Anstieg der Kraft bei der Zeitmarke 7,9. Die Kraft steigt bis zu einem markanten Ausschlag, an diesem Punkt ist die Haftreibung der Dichtung überwunden und der Kolben beginnt sich zu bewegen. Im Anschluss wird die für den Übergang von Festkörper zu Flüssigkeitsreibung, bei flüssigkeitsgeschmierter Reibung, charakteristische Stribeck-Kurve durchlaufen.

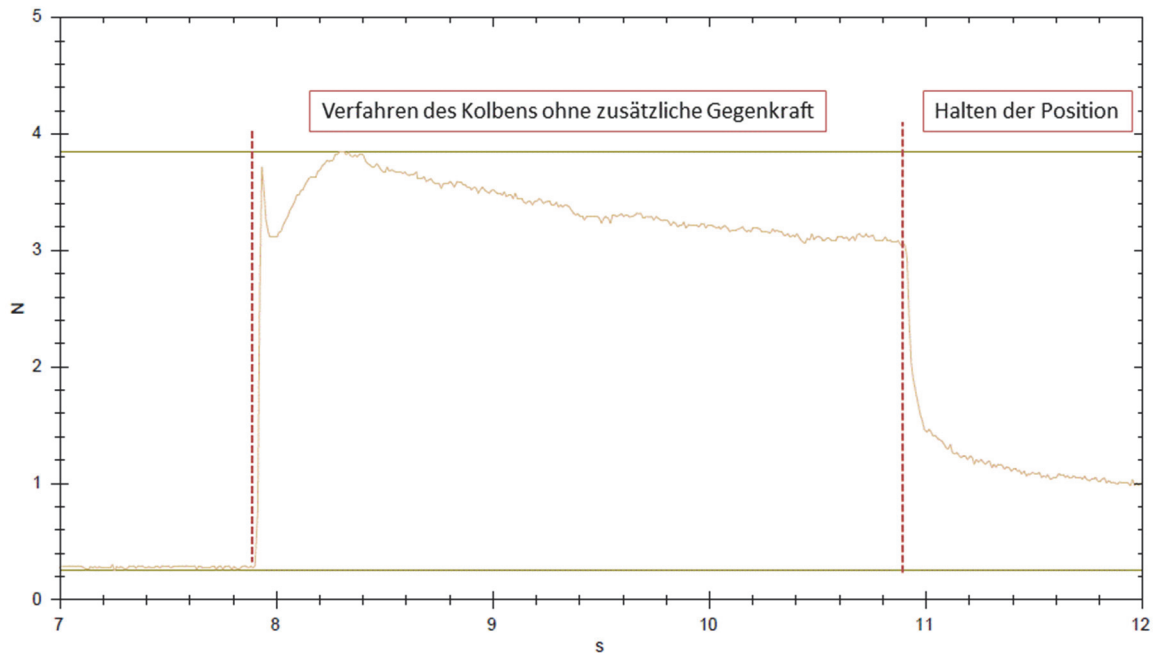


Abbildung 46: Messung V2 mit O-Ring FKM in Zylinderrohr mit 2,5mm

Diese Reibungskurve lässt sich wie in Abbildung 47 dargestellt in drei Bereiche gliedern. Im ersten Bereich, der so genannten Grenzreibung, befindet sich kein Schmiermittel zwischen den Kontaktflächen. Die Bewegung erfolgt ungeschmiert und mit einem hohen Verschleiß. Im Gegensatz dazu ist im Bereich 3 die Schmiermittelschicht dick genug, so dass die beiden Oberflächen komplett voneinander getrennt sind. Es entsteht kein Verschleiß durch Reibung. Im Bereich 2 herrscht Mischreibung. Es befindet sich etwas Schmiermittel im Spalt, aber die Schicht ist nicht dick genug und die Oberflächen reiben noch aufeinander.

Je geringer die Kräfte, die die Reibflächen zusammendrücken und je höher viskos die Schmierflüssigkeit, desto kürzer wird Bereich 1, desto steiler fällt Bereich 2 und steigt Bereich 3 der Stribeck-Kurve an (Künne, 2001).

Mit der Geschwindigkeit steigt die Reibung bis zum Kraftmaximum an, welches sich beim Erreichen der Verfahrensgeschwindigkeit des Versuchs einstellt. Anschließend wird die Reibkraft wieder kontinuierlich geringer. Dies geschieht durch eine Stabilisierung des Schmierfilms. Nach dem Anhalten der Linearachse fällt die Kraft stark ab. Allerdings bleibt durch die Elastizität der Dichtung eine leichte Gegenkraft vorhanden.

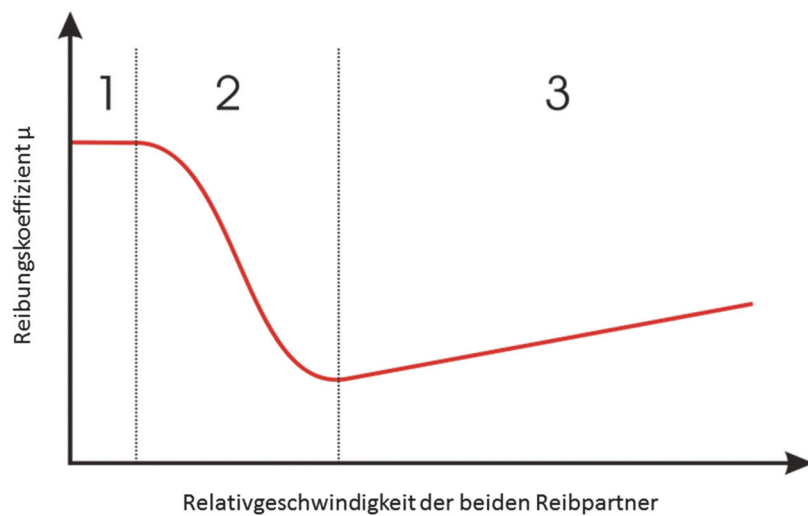


Abbildung 47: Stribeck-Kurve zeigt den Kraftaufwand bei Bewegung zweier in Kontakt stehenden Oberflächen mit Schmiermittel zwischen den Kontaktflächen (Künne, 2001)

Bei den Versuchen V3 und V4 wird jeweils gegen eine Feder verfahren. Dadurch wird nicht nur das Halten einer aufgebracht Kraft möglich, sondern auch das Wechseln der Bewegungsrichtung. Das Kraft-Zeit-Diagramm eines Versuchs aus dieser Reihe wird in Abbildung 48 dargestellt.

Dabei ist zu bemerken, dass durch die Reibung der Dichtungen ein Teil der Gesamtkraft, welche auf den Kolben wirkt, verloren geht, wodurch am Biegebalkensensor eine etwas geringere „Kraft am Kolben“ als die anliegende Federkraft gemessen wird.

Der Anfang der Kurve verläuft ähnlich der Messung ohne Gegenkraft. Beim Erreichen der Maximalgeschwindigkeit fällt die Kraft allerdings nicht ab, sondern nimmt stetig zu. Dies kommt daher, dass die Krafterhöhung durch das weitere Stauchen der Feder, mehr ins Gewicht fällt als die in den Versuchen V1 und V2 beobachtete Stabilisierung des Schmierfilms. Nach dem Anhalten der Linearachse fällt die Kraft ab. Das kommt daher, dass die Reibkraft durch die fehlende Bewegung wegfällt, es bleibt nur noch der von der Feder erzeugte Kraftanteil übrig.

Beim Zurückfahren der Linearachse entsteht die gespiegelte Verfahrkurve. Die Feder muss erst die Haftreibung überwinden. Es ist wieder die Stribeck-Kurve erkennbar. Anschließend fällt durch die immer schwächer gestauchte Feder die Kraft kontinuierlich ab. Nach dem Anhalten verschwindet die Gleitreibung wieder und die Kolbenkraft ist auf dem Niveau vor dem Versuch.

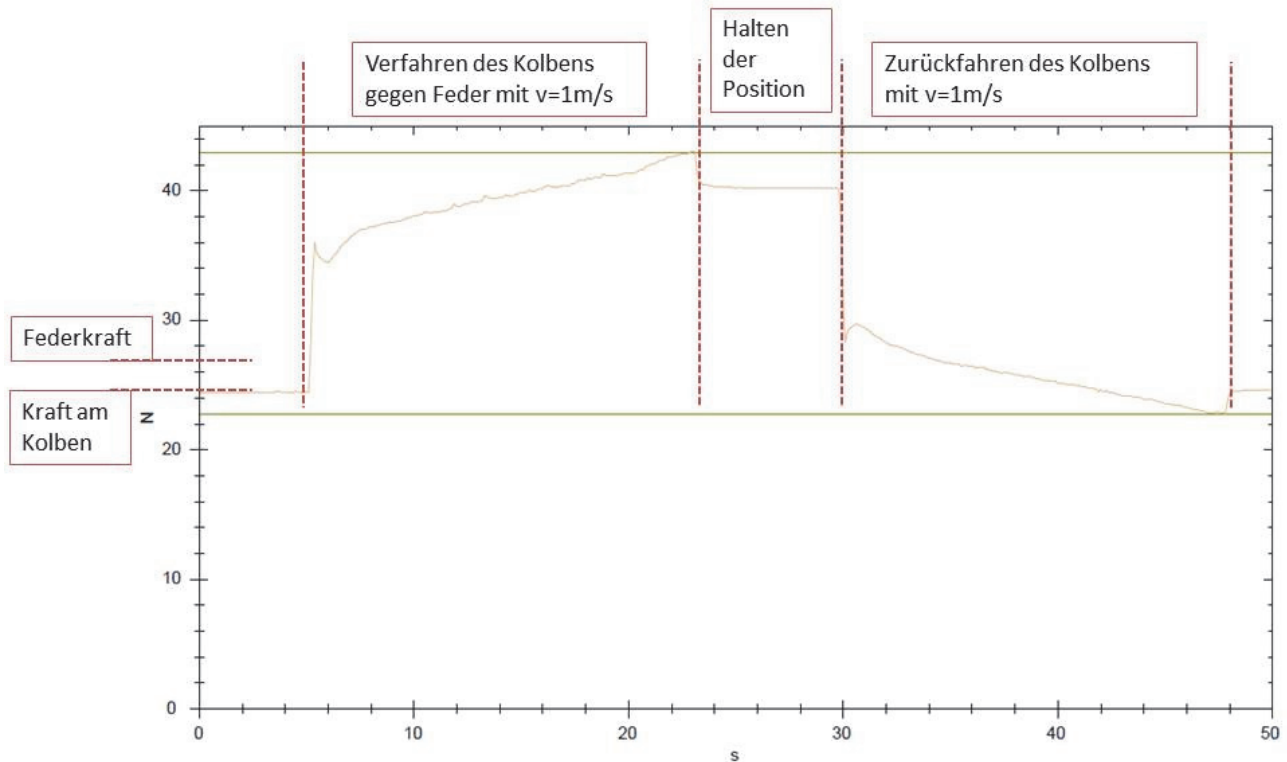


Abbildung 48: Messung V3 mit O-Ring AU in Zylinderrohr mit 2,6mm Innendurchmesser

Für die Versuche V5 und V6 wurden der Anfahrweg und der Rückfahrweg in Etappen unterteilt. Dadurch wird der Einfluss des Umklappens der Dichtungen ersichtlich sowie der unterschiedliche Kraftaufbau innerhalb eines Zyklus. Ein beispielhaftes Kraft-Zeit Diagramm dieser Versuche ist in Abbildung 49 dargestellt. Die Charakteristik ist wieder mit der der vorangegangenen Messungen vergleichbar. Auffällig ist der Kraftausschlag zum Überwinden der Haftreibung bei der ersten Etappe im Vergleich zu fast nicht sichtbaren Ausschlägen bei den folgenden beiden Etappen. Dies resultiert daher, dass beim Anfahren noch kein Schmierfilm zwischen Dichtung und Zylinder vorhanden ist.

Nachdem dieser durch das erstmalige Verfahren aufgebaut wird, bleibt er auch nach dem Anhalten und wieder Anfahren teilweise erhalten, wodurch die Haftreibung beim 2. und 3. Anfahren stark reduziert wird.

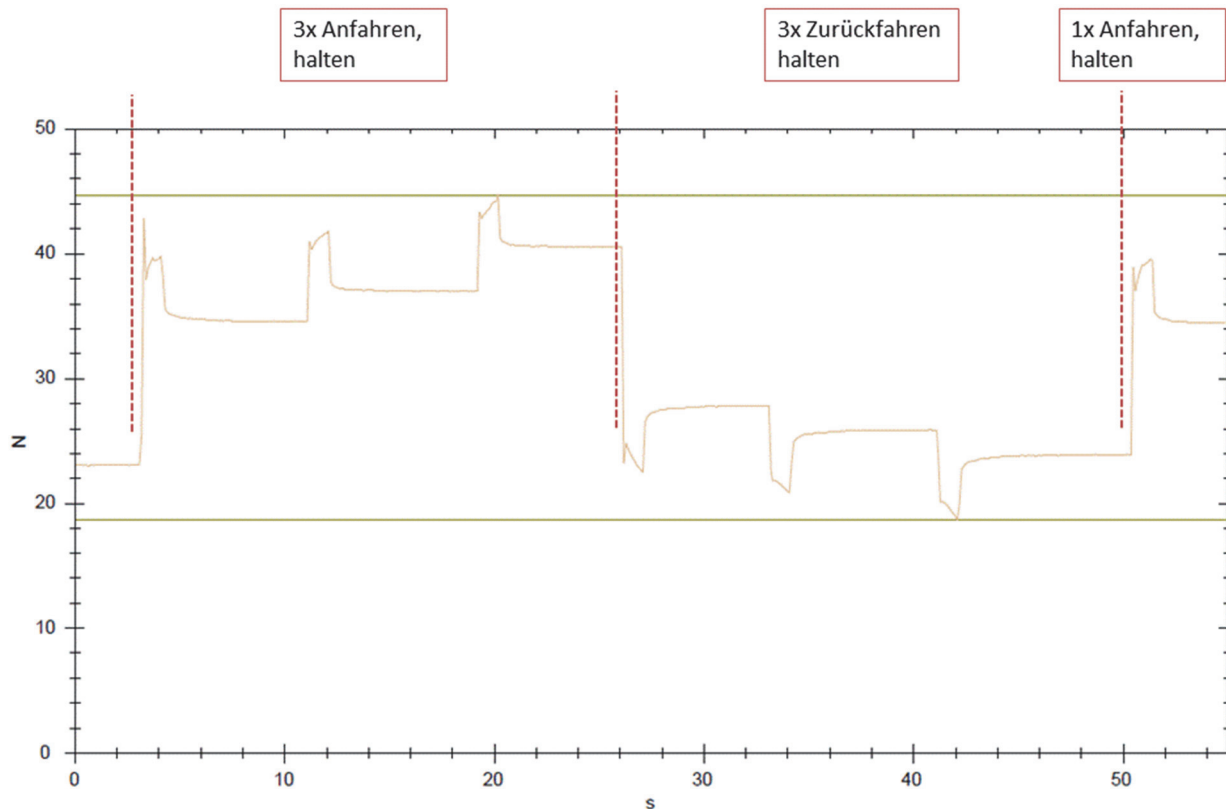


Abbildung 49: Messung V6 mit O-Ring NBR in Zylinderrohr mit 2,5mm Innendurchmesser

Beim Zurückfahren entsteht durch den Richtungswechsel und das „Umklappen“ der Dichtung wieder ein erhöhter Kraftaufwand zur Überwindung der Haftreibung. Dieser Ausschlag ist jedoch auch weniger stark als beim ersten Anfahren, da sich immer noch Schmierstoff zwischen Dichtung und Zylinderwand befindet. Bei den nun folgenden Anfahrbewegungen ist der Ausschlag zur Überwindung der Haftreibung nahezu nicht mehr zu erkennen, die Dichtung ist vollkommen mit Schmierstoff umschlossen.

Die getestete Lippendichtung ist nur statisch dicht, dynamisch ist sie vollkommen undicht und daher unbrauchbar. Darum existieren zu dieser Dichtung keine Messwerte zur dynamischen Dichtheit. Grund dafür ist die in Abbildung 45 gut zu erkennende, sehr ungenaue mechanische Fertigung der Dichtung. Abhilfe könnte hier die Fertigung der Dichtung als Spritzgussteil schaffen. Diese sehr kostenintensive Methode lag allerdings außerhalb des finanziellen Rahmens dieser Arbeit.

Dichtheitsprüfung bei vergrößertem Dichtspalt

Bei der Dichtheitsprüfung bei vergrößertem Dichtspalt zwischen Kolben und Zylinder stellte sich schon bei einer Kolbenkraft von unter 4N eine starke dynamische Undichtheit ein. Es liegt daher kein Messprotokoll vor. Dies zeigt allerdings, dass die Spalthöhe für die Dichtheit von entscheidender Bedeutung ist.

Gleitreibung

Zur Bestimmung der Gleitreibung wurde der Kraftabfall direkt nach dem Verfahren aus den Versuchsreihen V3 und V4 verwendet (siehe Abbildung 50).

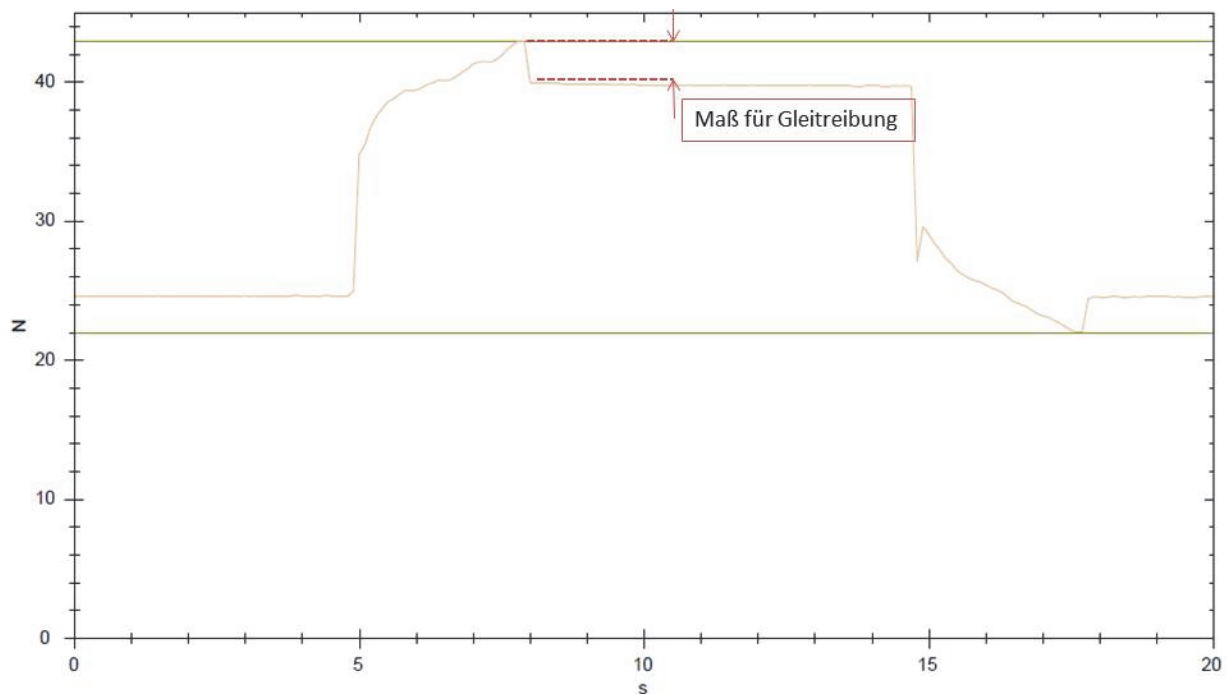


Abbildung 50: Abschätzung der Gleitreibung

Bei einer Gegenkraft von ca. 27 N ergibt sich folgende Reihenfolge der Gleitreibung bei den verschiedenen Dichtungen, wobei links die geringsten Reibwerte liegen, nach rechts ansteigend:

D 2,5 mm:

$v=6\text{mm/s}$: O-Ring (AU) < O-Ring (NBR) < O-Ring (FKM) < X-Ring (NBR)

$v=1\text{mm/s}$: O-Ring (AU) < O-Ring (FKM) < O-Ring (NBR) < X-Ring (NBR)

D 2,6 mm:

$v=6\text{mm/s}$: O-Ring (FKM) < O-Ring (NBR) < O-Ring (AU) < X-Ring (NBR)

$v=1\text{mm/s}$: O-Ring (FKM) < O-Ring (NBR) < O-Ring (AU) < X-Ring (NBR)

Bemerkung: Für den Zylinder mit $D=2,38\text{ mm}$ konnten mit dem X-Ring und dem O-Ring (NBR) keine Messungen durchgeführt werden. Der Kolben mit dem X-Ring konnte nicht in den Zylinder geschoben werden und die Reibung des O-Rings (NBR) war zu groß für die Linear-Achse ($> 60\text{ N}$).

Wie zu erkennen ist, erzeugen die Dichtungen in X-Ring Bauweise immer am meisten Reibung. Diese Dichtungen sind allerdings auch für höhere Drücke ausgelegt als die O-Ringe.

Die Gleitreibung der O-Ringe ist von der Verpressung abhängig. Bei großen Einbaumaßen überwiegt der stärkere Anpressdruck der härteren Werkstoffe der größeren Verformbarkeit der weicheren Werkstoffe (FKM/NBR). Folglich erzeugen bei gleicher Größe die weicheren O-Ringe weniger Reibung. Bei der höheren Verpressung im kleineren Zylinder legen sich die weicheren Ringe stärker an die Zylinderwand als die härteren. Die Vergrößerung der Reibfläche überwiegt, wodurch bei den weichen Ringen mehr Reibung entsteht. Dies bedeutet, die Kontaktfläche der Dichtung an der Zylinderinnenwand spielt eine sehr große Rolle bei der Gesamtreibung.

6.2.4 Diskussion

Die Messungen haben gezeigt, dass auch bei den verwendeten kleinen Abmessungen ein gleichmäßiges Verfahren des Zylinders möglich ist. Lediglich beim ersten Anfahren wird durch eine noch nicht ausreichende Schmierung die Haftreibung bemerkbar, ansonsten ist die Schmierung ausreichend. Es entstehen auch bei einer Bewegungsumkehr keine größeren Kraftsprünge, wodurch kein Ruckeln, also kein fühlbarer Stickschlupf-Effekt bei den aufzubauenden Instrumenten zu erwarten ist.

Durch die Spalthöhen-Versuche wurde deutlich, dass eine geringe Spalthöhe von höchster Wichtigkeit für die Dichtigkeit des Hydrauliksystems ist. Die Verpressung der Dichtungen bzw. der Zylinderinnendurchmesser ist in dem untersuchten Durchmesserpektrum nicht für Leckage verantwortlich.

Es ist aber sehr wahrscheinlich, dass ein wenig vorgespanntes Dichtelement aufgrund von Setzvorgängen bzw. der Vergrößerung des Druckverformungsrestes (beispielsweise durch hohe Temperaturen) nach einiger Zeit Leckage aufweist. Daher ist es zugunsten einer höheren Ausfallsicherheit empfehlenswert, das Dichtelement etwas mehr vorzuspannen und dafür mehr Reibung zu akzeptieren. Im Hinblick auf die getätigten Messungen ist es also ratsam, die getesteten O-Ringe in einem Rohr mit Innendurchmesser 2,5 mm zu betreiben, da die Reibung hier nur marginal höher liegt als im 2,6 mm-Rohr. Die Reibung im 2,4 mm-Rohr ist indiskutabel hoch.

Bei den Dichtungsarten haben sich O-Ringe als die vorteilhaftesten erwiesen. Sie haben geringe Reibung und zeigten sich als dynamisch dicht, auch wenn durch den ungünstigen Pressungsgradienten eines O-Rings absolute dynamische Dichtigkeit nur unter bestimmten Umständen möglich ist.

Aus den drei verglichenen O-Ringen erwiesen sich der O-Ring aus FKM und AU besser als der aus NBR. Aufgrund der deutlich geringeren Anschaffungskosten und des größeren Einsatztemperatur-Spektrums sind O-Ringe aus FKM zu empfehlen.

7 Demonstratoren

In diesem Kapitel werden aus den erarbeiteten Konzepten Funktionsmuster hydraulischer Instrumente aufgebaut. Bei der anschließenden Validierung und Untersuchung der Kräfte wird abgeglichen, ob die Instrumente den zuvor gestellten Anforderungen gerecht werden. Dabei werden zwei Kategorien von Instrumenten unterschieden, zum einen die Handinstrumente, welche ausschließlich mit Handkraft betrieben werden, und zum andern die Wechselsysteme, welche einen automatischen, durch eine Pumpe angetriebenen Instrumentenwechsel ermöglichen.

Die Handinstrumente sind in ihrer Funktion ähnlich den in Kapitel 3 beschriebenen standardmäßig in der Laparoskopie verwendeten Instrumenten. Mit ihnen soll die Eignung hydraulischer Antriebe für die minimal invasive Chirurgie gezeigt werden. Dazu werden neben der prinzipiellen Funktionalität in den Anforderungen definierte wichtige Merkmale wie Baugröße, Kräfte und Eignung als medizinisches Instrument untersucht.

7.1 **Starres, einfachwirkendes Instrument mit Federrückstellung**

Nach dem in 5.2.1 beschriebenen Konzept wurde ein einfachwirkendes Handinstrument mit einem starren Schaft aufgebaut. Der Schaft hat einen Außendurchmesser von 8mm und eine Länge von 320mm. Das Instrument ist somit für den Einsatz in der laparoskopischen Chirurgie geeignet. Es ist mit Wasser wiederbefüllbar als Hydraulikmedium.

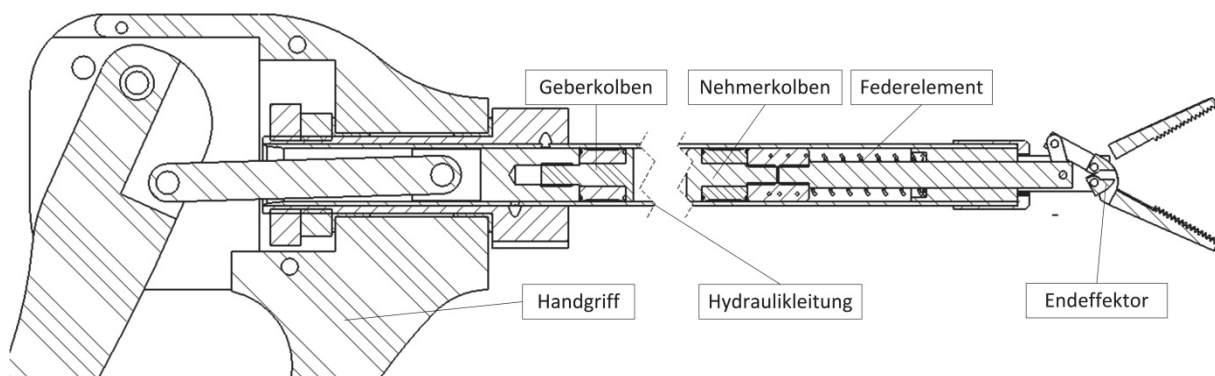


Abbildung 51: Aufbau des starren einfachwirkenden Instruments

7.1.1 Aufbau

Das Instrument besteht wie in Abbildung 51 dargestellt aus einem Handgriff, mit dem die Handkraft auf den Geberkolben übertragen wird.

Die beiden Hydraulikkolben besitzen den gleichen Durchmesser, es wurde also eine 1:1 Übersetzung bei der Hydraulik gewählt. Der Außendurchmesser der Kolben beträgt 7mm. Die Übertragung der hydraulischen Kraft erfolgt durch ein starres Rohr mit einem konstanten Innendurchmesser von 7mm. Die Kolben sind mit spanend gefertigten, beidseitig dichtenden Lippendichtungen bestückt. Die durch die Leitung übertragene hydraulische Arbeit wird vom Nehmerkolben über eine Schubstange auf das Scherengetriebe und von dort auf die Branchen des Endeffektors übertragen. Am distalen Ende befindet sich zudem ein Federelement, welches so ausgelegt ist, dass es die Rückstellung des Nehmerkolbens gegen die Reibkräfte der Dichtung bewerkstelligen kann.

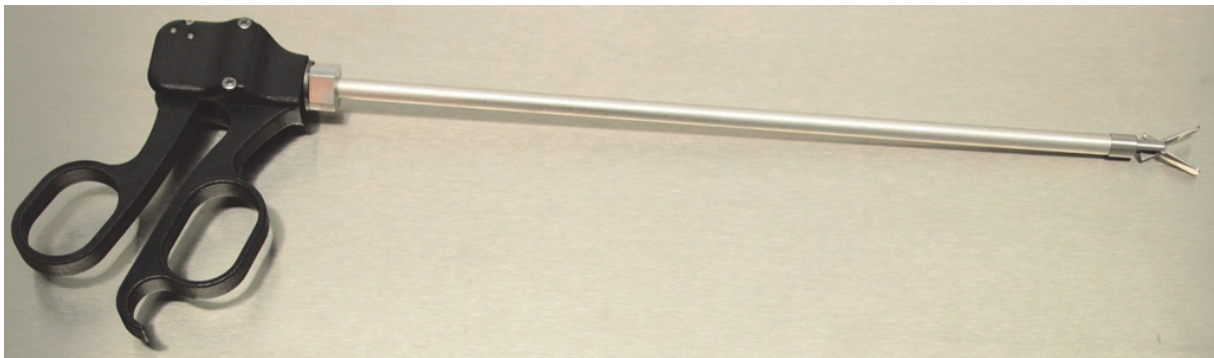


Abbildung 52: Starres einfachwirkendes Instrument

Die Aufnahme des Hydraulikrohrs ist im Handgriff drehbar gelagert, der Endeffektor hingegen ist gegenüber dem Rohr verdrehgesichert. Durch diesen Aufbau erhält der Endeffektor einen zusätzlichen über einen am Hydraulikrohr befestigten Vierkant benutzbaren Drehfreiheitsgrad. Eines der aufgebauten Instrumente ist in Abbildung 52 zu sehen.

7.1.2 Validierung und Verifizierung

Die fertig zusammengebauten Instrumente wurden mit Wasser als Hydraulikmedium befüllt, sie funktionieren gut und sind auch über längere Zeiträume, von mehreren Wochen, dicht und einsetzbar.

Die kompletten Instrumente wurden zudem im befüllten Zustand mehrfach autoklaviert. Alle Bauteile überstehen diesen Vorgang problemlos. Die verwendeten Dichtungen sind allerdings nicht gasdicht, daher entweicht verdampfte Flüssigkeit während der Sterilisation. Im Anschluss müssen die Instrumente daher wieder befüllt werden. Allerdings funktionieren die Testaufbauten auch nach mehrmaliger Sterilisation immer noch problemlos.

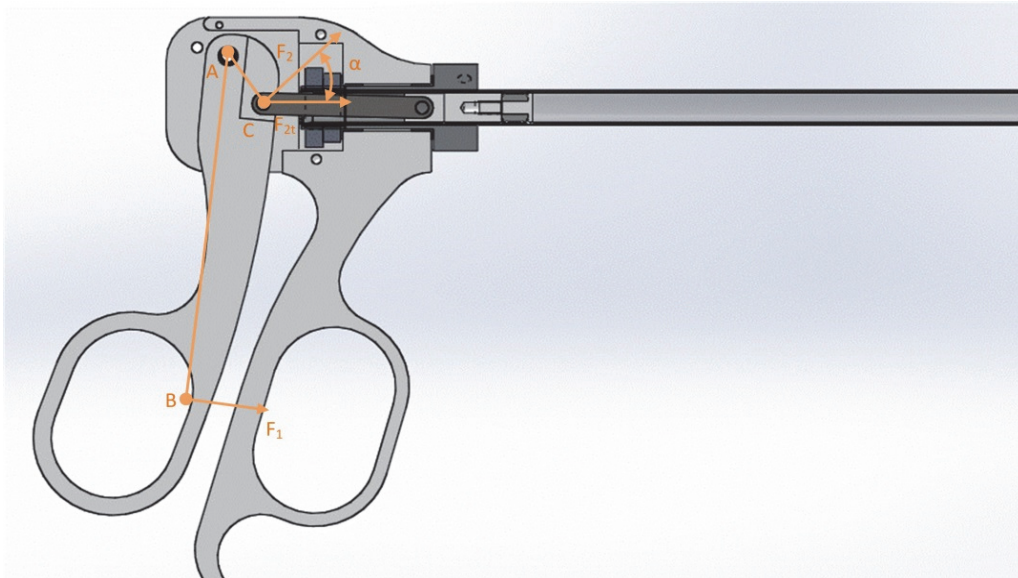


Abbildung 53: Kräfte am Handgriff des starren Handinstrumentes

Um zu untersuchen inwieweit das Handinstrument die in Kapitel 3 gestellten Anforderungen erfüllt, werden die Kräfteverhältnisse an Handgriff und Maulteil untersucht und die geforderten Werte verifiziert. Die Geometrien und Kräfte am Handgriff werden in Abbildung 53 veranschaulicht und benannt.

Die Kraft F_1 wird mit der Hand erzeugt und beträgt laut Anforderungsanalyse maximal 50 N. Da der Winkel zwischen Schubstange und Kolbenachse maximal $\pm 2,5^\circ$ und die dadurch resultierende Abweichung maximal 0,1% beträgt, kann dieser vernachlässigt und die Kraft F_{2t} als Kolbenkraft am Geberkolben angenommen werden. Da:

$$F_1 \cdot \overline{AB} = F_2 \cdot \overline{AC} \quad [7-1]$$

$$\cos \alpha = \frac{F_{2t}}{F_2} \quad [7-2]$$

gilt, lässt sich F_{2t} mit:

$$F_{2t} = F_1 * \frac{\overline{AB}}{\overline{AC}} * \cos \alpha \quad [7-3]$$

berechnen. Dabei sind die Größen am Handgriff: $l_1 = \overline{AB} = 85\text{mm}$; $l_2 = \overline{AC} = 13,5\text{ mm}$; $36^\circ \geq \alpha \geq -10^\circ$

Für die Kolbenkraft F_{2t} des Nehmerkolbens ergibt sich damit der in der folgenden Abbildung 54 dargestellte Verlauf.

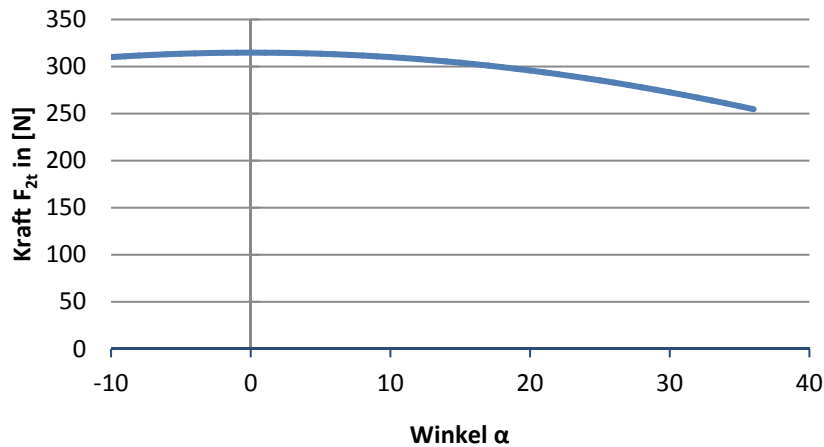


Abbildung 54: Kolbenkraft F_{2t} in Abhängigkeit des Winkels α am Handgriff

Das bedeutet $315\text{N} \geq F_{2t} \geq 255\text{N}$, also der Handgriff liefert eine Übersetzung der Handkraft zwischen 6:1 und 5:1. Im Bereich zwischen - und $+10^\circ$ Winkelstellung des Handgriffs ist die Übersetzung am höchsten und nahezu konstant. Die in diesem Bereich erzeugbare Kraft liegt bei ungefähr 310 N. Da der Winkel des Handgriffs auf eine Hublänge des Geberkolbens von 10 mm übersetzt wird, der Nehmerkolben am Maulteil aber nur einen Hub von 3 mm besitzt, kann durch eine entsprechende Voreinstellung beim Befüllen das Instrument genau in diesem Bereich betrieben und somit eine Konstante im Handgriff am Nehmerkolben erzeugte Kraft F_{2t} von 310 N angenommen werden.

In Abbildung 55 ist das Maulteil des Instrumentes mit den zugehörigen Geometrien, Gelenken, Wickeln und Elementen dargestellt. Die durch das Hydraulikmedium auf den Nehmerkolben übertragene Kraft F_3 entspricht, unter Vernachlässigung der Reibungsverluste in den Dichtungen, der Kraft am Nehmerkolben F_{2t} . Sie wird am Lager D von der Kolbenstange (3) symmetrisch auf die beiden Schubstangen des Scherengetriebes übertragen.

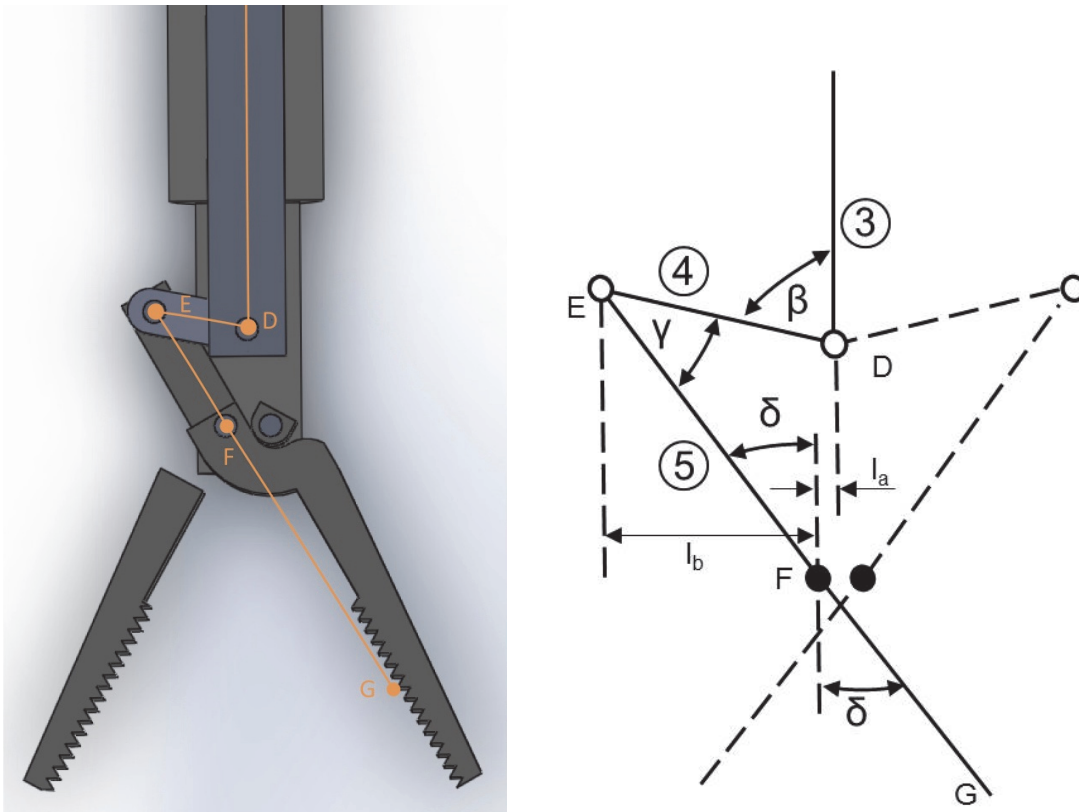


Abbildung 55: Geometrie (links) und Benennung der Gelenke, Wickel und Elemente des Maulteils des starren Handinstruments (rechts)

Die durch die Feder mit einer Federkonstante von 0,2 N/mm verursachte Gegenkraft kann vernachlässigt werden. Deswegen gilt für die in der Schubstange (4) wirkende Kraft:

$$F_4 = \frac{F_3}{2 \cos \beta} \quad [7-4]$$

Der das Moment an der Zangenbranche (5) erzeugende tangentielle Anteil F_{4t} der Kraft F_4 lässt sich über die Sinusfunktion des Winkels γ berechnen:

$$F_{4t} = \sin \gamma * F_4 \quad [7-5]$$

Zusammen mit [7-4] ergibt sich:

$$F_{4t} = \sin \gamma * \frac{F_3}{2 \cos \beta} \quad [7-6]$$

Für das Moment um das Lager der Zangenbranche F gilt daher:

$$M_F = \sin\gamma * \frac{F_3}{2\cos\beta} * \overline{EF} \quad [7-7]$$

Die an der Mitte der Greiffläche, in G, wirkende Kraft F_G berechnet sich somit aus:

$$F_G = \frac{\sin\gamma * F_3 * \overline{EF}}{2\cos\beta * \overline{FG}} \quad [7-8]$$

mit den Größen: $l_3 = \overline{DE} = 4,2\text{mm}$; $l_4 = \overline{EF} = 6\text{mm}$; $l_5 = \overline{FG} = 14\text{mm}$; $l_a = 1\text{mm}$; $30^\circ \geq \delta \geq 0^\circ$.

Die Kraft F_G soll in Abhängigkeit des Öffnungswinkels δ der Zangenbranche dargestellt werden. Der Winkel β lässt sich dazu mit:

$$\sin\delta = \frac{l_b}{l_4} \quad [7-9]$$

$$\sin\beta = \frac{l_b + l_a}{l_3} \quad [7-10]$$

als Funktion von δ darstellen:

$$\beta = \arcsin\left(\frac{l_4 \sin\delta + l_a}{l_3}\right) \quad [7-11]$$

Mit:

$$180^\circ - \beta + \delta + \gamma = 180^\circ \quad [7-12]$$

lässt sich der Winkel γ aus den Winkeln β und δ darstellen:

$$\gamma = \beta - \delta \quad [7-13]$$

Somit ergibt sich der in Abbildung 56 dargestellte Kraftverlauf in Abhängigkeit des Öffnungswinkels an den Zangenbrachen.

Die erzeugbare Kraft ist in den meisten Bereichen unter der geforderten Greifkraft von 35 N. Lediglich bei Öffnungswinkeln über 30° liegen die möglichen Kräfte über den geforderten Werten. Durch Anpassungen in der Geometrie des Zangengetriebes sind aber auch bei den kleinen Öffnungswinkeln Kräfte über 35 N möglich. Durch die Hubreserve - der Handgriff ermöglicht einen Kolbenhub von 10 mm, das Maulteil benötigt jedoch nur 3 mm Hub - ist auch eine hydraulische Übersetzung denkbar. Dabei würde der Handgriff mit einem kleineren Kolben als

das Maulteil versehen, wodurch die übertragenen Drücke im Hydrauliksystem und damit auch die Kräfte an der Zange größer werden.

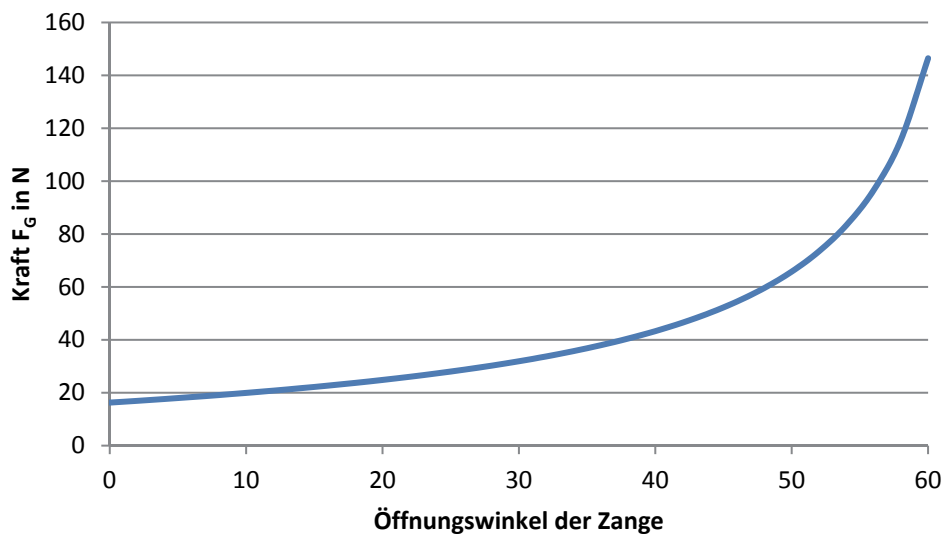


Abbildung 56: Kraftverlauf an den Zangenbranchen in Abhängigkeit des Öffnungswinkels

7.2 Starres, doppelwirkendes Instrument

Als Weiterentwicklung des einfachwirkenden, starren Instruments mit Federrückstellung wurde ein doppelwirkendes, starres Instrument entwickelt und aufgebaut. Durch die Modifikation von Geber- und Nehmerzylinder, so dass Kräfte in Schub- und Zugrichtung des Handgriffs übertragen werden können, ist ein aktives Schließen und Spreizen der Instrumentenbranchen möglich. Unter Verwendung desselben Endeffektors und Handgriffs konnte dabei der Außendurchmesser des gesamten Schafts von 8 auf 6 mm verringert werden.

7.2.1 Aufbau

Wie beim einfachwirkenden Instrumentenaufbau wird auch beim doppelwirkenden Aufbau die Kraft vom Handgriff auf den Geberkolben gebracht. Neben den Druckkräften, welche über die jeweiligen Stirnseiten des Kolbens übertragen werden, lassen sich über einen zweiten Hydraulikkreislauf auch Zugkräfte vom Handgriff über die Kolbenstangenseite des Zylinders transportieren. Die Hydraulikleitung dieses zweiten Kreislaufs ist jeweils direkt an den Kolben ange-

schweißt und über radiale Bohrungen in den Kolbenstangen mit den entsprechenden Druckkammern der Zylinder verbunden. Neben einer zweiten Hydraulikleitung ist noch eine zusätzliche Entlüftungsleitung nötig, um die Luft vollständig aus diesem Hydraulikkreislauf heraus zu bekommen. Der gesamte Aufbau ist in Abbildung 57 dargestellt und benannt.

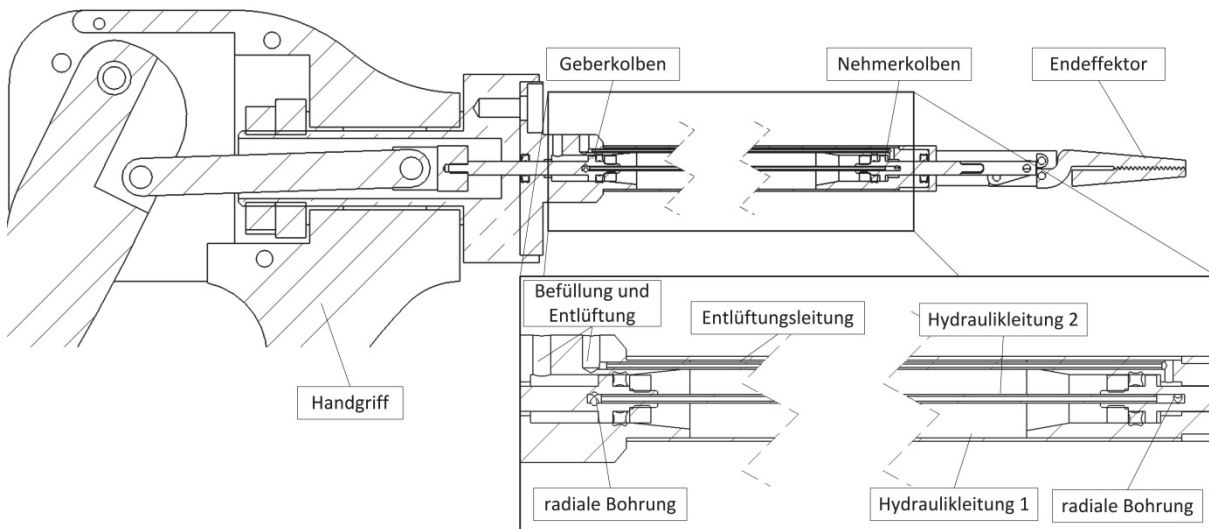


Abbildung 57: Aufbau des starren doppelwirkenden Instruments

Zur Abdichtung der Zylinder werden in beide Richtungen wirkende X-Ring Dichtungen verwendet. Die hydraulische Übersetzung ist für die zwei Bewegungsrichtungen jeweils 1:1, da mit diesem Wert gute Erfahrungen als Kompromiss zwischen Kraftübertragung und Feinfühligkeit gemacht wurden.

Die Befüllung und Entlüftung des Instrumentes erfolgt über zwei Bohrungen am hinteren Ende des Instrumentenschafts. Durch eine entsprechende Stellung der Hydraulikzylinder ist es möglich beide Hydrauliksysteme gleichzeitig mit Hydraulikmedium zu befüllen und per Durchströmung das ganze System zu entlüften. Eines der aufgebauten Instrumente ist in Abbildung 58 dargestellt.



Abbildung 58: Starres doppelwirkendes Instrument

7.2.2 Validierung und Verifizierung

Mit dem doppelwirkenden Instrument wird die geforderte, gleichzeitige Manipulation von Gewebe durch Greifen und Spreizen möglich. Durch die speziell entwickelte Entlüftung ist das Instrument trotz seines komplexen Aufbaus wiederbefüllbar und damit mehrfach verwendbar.

Gegenüber dem einfachwirkenden Instrument wurden die hydraulische Übersetzung, die Mechanik am Handgriff sowie die Mechanik am Endeffektor nicht verändert. Aus diesem Grund können die Berechnungen und Kraftverläufe aus dem vorigen Abschnitt auf das doppelwirkende Instrument übertragen werden. Lediglich beim Spreizen kehrt sich der Kraftvektor um, bleibt aber vom Betrag her gleich.

7.3 Flexibles, einfachwirkendes Instrument mit Federrückstellung

Nach dem in 5.2.1 beschriebenen Konzept wurde ein einfachwirkendes Handinstrument mit einem flexiblen Schaft aufgebaut. Der Schaft einschließlich der Instrumentenspitze hat einen Außendurchmesser von unter 2,9 mm und wurde in den Längen 1000 und 2000 mm aufgebaut. Das Instrument ist für den Einsatz in flexiblen Endoskopen geeignet. Es ist wiederbefüllbar mit den Hydraulikmedien Wasser und medizinischem Weißöl.

7.3.1 Aufbau

Das Instrument besteht wie in Abbildung 59 dargestellt und ähnlich wie das starre Instrument zuvor aus einem Handgriff, mit dem die Handkraft auf den Geberkolben übertragen wird. Dieses Instrument wurde zusätzlich noch mit der Möglichkeit versehen, die Position des Geberkolbens gegenüber dem Handgriff einzustellen. Zum einen wird so die Einstellung auf den gewünschten Öffnungswinkel des Handgriffs möglich, zum anderen kann bei geringen Verlusten von Hydraulikflüssigkeit die Position des Handgriffs nachjustiert werden.

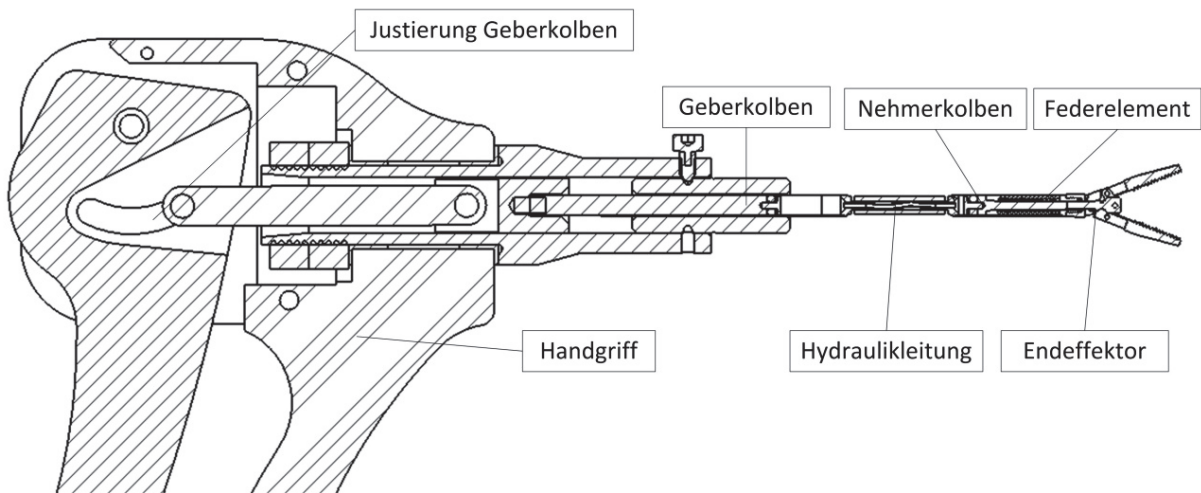


Abbildung 59: Aufbau flexibles einfachwirkendes Instrument

Aufgrund der vorangegangenen guten Erfahrungen hinsichtlich Dosierbarkeit und Feinfühligkeit wurde bei diesem Instrument wieder eine hydraulische Übersetzung von 1:1 gewählt. Der Außendurchmesser der Kolben beträgt 2,4 mm, sie werden durch O-Ringe abgedichtet. Die Übertragung der hydraulischen Kraft erfolgt durch ein flexibles Federstahlrohr mit einem Innendurchmesser von 0,5 mm. Zur Stabilisierung dieses für mechanische Belastung sehr anfälligen Kapillarrohrs wird es mit einer drehsteifen Hohlwelle mit 2,2 mm Außendurchmesser ummantelt.

Die durch die Leitung übertragene hydraulische Arbeit wird vom Nehmerkolben über eine Schubstange auf das im Rahmen dieser Arbeit speziell für diese Anwendung entwickelte Scherengetriebe und von dort auf die Branchen des Endeffektors übertragen. Am distalen Ende befindet sich zudem ein Federelement, welches so ausgelegt ist, dass es die Rückstellung des Nehmerkolbens, des Geberkolbens und des Handgriffs bewerkstelligen kann.

Die Aufnahme des Hydraulikrohrs ist im Handgriff drehbar gelagert, der Endeffektor ist fest mit der Hydraulikleitung und der Hohlwelle verbunden. Durch diesen Aufbau erhält der Endeffektor einen zusätzlichen, über die Kolbenaufnahme am Handgriff benutzbaren Drehfreiheitsgrad.

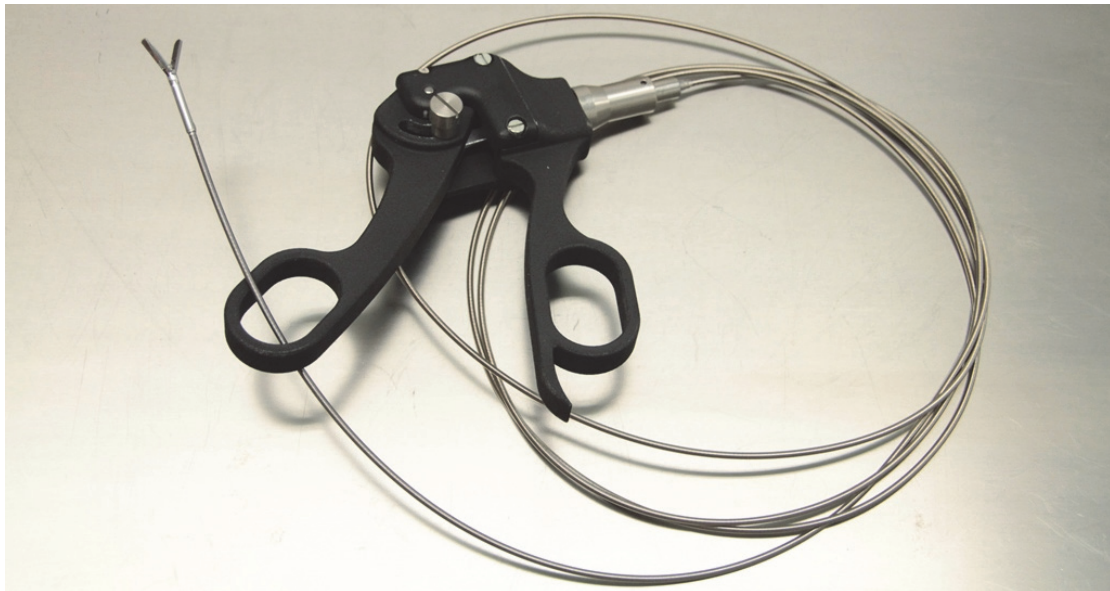


Abbildung 60: Flexibles einfachwirkendes Instrument

Von Seiten der Hygiene und damit der Reinigung und Wiederaufbereitung werden immer Höhere Anforderungen an die Instrumente gestellt. Eine Möglichkeit diese Thematik für komplexe, schwer zu reinigende Komponenten zu umgehen ist es, diese als Wegwerfteil auszuführen. Mit diesem Hintergrund wurde das flexible, einfachwirkende Instrument mit einem komplett austauschbaren Hydrauliksystem entwickelt. Es lassen sich der Endeffektor vom Nehmerkolben und der Handgriff vom Geberkolben trennen. Das Instrument ist so aufgebaut, dass das Hydrauliksystem als Wegwerfteil nach jeder Anwendung ausgetauscht werden kann. Eines der realisierten flexiblen Instrumente ist in Abbildung 60 dargestellt.

7.3.2 Validierung und Verifizierung

Die fertig zusammengebauten Instrumente wurden teils mit Wasser teils mit medizinischem Weißöl als Hydraulikmedium befüllt. Beide Varianten funktionieren gut und sind trotz der einfachen O-Ring-Dichtungen auch über längere Zeiträume dicht und einsetzbar. Die Hydraulikleitung ist ausreichend flexibel, aber trotzdem

mechanisch belastbar. Die Hohlwelle bietet ausreichend Schutz für die anfälligen Kapillarröhrchen. Der zweite Wert, der den Volumenstrom beeinflusst, ist die Länge der Hydraulikleitung. Nach der Theorie geht die Länge linear in den Wert für den Durchfluss ein. Bei einer Verkürzung der Hydraulikleitung um das 5-fache sollte sich der Volumenstrom ebenfalls um das 5-fache erhöhen. Ergebnisse der Versuche mit unterschiedlich langen Schlauchleitungen sind in Abbildung 38 zusammengefasst.



Abbildung 61: Flexibles Instrument bei der Anwendung im Arbeitskanal in einem flexiblen Endoskop

In ersten Versuchen konnte gezeigt werden, dass das flexible Instrument in der 2000 mm Variante für den Einsatz in der flexiblen Endoskopie geeignet ist. Die Versuche wurden an einem Standardendoskop mit einem Arbeitskanaldurchmesser von 3,7 mm durchgeführt (siehe Abbildung 61). Das Einbringen und das Entfernen des Instruments funktionieren problemlos genau wie das Arbeiten mit dem Effektor im eingesetzten Zustand.

Im folgenden Abschnitt wird gezeigt, inwieweit das flexible Handinstrument die in Kapitel 3 gestellten Anforderungen erfüllt. Dazu werden die Kräfteverhältnisse an Handgriff und Maulteil untersucht, um die geforderten Werte zu verifizieren. Die Geometrien und Kräfte am Handgriff werden in Abbildung 62 veranschaulicht und benannt.

Die Kraft F_1 wird mit der Hand erzeugt und beträgt laut Anforderungsanalyse maximal 50N. Da der Winkel zwischen Schubstange und Kolbenachse, auch mit der Einstellbarkeit der Position des Geberkolbens gegenüber des Handgriffs, maximal $\pm 3^\circ$ und die dadurch resultierende Abweichung maximal 0,2% beträgt,

kann dieser vernachlässigt und die Kraft F_{2t} als Kolbenkraft am Geberkolben angenommen werden.

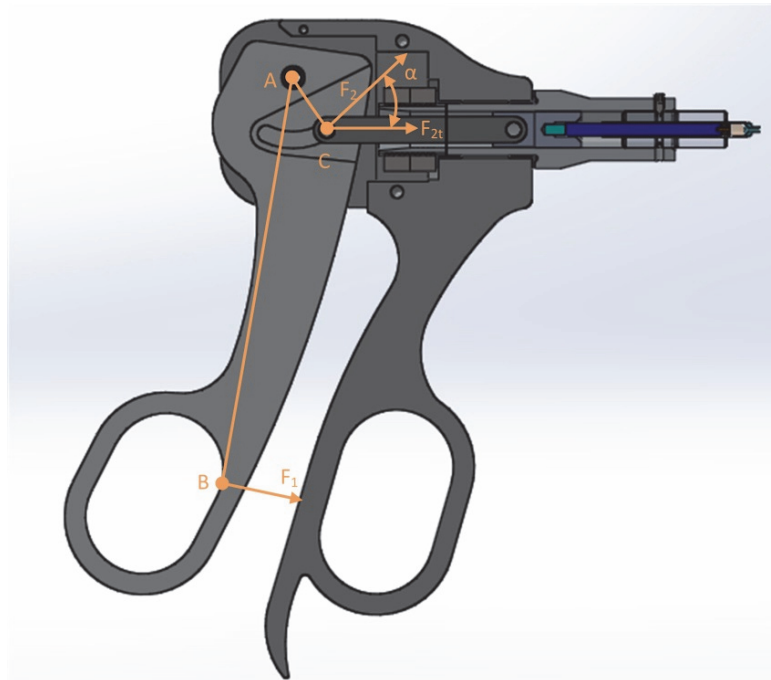


Abbildung 62: Kräfte am Handgriff des flexiblen Handinstruments

Mit der im Abschnitt zuvor bestimmten Formel [7-3] und den Größen: $l_1 = \overline{AB} = 82\text{mm}$, $l_2 = \overline{AC} = 12,2\text{ mm}$, $47^\circ \geq \alpha \geq -40^\circ$ am Handgriff des flexiblen Instruments, ergibt sich damit der folgende in Abbildung 63 dargestellte Verlauf der Kolbenkraft F_{2t} des Nehmerkolbens.

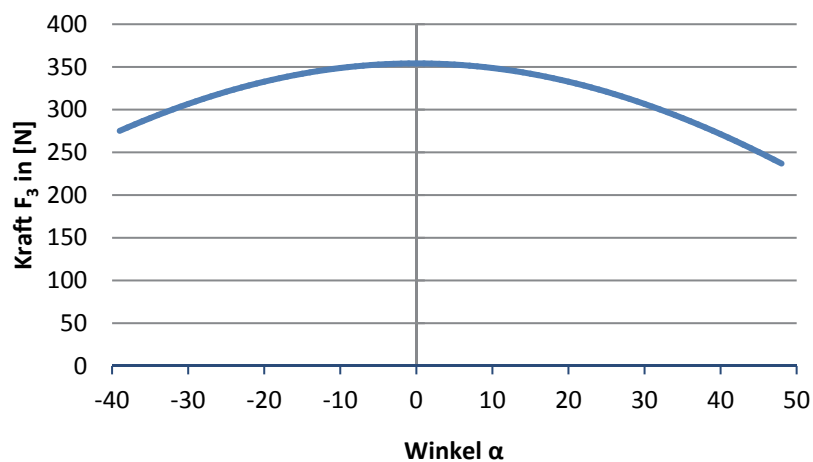


Abbildung 63: Kolbenkraft F_{2t} in Abhängigkeit des Winkels α am Handgriff des flexiblen Instruments

Die erzeugbare Kolbenkraft liegt im Bereich $354\text{N} \geq F_{2t} \geq 242\text{N}$, der einer mit dem Handgriff möglichen Übersetzung der Handkraft zwischen 7:1 und 5:1 entspricht. Durch die Einstellbarkeit der Position des Handgriffs zum Geberkolben lässt sich das Instrument im gewünschten Bereich bedienen.

Zur Berechnung der Kräfte am Maulteil des Instruments sind in Abbildung 64 die zugehörigen Geometrien, Gelenke, Wickel und Elemente dargestellt. Die durch das Hydraulikmedium auf den Nehmerkolben übertragene Kraft F_3 entspricht, unter Vernachlässigung der Reibungsverluste in den Dichtungen, der Kraft am Nehmerkolben F_{2t} . Sie wird, abzüglich der vom Federelement verursachten Gegenkraft F_G , welche sich aus der konstanten Vorspannung F_{fk} und der aus Hub l_h und der Federkonstante c berechneten Variablen F_{fv} zusammensetzt, am Lager D von der Kolbenstange (3) symmetrisch auf die beiden Schubstangen des Scherengetriebes des Maulteils übertragen. Deswegen gilt für die in der Schubstange (4) wirkende Kraft:

$$F_4 = \frac{F_3 - F_{fk} - F_{fv}}{2 \cos \beta} \quad [7-14]$$

Mit

$$F_{fv} = l_h c \quad [7-15]$$

und

$$l_h = \overline{FD} - \overline{FD}_{\min} \quad [7-16]$$

Wobei sich \overline{FD} wie folgt berechnen lässt:

$$\overline{FD} = l_5 \cos(\epsilon + \delta) + l_4 \cos(\beta) \quad [7-17]$$

Der das Moment an der Zangenbranche (5) erzeugende tangentielle Anteil F_{4t} der Kraft F_4 lässt sich über die Sinusfunktion des Winkels γ berechnen:

$$F_{4t} = \sin \gamma * F_4 \quad [7-18]$$

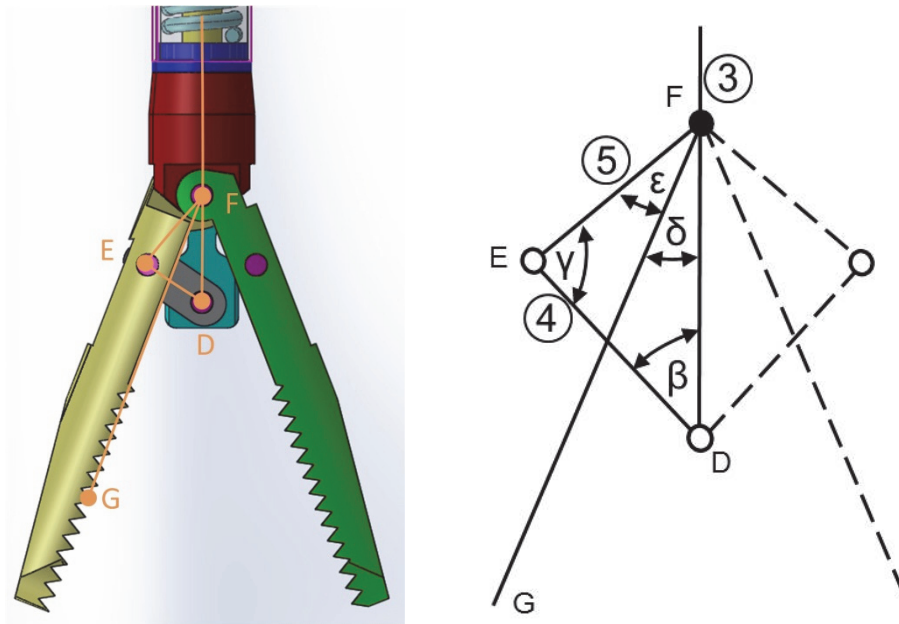


Abbildung 64: Geometrie (links) und Benennung der Gelenke, Wickel und Elemente des Maulteils des flexiblen Handinstruments (rechts)

Für das Moment um das Lager der Zangenbranche F gilt daher:

$$M_F = \sin \gamma * F_4 * \overline{EF} \quad [7-19]$$

Die an der Mitte der Greiffläche, in G, wirkende Kraft F_G berechnet sich somit aus:

$$F_G = \frac{\sin \gamma * F_4 * \overline{EF}}{\overline{FG}} \quad [7-20]$$

Die Kraft F_G soll in Abhängigkeit des Öffnungswinkels δ der Zangenbranche dargestellt werden. Der Winkel β ergibt sich dazu aus dem Sinussatz:

$$\frac{\overline{EF}}{\sin(\delta + \varepsilon)} = \frac{\overline{DE}}{\sin \beta} \quad [7-21]$$

und als Funktion von δ dargestellt zu:

$$\beta = \arcsin\left(\frac{\overline{DE} \sin(\delta + \varepsilon)}{\overline{EF}}\right) \quad [7-22]$$

Mit:

$$\beta + \delta + \varepsilon + \gamma = 180^\circ \quad [7-23]$$

lässt sich der Winkel γ aus den Winkeln β und δ darstellen:

$$\gamma = 180 - \beta - \delta - \varepsilon \quad [7-24]$$

Mit den Größen: $l_3 = \overline{DE} = 1,8\text{mm}$, $l_4 = \overline{EF} = 2,3\text{mm}$, $l_5 = \overline{FG} = 8,9\text{mm}$, $l_6 = \overline{FD}$ mit \overline{FD}_{\min} bei $\delta=30^\circ$, $F_{fk} = 10\text{N}$, $c = 3,6\text{ N/mm}$, $\varepsilon = 18,3^\circ$, $30^\circ \geq \delta \geq 0^\circ$

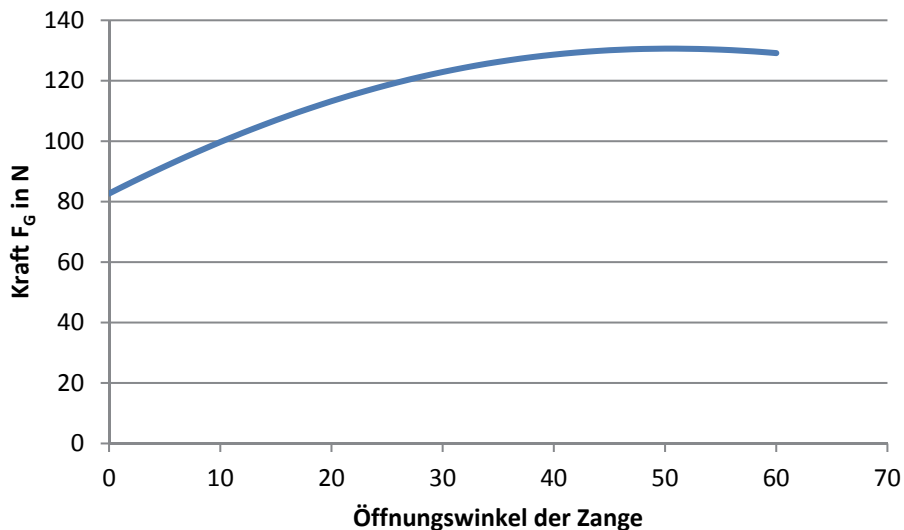


Abbildung 65: Kraftverlauf an den Zangenbranchen des flexiblen Instruments in Abhängigkeit des Öffnungswinkels des Maulteils

und der Einstellung des Handgriffs auf den Bereich mit der größten Übersetzung ergibt sich der in Abbildung 65 dargestellte Kraftverlauf in Abhängigkeit des Öffnungswinkels an den Zangenbranchen.

Durch eine gezielte Anpassung der Greifergeometrie liegt die erzeugbare Kraft beim flexiblen Instrument im gesamten Öffnungsbereich weit über der geforderten Greifkraft von 35N. Selbst bei der minimal am Handgriff einstellbaren Übersetzung beträgt die resultierende Kraft an den Zangenbranchen noch 55N.

7.4 Instrumentenwechselsystem

Gemäß dem in Kapitel 5.2.2 beschriebenen Konzept wurde ein Instrumentenwechselsystem aufgebaut, welches den Austausch von Laparoskopien bzw. laparoskopischen Instrumenten und Verbrauchsmaterialien automatisiert durchführt und somit dafür benötigte Zeit auf ein Minimum reduziert. Da der Chirurg durch die Automatisierung der Instrumentenwechsel nun nicht mehr ständig abgelenkt

wird, reduziert sich zudem die Fehlerwahrscheinlichkeit. So birgt das System das Potential, die Qualität einer minimal invasiven Operation zu verbessern.

Der entstandene Aufbau ist ein handgehaltenes System, mit welchem sich 3 Kapseln mit Instrumenten, Verbrauchsmaterialien oder Laparoskopien mit einem Durchmesser von 7mm wechseln lassen.

7.4.1 Aufbau

Die schematische Darstellung des Instrumentenwechselsystems in Abbildung 66 zeigt die wesentlichen Komponenten dieses Funktionsmusters. Durch die Bauchdecke des Patienten wird ein rohrförmiger Arbeitskanal bis an die Stelle des Eingriffs eingebracht. Innerhalb dieses Arbeitskanals bewegen sich kapselförmige Wechsellinstrumente, angetrieben durch die Hydraulikflüssigkeit hinter der Instrumentenkapsel.

Außerhalb des Bauchraums befindet sich ein Instrumentenspeicher mit den Speicherkammern für 3 unterschiedliche Wechsellinstrumente. Die Stellzylinder 1 und 2 positionieren den Speicher gegenüber dem Arbeitskanal, so dass das ausgewählte Instrument an dessen Spitze befördert werden kann. Im Ventilblock sitzen drei Magnetventile, welche für die Verteilung des Drucks auf die entsprechenden Kammern des Speichers sorgen. Das Schalten der Ventile läuft über einen am Instrument befestigten Magneten, der immer dafür sorgt, dass diejenige Speicherkammer angesteuert wird, die mit dem Arbeitskanal fluchtet. Über die Hydraulikzuleitung stellt die Hydraulikversorgung den für die Wechsellvorgänge benötigten Über- und Unterdruck zur Verfügung.

Neben dem Halten des Instruments dient der Handgriff auch zur Aktuierung der sich im Einsatz befindenden Instrumente. Dazu ist der bewegliche Teil des Griffs mit einem Geberzylinder verbunden, welcher wiederum an die Hydraulikzuleitung angeschlossen ist. So wird die Kraft vom Handgriff in das Hydrauliksystem eingespeist. Dadurch ist es möglich, dass der Austausch der Instrumente automatisch durch die Hydraulikversorgung erfolgt, aber das Greifen oder andere Aktuierungsformen der Instrumente händisch bedient werden.

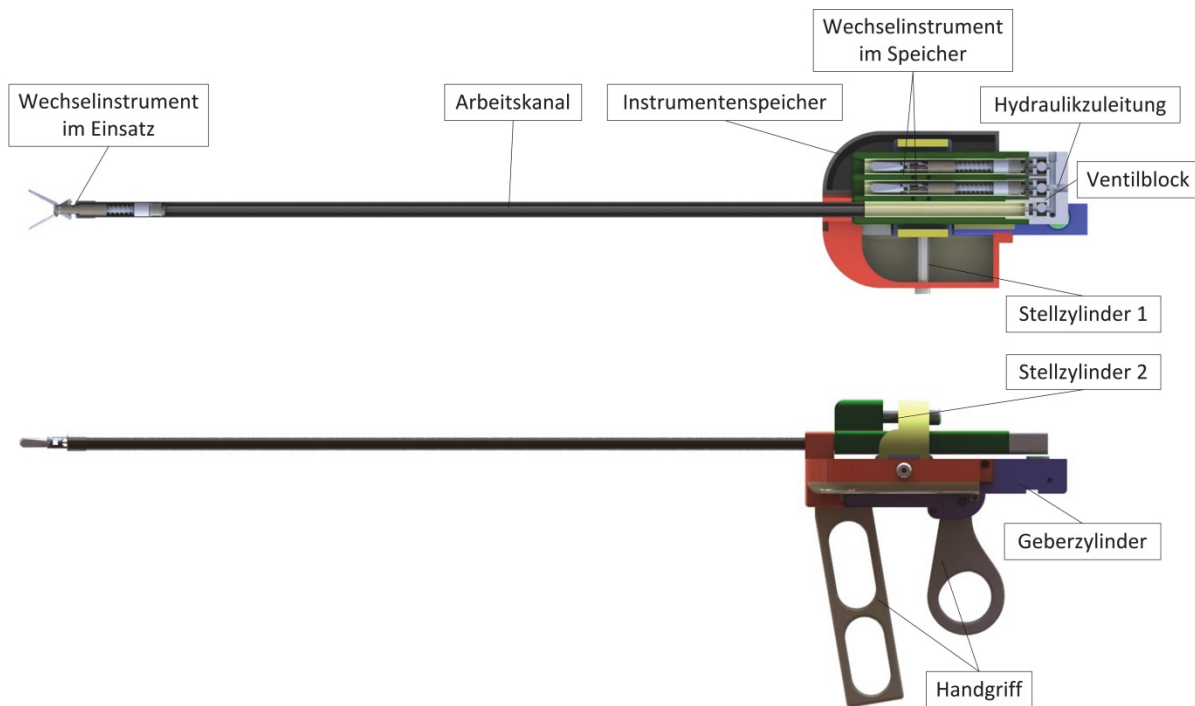


Abbildung 66: Aufbau des Instrumentenwechselsystems

Eine Instrumentenwechselfolge läuft wie folgt ab. Zu Beginn befindet sich Instrument A am Situs im Eingriff an der Spitze des Arbeitskanals (Abbildung 66). Die Hydraulikversorgung erzeugt einen Unterdruck; der entstehende Zug am Kolben und der Druck der Feder des Instruments führen zum Schließen der Instrumentenbrachen.

Durch die weitere Absaugung der Hydraulikflüssigkeit wird die Instrumentenkapsel mit geschlossenen Greifern in den Instrumentenspeicher „gesaugt“ (Abbildung 67 (1)). Nachdem das Instrument seine Endposition im Speicher erreicht hat, wird dieser durch den Stellzylinder 2 vom Arbeitskanal abgehoben und vom Stellzylinder 1 auf den Speicherplatz von Instrument B geschoben (Abbildung 67 (2)). Steht der Instrumentenspeicher auf der richtigen Instrumentenposition, wird er von Stellzylinder 2 wieder auf den Arbeitskanal aufgedrückt.

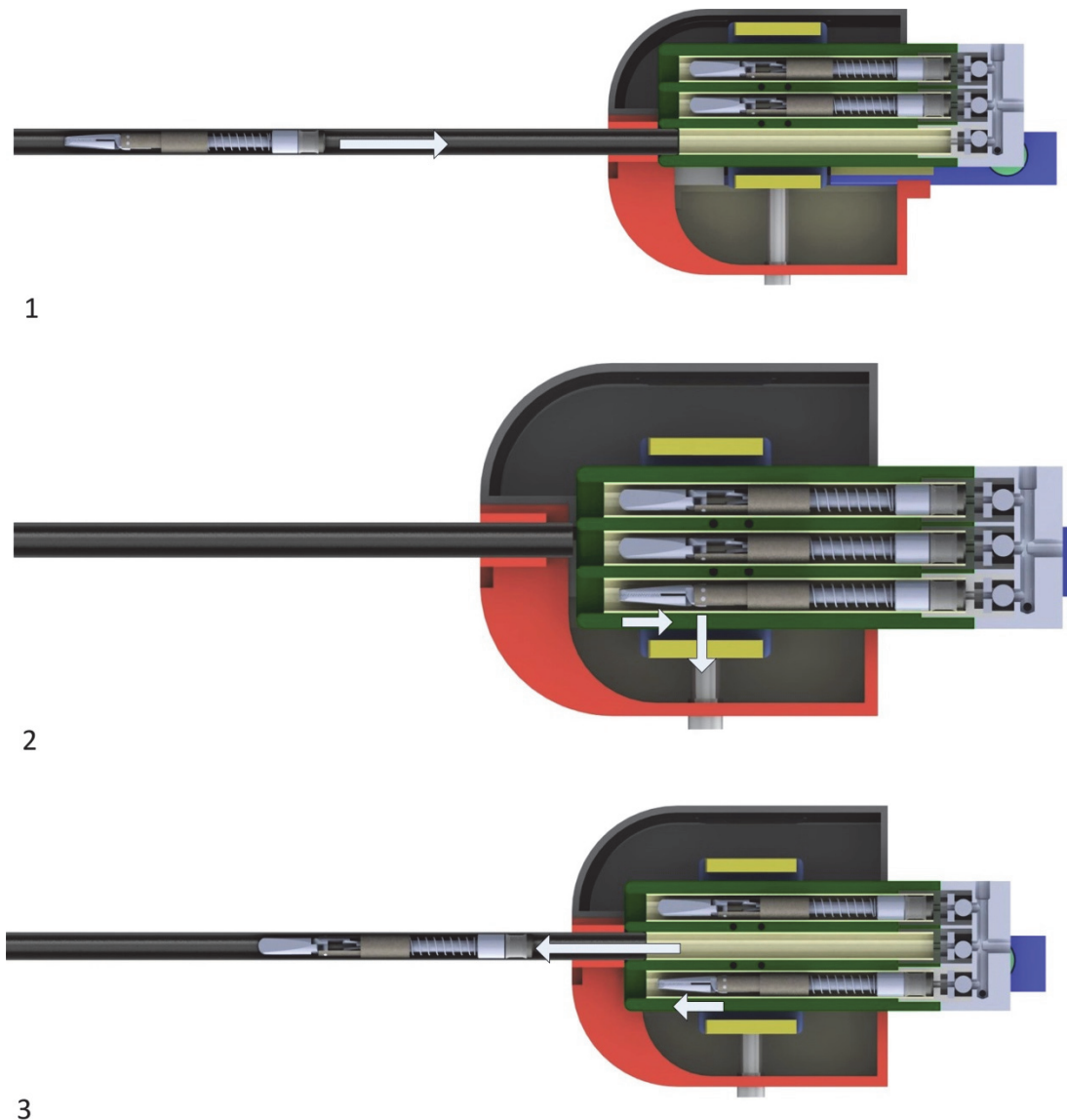


Abbildung 67: Ablauf einer Instrumentenwechsellsequenz

Während der Änderung der Positionen der Speicherkammern wird auch der Ventilblock mit verschoben, dadurch befindet sich das zuvor geöffnete Ventil von Kammer A nicht mehr über dem Steuermagneten und ist darum geschlossen. Das Ventil von Kammer B hingegen wird durch die Verschiebung über dem Magneten positioniert und somit geöffnet. Erzeugt die Hydraulikversorgung nun wieder einen Überdruck, wird das Instrument B bis an die Spitze des Arbeitskanals befördert (Abbildung 67 (3)). Dort am Anschlag angekommen wird der Druck in der Hydraulikversorgung soweit erhöht, dass sich die Greifbacken des Instruments öffnen. Die Aktuierung des Instruments erfolgt anschließend händisch über den per Handgriff betätigten Nehmerzylinder.

Um den Transport des Wechsellinstruments im Arbeitskanal mit geschlossenen Branchen zu ermöglichen, ist es nötig, dass das Öffnen und Schließen der Branchen durch eine gleichförmige Bewegung des Antriebskolbens in eine Richtung funktioniert. Um dies zu bewerkstelligen, wurde eine spezielle umschlagende Scherenkinematik zur Übersetzung der linearen Kolben- in die rotatorische Zangenbewegung verwendet. Deren Funktion wird in Abbildung 68 veranschaulicht.

Bei der Lagerung im Instrumentenmagazin und während des Transports im Arbeitskanal sorgt die Feder des Instruments dafür, dass dessen Branchen geschlossen bleiben (Abbildung 68 (1)). Erreicht das Instrument den Anschlag am Ende des Arbeitskanals, sorgt der Hydraulikdruck im System dafür, dass der Kolben des Instruments die Feder zusammendrückt und die Scherenkinematik die Zange öffnet. Ist der Punkt der maximalen Öffnung erreicht, stoppt der automatische Wechselmechanismus (Abbildung 68 (2)). Eine Erhöhung des Drucks im Hydrauliksystem mit Handgriff durch den Geberzylinder führt dazu, dass der Instrumentenkolben weiter bewegt wird und die Scherenkinematik umschlägt und sich so die Greifzange bei anhaltender Druckerhöhung schließt.

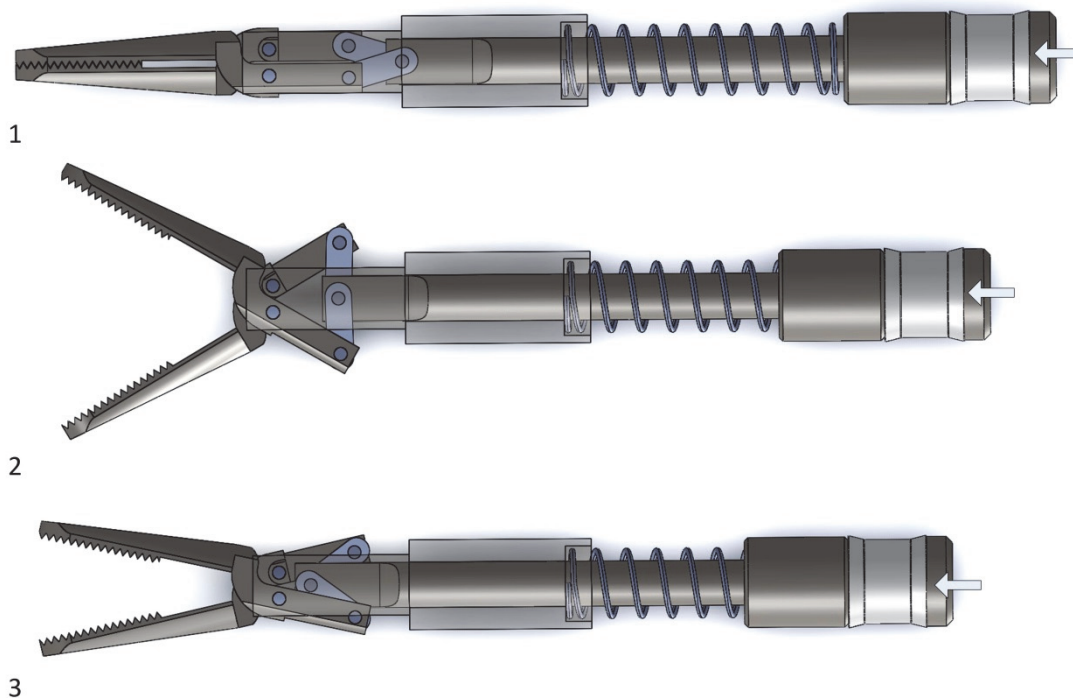


Abbildung 68: Funktionsweise der Wechsellinstrumente

Das vollständig aufgebaute Funktionsmuster des Instrumentenwechselsystems zusammen mit einem Wechsellinstrument ist in Abbildung 69 dargestellt. Das Gesamtgewicht des Systems liegt unter 300g.

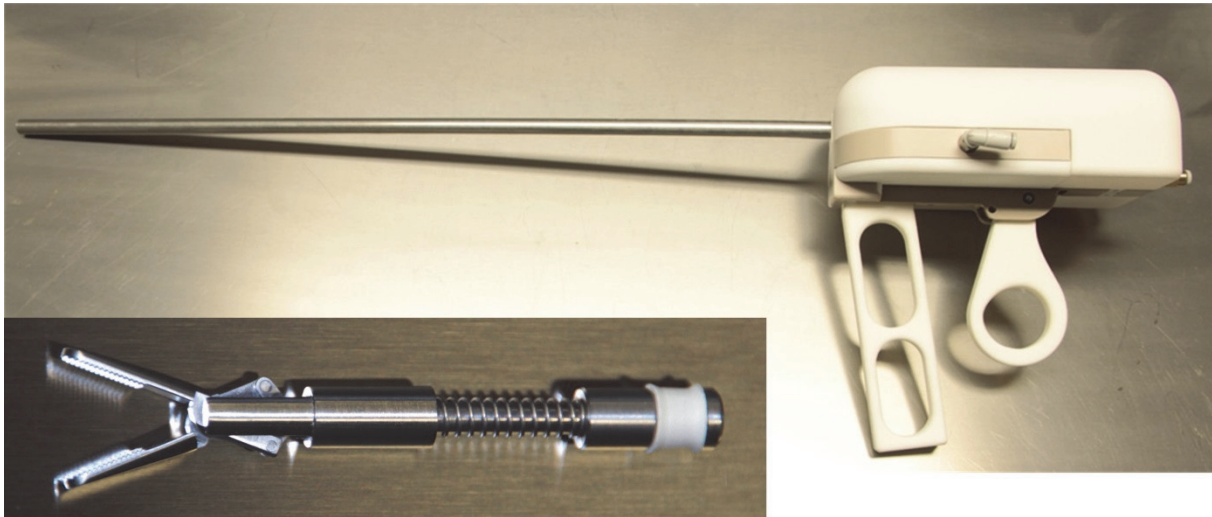


Abbildung 69: Instrumentenwechselsystem und Wechsellinstrument (Ausschnitt)

7.4.2 Validierung und Verifizierung

Tests mit den Funktionsmustern haben gezeigt, dass die Mechanik, der Transport der Wechsellinstrumente mit Über- und Unterdruck und auch deren Aktuierung an der Spitze des Arbeitskanals funktionieren. Ein kompletter Werkzeugwechsel konnte in weniger als 3 Sekunden vollzogen werden.

Durch die Komplexität des Systems ist dessen Entlüftung zwar schwierig, lässt sich aber zufriedenstellend bewerkstelligen. Nach zwei bis drei Instrumententransporten zum Ausspülen der Luft ist das Wasser nahezu blasenfrei.

An den kritischen Stellen des Systems, der Abdichtung zwischen Magazinkammer und Arbeitskanal und am Verteilblock, ist das Funktionsmuster weitgehend dicht. Hier sind in nachfolgenden Arbeiten allerdings noch Verbesserungen möglich.

Die Mechaniken des Handgriffs sowie der Wechsellinstrumente entsprechen der Geometrie des starren Instruments mit Federrückstellung. Aus diesem Grund können die Berechnungen und Kraftverläufe aus dem Abschnitt 7.1.2 auf Instrumentenwechselsysteme übertragen werden.

8 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit konnte zunächst das Problem des Bedarfs bei gleichzeitigem Mangel geeigneter Antriebe für die Aktuierung von Instrumenten in der Chirurgie aufgezeigt werden. Das Potential hydraulischer Systeme für diese Anwendung konnte im Vergleich mit alternativen Antrieben herausgearbeitet werden. Neben der aus der Medizin erwachsenen Grundforderung der Biokompatibilität und der Sterilisierbarkeit war vor allem eine hohe erzeugbare Leistung bei entsprechender Miniaturisierung der Antriebe die aus der Analyse entstandene Hauptforderung.

Beim Vergleich existierender Antriebsarten konnte gezeigt werden, dass hydraulische Antriebe die besten Voraussetzungen mitbringen, um die zuvor erarbeiteten Anforderungen zu erfüllen. Daher wurden Lösungen für den Aufbau mikrohydraulischer Systeme mit allen dafür benötigten Komponenten erarbeitet. Daraus wiederum entstanden Konzepte für Hydraulikinstrumente, welche in der minimal invasiven Chirurgie eingesetzt werden können.

Die in der Konzeptphase in der Theorie angestellten Abschätzungen, vor allem zur Miniaturisierbarkeit hydraulischer Systeme, konnten in praktischen Versuchsreihen bestätigt werden. So war es möglich zu zeigen, dass sich Hydraulikleitungen mit Innendurchmessern von unter 0,5 mm für die Versorgung von Hydraulikzylindern mit Kolbendurchmessern von wenigen Millimetern bestens eignen. Die Versuche bestätigten auch die Miniaturisierbarkeit von Hydraulikdichtungen und somit von Hydraulikzylindern bis zu diesen kleinen Dimensionen.

Um die prinzipielle Eignung der hydraulischen Kraftübertragung in chirurgischen Instrumenten zu zeigen wurden anschließend Instrumentenfunktionsmuster aufgebaut. So konnte die Möglichkeit zum Aufbau leistungsstarker Hydraulikzylinder mit Durchmessern von wenigen Millimetern anschaulich dargestellt werden. Durch die Verwendung biokompatibler Materialien bis hin zu den Hydraulikmedien und dem Nachweis der Sterilisierbarkeit der kompletten Systeme wurde gezeigt, dass hydraulisch betriebene Instrumente die grundlegenden medizinischen Anforderungen erfüllen und somit in der Chirurgie eingesetzt werden können. Die durchgeführte Verifizierung der Instrumente demonstrierte, dass sie die geforderten Kräfte erreichen und sogar bei weitem übertreffen.

An einem doppelwirkenden Instrumentenaufbau konnte nachgewiesen werden, dass die in der Chirurgie gewünschte Kraftübertragung in Zug- und Druckrichtung auch mit Hydraulik möglich ist und dies auch nicht mit einer unerwünschten Vergrößerung des Instrumentendurchmessers einhergehen muss.

Mit dem Aufbau eines flexiblen Instruments mit einem Kolbendurchmesser von 2,4mm wurde der Beleg erbracht, dass hydraulische Kraftübertragung bei hoher Leistungsdichte über längere Strecken durch dünne Kapillarrohre funktioniert und hydraulische Instrumente tatsächlich den Schlüssel zu minimal invasiven Instrumenten liefern, welche lediglich durch Kabel oder Schläuche und somit räumlich unabhängig im Körper versorgt werden.

Mit dem Instrumentenwechselsystem konnte gezeigt werden, dass durch den Einsatz der Hydraulik ganz neue Instrumentenkonzepte in der Chirurgie möglich werden, die so mit den herkömmlichen Mechaniken undenkbar waren. Dadurch können den Chirurgen Assistenzsysteme an die Hand gegeben werden, die ihre Arbeit erheblich beschleunigen und vereinfachen.

9 Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurde der Nachweis für die Eignung hydraulisch betriebener Instrumente in der minimal invasiven Chirurgie erbracht. Neben der Verbesserung und Weiterentwicklung der aufgebauten Instrumente wäre vor allem die Realisierung des Konzepts für Instrumente mit mehreren Bewegungsfreiheitsgraden an der Spitze eine sinnvolle Fortführung der Arbeit; erst mit diesen ließe sich das wahre Potenzial hydraulischer Antriebe in der Chirurgie ausnutzen.



Abbildung 70: Hydraulisches Instrument mit mehreren Bewegungsfreiheitsgraden an der Spitze, welche sich alle über einen Handgriff bedienen lassen

So könnten Instrumente mit mehreren Bewegungsfreiheitsgraden an der Spitze, wie in Abbildung 70 gezeigt, entstehen, welche sich alle über einen Handgriff bedienen lassen. Dabei kann der im Bild schwarz dargestellte Schaft durch die hydraulische Kraftübertragung, je nach Anforderung starr oder flexibel, gerade oder in nahezu jeder erdenklichen Form gekrümmt, gestaltet werden.

10 Literaturverzeichnis

- Albrecht, 1993
Albrecht, Joachim E. (1993): Energetischer Vergleich pneumatischer, hydraulischer und elektromechanischer Antriebs- und Werkzeugsysteme. Bundesamt für Konjunkturfragen (BfK). Bern: Ravel.
- APPLE Rubber, 2013
APPLE Rubber (2013): „Apple Rubber Products“. Abgerufen am 06.07.2013 von <http://www.applerubber.com/products/o-rings.cfm>.
- Arbeitskreis Instrumenten-
Aufbereitung, 2005
Arbeitskreis Instrumenten-Aufbereitung (2005): „Instrumenten-Aufbereitung richtig gemacht / Arbeitskreis Instrumenten-Aufbereitung“. Mörfelden-Walldorf: Arbeitskreis Instrumenten-Aufbereitung. - ISBN: 3000136118
- ARCUS GmbH, 2013
ARCUS GmbH (2013): „Dichtelemente ARCUS GmbH“. Produkte. Abgerufen am 06.07.2013 von <http://www.o-ring.de/html/de/produkte/o-ring-o-ringe/>.
- ARCUS GmbH, 2012
ARCUS GmbH (2012): „Dichtelemente Werkstoffe“. Abgerufen am 12.11.2012 von <http://www.o-ring.de/html/de/werkstoffe/>.
- Autorino, 2010
Autorino, Riccardo; Stein, Robert J; Lima, Estevão; u. a. (2010): „Current status and future perspectives in laparoendoscopic single-site and natural orifice transluminal endoscopic urological surgery.“. In: International journal of urology : official journal of the Japanese Urological

- Association. 17 (5), S. 410–31, DOI:
10.1111/j.1442-2042.2010.02497.x
- Backé, 1999 Backé, Wolfgang (1999): „Water- or oil-hydraulics in the future“. In: The Sixth Scandinavian International Conference on Fluid Power. Tampere, S. 51–65. - ISBN: 952-15-0181-2
- Binnard, 1995 Binnard, Michael B (1995): „Design of a small pneumatic walking robot“. Massachusetts Institute of Technology, Cambridge.
- Bluestar Silicones, 2015 Bluestar Silicones (2015): „Data sheet: Rhodorsil® Oils 47 Technical Information“. Lyon (Frankreich): Bluestar Silicones France SAS.
- De Candole, 2008 de Candolle, G.; Gordon, A.G. (2011): „Training in diagnostic laparoscopy“. Practical Training and Research in Gynecologic Endoscopy. Geneva Abgerufen am 06.07.2013 von http://www.gfmer.ch/Books/Endoscopy_book/Ch07_Training_Lap.html.
- Canes, 2008 Canes, David; Desai, Mihir M; Aron, Monish; u. a. (2008): „Transumbilical single-port surgery: evolution and current status.“. In: European urology. 54 (5), S. 1020–9, DOI: 10.1016/j.eururo.2008.07.009.
- Canes, 2009 Canes, David.; Lehman, A.C.; Farritor, S.M.; u. a. (2009): „The future of NOTES instrumentation: flexible robotics and in

- vivo minirobots". In: Journal of endourology. Mary Ann Liebert, New York 23 (5), S. 787–792.
- Caprari, 2001 Caprari, Gilles; Estier, Thomas; Siegwart, Roland Yves (2001): „Fascination of down scaling alice the sugar cube robot". In: Journal of micromechatronics. 1 (3), S. 177–189.
- Carus, 2007 Carus, Thomas (2007): „Laparoskopische Instrumente". In: Operationsatlas Laparoskopische Chirurgie. Heidelberg: Springer, S. 15–26, DOI: 10.1007/978-3-642-01707-0. - ISBN: 978-3-642-01707-0
- Chemische Fabrik Dr. Weigert & Co. KG, 2012 Chemische Fabrik Dr. Weigert & Co. KG. (2012): „neodisher ® IP Spray". Hamburg: Chemische Fabrik Dr. Weigert & Co. KG.
- Dario, 1992 Dario, Paolo; Valleggi, Renzo; Cocco, Michele (1992): „Microactuators for microrobots: A critical survey". In: Journal of Micromechanics and Microengineering. 2, S. 141–157.
- Dasgupta, 2011 Dasgupta, Prokar; Gill, Inderbir S. (Hrsg.) (2011): New Technologies in Urology. BJU International. Heidelberg: Springer, DOI: 10.1111/j.1464-410X.2011.10135.x. - ISBN: 9781848821774
- ECOMA, 2013 ECOMA (2013): „Werkstoffe- ECOMA Dichtungstechnik". Abgerufen am 06.07.2013 von <http://www.ecoma-dichtungen.de/dichtungstechnik/produktinfo-werkstoffe-einsatzgebiete/werkstoffe>.

- Europäisches Arzneibuch, 1997 Europäisches Arzneibuch (1997):
Europäisches Arzneibuch. 3.Ausgabe. Aufl.
Stuttgart: Deutscher Apotheker Verlag.
- ISBN: 3769221869
- Faulhaber, 2012a Faulhaber (2012a): „Brushless DC-
Micromotors sensorless, Series 0306“.
Technisches Datenblatt. Faulhaber
Abgerufen am 05.03.2012 von
http://www.faulhaber.com/uploadpk/DE_0308_B_DFF.pdf.
- Faulhaber, 2012b Faulhaber (2012b): „Faulhaber Linear
Actuators Series 03A S3“ . Technisches
Datenblatt. Abgerufen am 05.03.2012 von
[http://www.faulhaber-
group.com/uploadpk/DE_0308_B_DFF.pdf](http://www.faulhaber-group.com/uploadpk/DE_0308_B_DFF.pdf).
- Festo AG, 2012 Festo AG (2012): „Rundzylinder EG“ .
Katalog. Abgerufen am 10.03.2012 von
[https://www.festo.com/cat/de_de/data/doc_
de/PDF/DE/EG_DE.PDF](https://www.festo.com/cat/de_de/data/doc_de/PDF/DE/EG_DE.PDF).
- Feußner, 2009 Feußner, H; Schneider, A; Meining, A
(2009): „Endoskopie, minimal-invasive
Chirurgie und navigierte Systeme“ . In:
Wintermantel, Erich; Ha, Suk-Woo (Hrsg.)
Medizintechnik. Springer-Verlag, S. 1121-
1161, DOI: 10.1007/978-3-540-93936-8.
- ISBN: 9783540939351
- Gargiulo, 2011 Gargiulo, Antonio R; Nezhat, Ceana (2011):
„Robot-assisted laparoscopy, natural orifice
transluminal endoscopy, and single-site
laparoscopy in reproductive surgery.“ . In:
Seminars in reproductive medicine. 29 (2),
S. 155-68, DOI: 10.1055/s-0031-1272478.

- Gettman, 2008 Gettman, Matthew T; Box, Geoffrey; Averch, Timothy; u. a. (2008): „Consensus statement on natural orifice transluminal endoscopic surgery and single-incision laparoscopic surgery: heralding a new era in urology?“. In: European urology. 53 (6), S. 1117-20, DOI: 10.1016/j.eururo.2008.02.006.
- Ghani, 2010 Ghani, Khurshid; Mottrie, Alex; Thilagarajah, Rajan (2010): „Progression from Laparoscopic to Robotic Renal Surgery: The Next Frontier“. In: BJU International. 105 (7), S. 902-904, DOI: 10.1111/j.1464-410X.2009.09141.x.
- Giataganas, 2011 Giataganas, P.; Evangeliou, N.; Koveos, Y.; u. a. (2011): „Design and experimental evaluation of an innovative SMA-based tendon-driven redundant endoscopic robotic surgical tool“. In: 2011 19th Mediterranean Conference on Control & Automation (MED). Ieee, S. 1071-1075, DOI: 10.1109/MED.2011.5983225. - ISBN: 978-1-4577-0124-5
- Ha, 2009 Ha, Suk-Woo; Koller, M.; Göllner, G. (2009): „Sterilisation“. In: Wintermantel, Erich; Ha, Suk-Woo (Hrsg.) Medizintechnik. Springer, S. 1-14. - ISBN: 9783540939351
- Haber, 2011 Haber, Georges-Pascal; Autorino, Riccardo; Laydner, Humberto; u. a. (2012): „SPIDER Surgical System for Urologic Procedures with Laparoendoscopic Single-Site Surgery: From Initial Laboratory Experience to First Clinical Application.“. In: European urology.

- European Association of Urology 61 (2),
S. 415-422, DOI:
10.1016/j.eururo.2010.12.033.
- Haber, 2008
Haber, Georges-Pascal; Crouzet, Sebastien;
Kamoi, Kazumi; u. a. (2008): „Robotic
NOTES (Natural Orifice Translumenal
Endoscopic Surgery) in reconstructive
urology: initial laboratory experience.“. In:
Urology. 71 (6), S. 996-1000, DOI:
10.1016/j.urology.2008.03.023.
- Haber, 2010
Haber, Georges-Pascal; White, Michael a;
Autorino, Riccardo; u. a. (2010): „Novel
robotic da Vinci instruments for
laparoendoscopic single-site surgery.“. In:
Urology. 76 (6), S. 1279-82, DOI:
10.1016/j.urology.2010.06.070.
- Haberbauer 2009
Haberbauer, Horst (2009):
Maschinenelemente: Gestaltung,
Berechnung, Anwendung. 14. Aufl.
Heidelberg: Springer-Verlag. - ISBN: 10 3-
540-34463-2
- Haegeli, 2010
Haegeli, Laurent M; Duru, Firat; Lüscher,
Thomas F (2010): „Moderne Technologien
in der Ablation des Vorhofflimmerns“. In:
Cardiovascular Medicine. 13 (9), S. 272-
280.
- Hederson, 2006
Henderson, D A (2006): „Simple Ceramic
Motor... Inspiring Smaller Products“. In:
Actuator 2006, 10th International
Conference on New Actuators. Bremen,
S. 14-16.

- Holzinger, 2009 Holzinger, Fernando (2009): „SILS - das neue Zauberwort in der minimal-invasiven Chirurgie“. In: LAZ Der Luzerner Arzt., S. 77-79.
- Hug, 2011 Hug, B; Haag, R (2011): „Hochfrequenzchirurgie“. In: Kramme, Rüdiger (Hrsg.) Medizintechnik. Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, S. 565-587, DOI: 10.1007/978-3-642-16187-2. - ISBN: 978-3-642-16186-5
- Jacobs, 2009 Jacobs, VR; Kiechle-Bahat, M (2009): „Biokompatible Implantate und Neuentwicklungen in der Gynäkologie“. In: Medizintechnik Life Science Engineering. Heidelberg: Springer, S. 2051-2070, DOI: 10.1007/978-3-540-74925-7_71. - ISBN: 978-3-540-74925-7
- Janocha, 2010 Janocha, Hartmut (2010): Unkonventionelle Akteure. München: Oldenbourg Verlag, DOI: 10.1524/auto.2008.9051.
- Kaouk, 2011 Kaouk, Jihad H; Autorino, Riccardo; Kim, Fernando J; u. a. (2011): „Laparoendoscopic single-site surgery in urology: worldwide multi-institutional analysis of 1076 cases.“. In: European urology. 60 (5), S. 998-1005, DOI: 10.1016/j.eururo.2011.06.002.
- Kenngott, 2011 Kenngott, H G; Fischer, L; Nickel, F; u. a. (2011): „Status of robotic assistance-a less traumatic and more accurate minimally invasive surgery?“. In: Langenbeck's archives of surgery / Deutsche Gesellschaft

- fur Chirurgie., DOI: 10.1007/s00423-011-0859-7. - ISBN: 0042301108597
- KK Produkcja, 2003 KK Produkcja (2003): „Data sheet Brushless DC-Micromotors KK Produkcja“. Zrecin: KK Produkcja.
- Kramme, 2011 Kramme, R; Kramme, H (2011): „Die Rolle der Technik in der Medizin und ihre gesundheitspolitische Bedeutung“. In: Kramme, Rüdiger (Hrsg.) Medizintechnik. Heidelberg: Springer Heidelberg, S. 3-6, DOI: 10.1007/978-3-642-16187-2. - ISBN: 978-3-642-16186-5
- Krutz, 2004 Krutz, Gary W.; Chua, Patrick S. K. (2004): „Water Hydraulics–Theory and Applications“. In: Workshop on Water Hydraulics, Agricultural Equipment Technology Conference. Louisville, S. 1-33.
- Kühnen, 2004 Kühnen, Robert (2004): „Tour-Magazin“. Rennradbremsen.
- Künne, 2001 Künne, Bernd (2001): Einführung in die Maschinenelemente. Stuttgart: Teubner GmbH. - ISBN: 3-519-16335-7
- Linn, 2001 Linn, John; Perry, Kyle; Melvin, Scot (2011): „Vowel Technique of reduces Port Nissen Fundoplication using a single Incision Multiport“. In: SAGES Meeting 2011. San Antonio: SAGES.
- Micro and Precision Research Group Katholike Universität Leuven, 2010 Micro and Precision Engineering Research Group Katholike Universität Leuven (2010): „Endoscopic micro-actuators“. Abgerufen

- am von
<http://www.mech.kuleuven.be/micro/topics/endo/>.
- Moers, 2012 Moers, Anthonius; De Volder, Michael; Reynaerts, Dominiek (2012): „Integrated high pressure microhydraulic actuation and control for surgical instruments.“. In: Biomedical microdevices. 14 (4), S. 699–708, DOI: 10.1007/s10544-012-9650-y.
- Mozer, 2009 Mozer, Pierre; Troccaz, Jocelyne; Stoianovici, Dan (2009): „Urologic robots and future directions.“. In: Current opinion in urology. 19 (1), S. 114-9, DOI: 10.1097/MOU.0b013e32831cc1ba.
- Müller, 2013 Müller, Heinz K.; Nau, Bernard S. (2013): „Fluidströmung im engen Dichtspalt“. In: www.fachwissen-dichtungstechnik.de. München, S. 1-14.
- Nakada, 2010 Nakada, Stephen Y.; Hadican, Sean P. (2010): Essential urologic laparoscopy: the complete clinical guide. Second Edi. New York: Human Press. - ISBN: 9781603278195
- Nash, 1996 Nash, JF; Gettings, SD (1996): „A toxicological review of topical exposure to white mineral oils“. In: Food and Chemical Toxicology. 34 (2), S. 213-225, DOI: 10.1016/0278-6915(95)00106-9.
- Nespoli, 2010 Nespoli, Adelaide; Besseghini, Stefano; Pittaccio, Simone; u. a. (2010): „The high potential of shape memory alloys in

- developing miniature mechanical devices: A review on shape memory alloy mini-actuators". In: Sensors and Actuators A: Physical. 158 (1), S. 149-160, DOI: 10.1016/j.sna.2009.12.020.
- Oh, 2006
Oh, Kwang W; Ahn, Chong H (2006): „A review of microvalves". In: Journal of Micromechanics and Microengineering. 16 (5), S. R13-R39, DOI: 10.1088/0960-1317/16/5/R01.
- Pappas, 2008
Pappas, Theodore N.; Fecher, Alison M. (2008): „Principles of minimally invasive surgery". In: Surgery, Basic Science and Clinical Evidence. New York: Springer-Verlag, S. 771-790. - ISBN: 978-0-387-30800-5
- Peirs, 2001a
Peirs, J (2001a): „A miniature manipulator for integration in a self-propelling endoscope". In: Sensors and Actuators A: Physical. 92 (1-3), S. 343-349, DOI: 10.1016/S0924-4247(01)00570-2.
- Peirs, 2001b
Peirs, J (2001b): „The „true“ power of SMA micro-actuation". In: Proc. 12th Micromechanics Europe Workshop. Cork, Ireland, S. 217-220.
- Pfeil, 2000
Pfeil, J.; Siebert, W. (2000): Minimal-invasive Verfahren in der Orthopädie und Traumatologie. Heidelberg: Springer. - ISBN: 3-540-66168-9
- PI-Instruments, 2013a
PI-Instruments (2013a): „N-111 NEXLINE ® OEM Linear Actuator". Data sheet.

- Abgerufen am 10.05.2013 von
http://www.physikinstrumente.com/en/pdf/N111_Datasheet.pdf.
- PI-Instruments, 2013b PI-Instruments (2013b): „P-882 · P-888
PICMA ® Multilayer-Piezoaktoren
Keramisch isolierte Hochleistungsaktoren“ .
Data sheet. Abgerufen am 10.05.2013 von
http://www.piceramic.com/datasheet/P882_Multilayer_Piezo_Stack_Actuator_Datasheet.pdf.
- PI-Instruments, 2013c PI-Instruments (2013c): „PL022 · PL033 ·
PL055 PICMA ® Chip Aktoren“ . Data sheet.
Abgerufen am 10.05.2013 von
http://www.piceramic.com/datasheet/PL022_PL033_Piezo_Chip_Datasheet.pdf.
- PI-Instruments, 2013d PI-Instruments (2013d): „PL112 · PL140
PICMA ® Bender Actuators Multilayer Piezo
Bender Actuators with High Travel and Low
Operating Voltage“ . Data sheet. Abgerufen
am 10.05.2013 von
http://www.piceramic.com/datasheet/PL112_PL140_Piezo_Bender_Actuator_Datasheet.pdf.
- PI-Instruments, 2013d PI-Instruments (2013e): „RodDrive,
Piezomotor Direct Drive“ . Data sheet.
Abgerufen am 10.05.2013 von
http://www.physikinstrumente.com/en/pdf/U264_Datasheet.pdf.
- Precision Microdrives
Limeted, 2012 Precision Microdrives Limited (2012):
„Product Data Sheet Nano Coreless™ 3mm
DC Motor Model : 103-100“ . London:
Precision Microdrives Limited.

- Rané, 2008 Rané, Abhay; Rao, Prashanth; Rao, Pradeep (2008): „Single-port-access nephrectomy and other laparoscopic urologic procedures using a novel laparoscopic port (R-port)“. In: *Urology*. 72 (2), S. 260-3; discussion 263-4, DOI: 10.1016/j.urology.2008.01.078.
- Rané, 2009 Rané, Abhay; Tan, Gerald Y.; Tewari, Ashutosh K. (2009): „Laparo-Endoscopic single-site surgery in urology: Is robotic the missing link?“. In: *B J U International*. (104), S. 1041-1043, DOI: 10.1111/j.1464-410X.2009.08480,08693.x.
- Rassweiler, 2011 Rassweiler, Jens J (2011): „Is LESS/NOTES really more?“. In: *European urology*. 59 (1), S. 46–8; discussion 48-50, DOI: 10.1016/j.eururo.2010.08.040.
- Röse, 2011 Röse, Andreas (2011): „Parallelkinematische Mechanismen zum intrakorporalen Einsatz in der laparoskopischen Chirurgie“. Technische Universität Darmstadt.
- Rosenblatt, 2008 Rosenblatt, Alberto; Bollens, Renaud; Espinoza Cohen, Baldo (2008): „Fundamentals of Laparoscopic Surgery“. In: *Manual of Laparoscopic Urology*. Heidelberg: Springer, S. 3-17. - ISBN: 978-3-642-09419-4
- SAES Getters Group, 2013a SAES Getters Group (2013a): „SMA Product Datasheet“. SMA Product Datasheet. Abgerufen am 01.03.2013 von http://www.saesgetters.com/sites/default/files/SMA_products_datasheets_0.pdf.

- SAES Getters Group, 2013b SAES Getters Group (2013b): „SmartFlex® Wire“. Datenblatt: 100% quality controlled Shape Memory Wire for microactuators. Abgerufen am 01.03.2013 von [http://www.saesgetters.com/sites/default/files/SmartFlex Wire %26 Spring datasheets_0.pdf](http://www.saesgetters.com/sites/default/files/SmartFlex%20Wire%26Springdatasheets_0.pdf).
- Schenke, 2013 Schenke, Gregor (2013): „Fluidische Aktoren“. In: Script zur Vorlesung „Mechatronik“. Hochschule Emden/Leer, : Fachbereich Technik, Abteilung Elektrotechnik & Informatik, S. 30-43.
- Schlaak, 2007 Schlaak, Helmut F; Schemmer, Benedikt (2007): „Miniaturisierung in der Antriebstechnik - Neue Herausforderungen“. In: Innovative Klein- und Mikroantriebstechnik (GMM-FB 54). Augsburg, Deutschland, S. 87-92.
- Schulz, 2008 Schulz, Antje (2008): „Osteointegration eines biodegradierbaren Implantates zur Spondylodese: eine histologische und histomorphometrische Analyse im Tiermodell“. Frei Universität Berlin.
- Shaikh, 2010 Shaikh, Sohail N; Thompson, Christopher C (2010): „Natural orifice transluminal surgery: Flexible platform review.“. In: World journal of gastrointestinal surgery. 2 (6), S. 210-6, DOI: 10.4240/wjgs.v2.i6.210.
- Smolik, 1999 Smolik, Christian (1999): „Grundlagen Fahrradtechnik“. Abgerufen am von <http://www.smolik-velotech.de/technik/>.

- Sommerhoff GmbH, 2013 Sommerhoff GmbH (2013): „Was ist Weißöl?“ . Ballistol. Abgerufen am 03.08.2013 von http://www.ballistol-shop.de/Was-ist-Weissoel-_:106.html.
- Steinwander, 2011 Steinwender, Clemens (2011): „Robotische Navigation zur Katheterablation von Vorhofflimmern“ . In: Journal of Cardiology. (18), S. 82-86.
- Thomson, 2009 Thompson, Christopher C; Ryou, Marvin; Soper, Nathaniel J; u. a. (2009): „Evaluation of a manually driven, multitasking platform for complex endoluminal and natural orifice transluminal endoscopic surgery applications (with video).“ . In: Gastrointestinal endoscopy. American Society for Gastrointestinal Endoscopy 70 (1), S. 121-5, DOI: 10.1016/j.gie.2008.11.007.
- Tiwari, 2010 Tiwari, Manish M; Reynoso, Jason F; Lehman, Amy C; u. a. (2010): „In vivo miniature robots for natural orifice surgery: State of the art and future perspectives.“ . In: World journal of gastrointestinal surgery. 2 (6), S. 217-23, DOI: 10.4240/wjgs.v2.i6.217. - ISBN: 1402559674
- De Volder, 2007 De Volder, Michaël (2007): „Pneumatic and hydraulic microactuators : a new approach for achieving high force and power densities at microscale“ . Ku Leuven.
- De Volder, 2010 De Volder, Michaël; Reynaerts, Dominiek (2010): „Pneumatic and hydraulic

- microactuators: a review". In: Journal of Micromechanics and Microengineering. 20 (4), S. 043001, DOI: 10.1088/0960-1317/20/4/043001.
- Watson, 2009 Watson, B.; Friend, J.; Yeo, L. (2009): „Piezoelectric ultrasonic micro/milli-scale actuators". In: Sensors and Actuators A: Physical. 152 (2), S. 219-233, DOI: 10.1016/j.sna.2009.04.001.
- Watter, 2013 Watter, H (2013): Hydraulik und Pneumatik. Grundlagen und Übungen-Anwendung und Simulation. Heidelberg: Springer.- ISBN: 978-3-8348-0190-6
- Will, 2011 Will, Dieter; Gebhardt, Norbert; Will, Dieter; Gebhardt, Norbert (Hrsg.) (2011): Hydraulik. 5. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, DOI: 10.1007/978-3-642-17243-4. - ISBN: 978-3-642-17242-7

Anhang

Kunststoffe für Schläuche und Dichtungen (ARCUS GmbH, 2012; ECOMA, 2013)

AU: Gliedert sich in Polyesterurethan (AU) und Polyätherurethan (EU). EU Kautschuke besitzen eine größere Hydrolysebeständigkeit. Polyurethanwerkstoffe zeichnen sich durch eine besonders hohe mechanische Leistungsfähigkeit und sehr gute Ozon- und Alterungsbeständigkeit aus. Auch die mechanischen Werte wie Flexibilität, Zerreiß- und Abriebfestigkeit, sehr gute Rückprallelastizität sowie eine hohe Gasdichtigkeit sind positiv zu erwähnen. Daher ist der Werkstoff für kleinbauende Hydraulikdichtelemente besonders geeignet. Die Kraftstoffbeständigkeit und die Beständigkeit gegenüber technisch gebräuchlichen Ölen sind sehr gut. Sein Temperatureinsatzbereich geht von -30°C bis 100°C .

EPDM: Weist eine sehr gute Ozon-, Alterungs- und Witterungsbeständigkeit auf. Daher findet es hauptsächlich seinen Einsatz in freier Bewitterung und wo gute Heißwasser- und Dampfbeständigkeit gefordert wird. Die Kältebeständigkeit ist verglichen mit anderen Synthesekautschuktypen gut. EPDM ist stark quellend in aliphatischen, aromatischen und chlorierten Kohlenwasserstoffen. Seine Härte beträgt 85 Shore A, sein Temperatureinsatzbereich geht von -45°C bis 130°C (Heißluft kurz bis 180°C) einsetzbar bis 200 bar.

FKM: Ein Elastomer mit sehr guter Beständigkeit gegen die Einwirkung von Mineralölen, aliphatischen und aromatischen Kohlenwasserstoffen sowie Chlorkohlenwasserstoffen, konzentrierten und verdünnten Säuren und schwachen Laugen. Hohe mechanische Werte und die ebenfalls sehr geringe Gasdurchlässigkeit sowie eine hervorragende Alterungsbeständigkeit, verbunden mit einem sehr guten Druckverformungsrest, lassen Fluorelastomere nahezu als Universalwerkstoff erscheinen. Sein Temperatureinsatzbereich geht von -20°C bis 200°C .

HPU: Dieses hydrolysebeständige Polyurethan ist ein besonders verschleißfester und extrusionsbeständiger Dichtungswerkstoff. Er ist sehr elastisch und dadurch montagefreundlich, besitzt eine sehr gute Hydrolysebeständigkeit. Seine Härte beträgt 95 Shore A, sein Temperatureinsatzbereich geht von -20°C bis 115°C . Er kann bei Standard-Hydraulikbedingungen bis 400 bar eingesetzt werden und ist mit FDA-Zulassung erhältlich!

- NBR:** Ein Synthesekautschuk mit hervorragender Beständigkeit gegen Kraftstoffe, Öle, Hydrauliköle, Schmierfette sowie sonstige aliphatische Kohlenwasserstoffe. Gute physikalische Eigenschaften wie hohe Abrieb- und Standfestigkeit neben guter Temperaturbeständigkeit lassen einen weiten Anwendungsbereich zu. Seine Härte beträgt 85 Shore A, sein Temperatureinsatzbereich geht von -30°C bis 110°C . Er kann bei Standard-Hydraulikbedingungen bis 250 bar eingesetzt werden.
- PTFE:** Ist von nahezu allen Chemikalien unangreifbar. Ausnahmen sind Alkalimetalle, elementares heißes Fluor. Halogenhaltige Verbindungen bewirken eine reversible Quellung, bzw. durchwandern aufgrund der chemischen Verwandtschaft das PTFE, ohne es zu schädigen. Die Gleiteigenschaften von PTFE sind die besten aller Kunststoffe. Statischer und dynamischer Reibungskoeffizient sind gleich, was das Material zu einem stick-slip freien Gleitwerkstoff macht. Es ist absolut witterungs- und UV-beständig. Selbst extreme klimatische Bedingungen verändern die Eigenschaften von PTFE nicht. Es ist physiologisch unbedenklich, d.h. körpereigene Substanzen verursachen bei Kontakt mit dem Werkstoff keine Reaktionen. Wichtige Eigenschaften dieses Kunststoffes wie Druckfestigkeit, Abriebverhalten, Leitfähigkeit u.a. können durch Zumischen entsprechender Füllstoffe gezielt optimiert werden. Sein Temperatureinsatzbereich geht von -200°C - 260°C .
- PFA:** Hat vergleichbare Eigenschaften wie PTFE mit den folgenden Besonderheiten: Einer höheren Oberflächengüte, einer hervorragenden Klarheit und Flexibilität, einer niedrigeren Gasdurchlässigkeit. Zudem ist es mit Gamma, ETO, E-Beam und im Autoklaven sterilisierbar.
- FEP:** Hat vergleichbare Eigenschaften wie PTFE mit den folgenden Besonderheiten: Einer höheren Oberflächengüte, einer höheren Transparenz und einer niedrigeren Gas- und Dampfdurchlässigkeit. Seine maximale Arbeitstemperatur beträgt 204°C . FEP ist mit Gamma, ETO, E-Beam und im Autoklaven sterilisierbar.
- PEEK:** Besitzt eine sehr hohe abrieb- und Schnittfestigkeit bei einem geringen Reibungskoeffizienten. Wegen einer sehr guten Chemikalien- und Hydrolysebeständigkeit ist es allgemein tauglich für die Anwendung im Lebensmittelbereich. Zudem ist es FDA-konform. Seine Härte beträgt 83 Shore D. Sein Temperatureinsatzbereich geht von -40°C bis 260°C , kurzzeitig bis 300°C .

Operationen mit dem Endoskop sind anspruchsvoll und verlangen von Chirurgen ein hohes Maß an Fingerfertigkeit. Endoskopische Instrumente mit hydraulischem Antrieb sollen Ärzte künftig bei minimalinvasiven Eingriffen unterstützen. Sie lassen sich besonders feinfühlig bedienen und vereinfachen das sichere Greifen von Gewebe. Die wissenschaftlichen und technischen Grundlagen für diese Entwicklung liefert diese Arbeit.

ISBN 978-3-8396-1023-7



FRAUNHOFER VERLAG