

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN
Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik

Ein System zur Endoskopführung in der HNO-Chirurgie

Maximilian Krinninger

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

Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Gunther Reinhart

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth
2. Priv.-Doz. Dr. med. Gero Strauß

Die Dissertation wurde am 20.10.2010 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 14.03.2011 angenommen.

Vorwort

Diese Arbeit entstand während meiner Tätigkeit am Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik von Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth an der Technischen Universität München.

Herrn Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth (Ordinarius des Lehrstuhls für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik an der Technischen Universität München) danke ich sehr herzlich für die fachliche Betreuung. Insbesondere danke ich für die ausgezeichnete Förderung und die zahlreichen Entwicklungsmöglichkeiten, die mir während der Promotion geboten wurden.

Bei Herrn PD Dr. med Gero Strauß (Oberarzt der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde/Plastische Operationen Universitätsklinikum Leipzig) möchte ich mich ausdrücklich für die Betreuung der Arbeit als Zweitgutachter bedanken.

Bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Gunther Reinhart (Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften (iwb) der Technischen Universität München) möchte ich mich für die Bereitschaft, den Prüfungsvorsitz zu übernehmen, sehr bedanken.

Bei Herrn Prof. Dr. med. Andreas Dietz (Direktor der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde/Plastische Operationen Universitätsklinikum Leipzig) bedanke ich mich für die Kooperation in diesem Projekt. Weiterhin bedanke ich mich bei den Mitarbeitern der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde/Plastische Operationen, insbesondere bei Dr. med. Milos Fischer und dem OP-Team von Herrn PD Dr. med. Gero Strauß.

Ich danke allen Kollegen am Lehrstuhl für die Unterstützung, für fachliche und nicht fachliche Diskussionen sowie für ihre Anregungen. Besonders danke ich Stephan Nowatschin und Sebastian Stopp für die Durchsicht und die Kontrolle der Arbeit. Ich möchte herzlich Mathias Markert und Heba Aguib für die Mitwirkung und ihr Interesse danken. Bei Christian Kühnau und Tobias Kraus bedanke ich mich für die anregenden und offenen Diskussionen. Ich danke meinen ehemaligen Kollegen Stefan Weber und Ralf Tita, die mir vor allem zu Beginn meiner wissenschaftlichen Arbeit beratend zur Seite standen. Besonderer Dank gilt den Mitarbeitern der Lehrstuhlwerkstatt für die hervorragende Zusammenarbeit. Ganz besonders möchte ich mich bei allen Studenten und insbesondere bei den an dieser Arbeit mitgewirkten Semestranten Cornelius Wagner und Dominik Gierlach für ihren hohen Einsatz danken.

Besonders herzlich danke ich meiner Familie, insbesondere meinen Eltern und Großeltern für den Rückhalt und die Möglichkeit einer sehr guten und sorgenfreien Ausbildung. Allen Menschen, die mich auf meinem Weg bis hierhin begleitet haben und so ihren Teil zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben, gilt mein Dank. Ganz besonders danken möchte ich meiner Frau, die mir in allen Situationen beistand und mich vielfältig und stets liebevoll unterstützte.

Grünwald im Oktober 2010

Maximilian Krinninger

In Gedenken an meine Großeltern Hilde und Hans Steinbach

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG	1
2. PROBLEMSTELLUNG	2
2.1 ANATOMIE UND PHYSIOLOGIE DER NASE UND DER NASENNEBENHÖHLEN	2
2.1.1 <i>Die äußere Nase</i>	2
2.1.2 <i>Die innere Nase</i>	3
2.2 PROBLEMSTELLUNG AUS MEDIZINISCHER SICHT	6
2.2.1 <i>Indikationen für eine endonasale Nasennebenhöhlenoperation</i>	7
2.2.2 <i>Funktionell endoskopische Nasennebenhöhlenchirurgie (FESS)</i>	7
2.2.3 <i>Operationsstrategie der FESS</i>	8
2.2.4 <i>Mögliche Komplikationen der FESS</i>	8
2.2.5 <i>Endoskopführung, Endoskoppositionen und Frequenz der Positionsänderungen</i>	8
2.2.6 <i>Zusammenfassung der medizinischen Problemstellung</i>	9
2.3 PROBLEMSTELLUNG AUS TECHNISCHER SICHT	9
2.4 ZIELSETZUNG DER ARBEIT	11
3. STAND DER TECHNIK	13
3.1 KLINISCHE INSTRUMENTE IN DER FESS	13
3.1.1 <i>Instrumente</i>	13
3.1.2 <i>Endoskope</i>	15
3.2 OPERATIVE TECHNIKEN IN DER FESS	18
3.2.1 <i>Konventionelle, einhändige Operationstechnik</i>	18
3.2.2 <i>Alternative, bimanuelle Operationstechnik</i>	19
3.3 ASSISTENZSYSTEME ZUM HALTEN UND FÜHREN VON ENDOSKOPEN	20
3.3.1 <i>Passive Haltearme zum Fixieren von Endoskopen</i>	20
3.3.2 <i>Aktive Assistenzsysteme zum Halten und Führen von Endoskopen</i>	23
<i>Operationsroboter mit zusätzlicher Endoskopführung</i>	40
3.4 DEFIZITE AM STAND DER TECHNIK	40
4. EIN SYSTEM ZUR ENDOSKOPFÜHRUNG IN DER HNO-CHIRURGIE	44
4.1 EIGENER ANSATZ	44
4.2 ABGRENZUNG	46
5. KONZEPT UND SYSTEMENTWURF	48
5.1 MANIPULATOR-ASSISTIERTE ENDOSKOPFÜHRUNG WÄHREND DER FESS	49
5.1.1 <i>Benutzungsablauf</i>	49
5.1.2 <i>Lösungsstruktur: Endoskopführung mittels Telemanipulation</i>	54
5.1.3 <i>Lösungsprozess: Endoskopführung mittels Telemanipulation</i>	57
5.1.4 <i>Lösungsstruktur: Automatische Nachführung des Endoskops</i>	58
5.1.5 <i>Lösungsprozess: Automatische Nachführung des Endoskops</i>	61
6. REALISIERUNG EINES ENDOSKOPFÜHRUNGSSYSTEMS FÜR DIE HNO-CHIRURGIE	65
6.1 MECHANISCHER AUFBAU DER SYSTEMKOMPONENTEN	66
6.1.1 <i>Aufbau des Manipulators</i>	67
6.1.2 <i>Aufbau des Gelenkarms</i>	75
6.1.3 <i>Aufbau der Endoskopkameraadapter</i>	76
6.1.4 <i>Aufbau der Bedienkonsole</i>	78
6.1.5 <i>Aufbau der Steuerungseinheit und des Fußpedals</i>	80
6.2 MATHEMATISCHES MODELL DER INVERSEN KINEMATIK	81
6.2.1 <i>Geometrische Betrachtung und Notation</i>	81
6.2.2 <i>Inverse Kinematik vom Endeffektor zu den Fünfgelenken</i>	84
6.2.3 <i>Inverse Kinematik des Fünfgelenks</i>	87
6.3 MATHEMATISCHES MODELL DER DIREKTEN KINEMATIK	90
6.3.1 <i>Direkte Kinematik des Fünfgelenks</i>	91

6.3.2	<i>Direkte Kinematik von den Fünfgelenken zum Endeffektor</i>	93
6.4	MECHANISCHE AUSLEGUNGSBERECHNUNG DER MOTOREN– KRÄFTE UND MOMENTE.....	94
6.4.1	<i>Statik</i>	95
6.4.2	<i>Kinetik</i>	101
6.4.3	<i>Ergebnis der Auslegungsberechnung</i>	105
6.5	BEDARFSANALYSE DES INTRANASALEN ARBEITSRAUMS FÜR EIN STANDARDENDOSKOP.....	105
6.6	BEDIENKONZEPTE ZUR STEUERUNG DES ENDOSKOPFÜHRUNGSSYSTEMS	107
6.6.1	<i>Endoskopführung mittels Telemanipulation</i>	107
6.6.2	<i>Automatische Nachführung des Endoskops</i>	108
7.	EXPERIMENTE	114
7.1	VERGLEICH DER ZEITEN VON MANUELLER, TELEMANIPULIERTER UND AUTOMATISCHER ENDOSKOPNACHFÜHRUNG.....	114
7.2	KLINISCHE EVALUATION	117
7.2.1	<i>Konfiguration Telemanipulation</i>	117
7.2.2	<i>Konfiguration Automatische Nachführung</i>	120
8.	ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK	123
9.	ANHANG	125
9.1	NOTATION	125
9.2	GLOSSAR	126
10.	LITERATUR	134

1. Einleitung

In der HNO-Chirurgie sind Endoskope eine der wichtigsten Hilfsmittel zur Diagnose und zur chirurgischen Therapie von Erkrankungen in den Nasennebenhöhlen und werden beispielsweise in der FESS (Functional Endoscopic Sinus Surgery) standardmäßig eingesetzt (Hosemann *et al.*, 2006; Stammberger *und* Posawetz, 1990). Sie ermöglichen dem Chirurgen über eine Optik den Blick auf den Situs und die Instrumente im Körper. Über eine aufsteckbare Videokamera können die Bilder aus dem Endoskop auf einem Monitor dargestellt werden. Nach dem Goldstandard erfolgt die Endoskopführung einhändig durch den Chirurgen. Für den eigentlichen operativen Eingriff mit den Instrumenten bleibt nur noch eine Hand übrig. Beide Hände für die Gewebemanipulation mit Instrumenten zur Verfügung zu haben kann jedoch Vorteile für den Patient und den Chirurgen bringen. So ist es leicht nachvollziehbar, dass mit der Erfindung des Endoskops (und der damit verbundenen neuen diagnostischen und therapeutischen Möglichkeiten) auch gleichzeitig der Wunsch seitens der HNO-Chirurgen bestand, eine Methode zur Verfügung zu haben, welche die Aufgabe der Endoskopführung übernimmt. Um dem Chirurgen das beidhändige Operieren zu ermöglichen, wird gegenwärtig in Ausnahmefällen die Endoskopführung durch einen Assistenten in der sog. „three- oder four-hand“-Technik übernommen (Simmen *und* Briner, 2007). Sie ermöglicht dem Chirurgen gleichzeitiges Halten von Instrumenten zum Schneiden, Bohren und Spülen und erleichtert das Weghalten von Strukturen und Gewebe zur idealen Darstellung des Operationssitus. Es befinden sich zwei operierende Hände am Situs, wodurch das Beherrschen einer Blutung erleichtert wird, da sich auch der Sauger permanent im Situs befindet.

Bei der Endoskopführung durch den Chirurgen ergeben sich durch die einhändige Instrumentenmanipulation häufige Instrumentenwechsel, häufige Gewebekontakte mit der Notwendigkeit der Säuberung des Endoskops und eine verlängerte OP-Dauer. Des Weiteren macht sich die Bildunruhe des händisch geführten Endoskops sowie die unergonomische Körperhaltung des Chirurgen störend bemerkbar. Übernimmt der Assistent die Führung des Endoskops, können sich Schwierigkeiten bei der Kommunikation und Umsetzung der vom Operateur gewünschten Kameraposition und –Nachführung ergeben. Die Problematik der Endoskopführung wurde bereits in fachfremden medizinischen Gebieten während laparoskopischer Eingriffe behandelt. Hierzu wurden passive Haltesysteme in Form von mechanischen Gelenkarmen oder aktive Führungssysteme in Form von robotischen Systemen, vor allem zu Forschungszwecken, eingesetzt. Für HNO-Anwendungen konnten diese bis jetzt noch nicht adaptiert werden. Technische Lösungen, speziell für die in der HNO-Chirurgie anfallenden Aufgaben, sind kaum vorhanden.

Ein Lösungsansatz für das medizinische Problem besteht in der Führung des Endoskops durch einen situsnahen Manipulator, der in der einfachsten Funktion ein manuelles Einspannen und Halten des Endoskops erlaubt, aber auch das Präzisionsausrichten und Nachführen des Endoskops übernimmt. In Abhängigkeit der Automatisierung ist die Steuerung des Endoskops sowohl über eine Bedienkonsole als auch in Kombination mit einem medizinischen Navigationssystem möglich.

Ziel dieser Arbeit war es, ein klinisch einsetzbares Endoskopmanipulatorsystem zu entwickeln und zu realisieren, welches dem Chirurgen die bimanuelle Operationstechnik ermöglicht. Dieses Assistenzsystem muss sich leicht in den intraoperativen Workflow integrieren lassen, dem stark begrenztem Arbeitsplatz am Kopf in seinen Abmessungen Rechnung tragen und den endo- und transnasalen Arbeitsraum bedienen können.

2. Problemstellung

Die menschliche Nase und Nasennebenhöhlen stellen für den Chirurgen ein herausforderndes Operationsgebiet dar. Um dem Leser die Problemstellung der chirurgischen Therapie, aber auch der damit einhergehenden Anforderungen an ein Assistenzsystem nachvollziehbar darstellen zu können, wird im Folgenden zunächst auf den anatomischen Aufbau der menschlichen Nase und der Nasennebenhöhlen eingegangen. Aufbauend darauf wird dann die medizinische und technische Problemstellung erläutert. Das Kapitel endet mit der Zielsetzung der Arbeit.

2.1 Anatomie und Physiologie der Nase und der Nasennebenhöhlen

Anatomisch betrachtet gehört die menschliche Nase zu den äußeren und oberen Atemwegen. Die Nase lässt sich in einen äußeren und in einen inneren Bereich unterteilen. Durch die Nasenscheidewand wird der innere Nasenraum in zwei Nasenhöhlen separiert. Das Naseninnere ist mit einer Schleimhaut ausgekleidet. Die Nasennebenhöhlen stellen ein Höhlensystem dar, welches mit Luft gefüllt und mit der Nasenhaupthöhle verbunden ist. Die medizinischen Hintergründe sind aus verschiedenen Standardwerken der Fachliteratur bekannt (Boenninghaus *und* Lenarz, 2007; Hosemann *und* Kühnel, 2001; Rudack, 2006).

2.1.1 Die äußere Nase

Die Nase lässt sich in einen knöchernen und in einen knorpeligen Bereich unterteilen (siehe Abbildung 2.1).

Knöcherner Teil. Der knöcherne Teil bildet die Nasenpyramide (*Nasenwurzel*) und ist definiert durch die folgenden drei Bereiche: seitlich (*lateral*) aus dem Stirnfortsatz des Oberkiefers (*Processus frontalis maxillae*), nach oben (*kranial*) aus dem Nasenfortsatz des Stirnbeins (*Pars nasalis ossis frontalis*) und medial aus dem Nasenbein (*Os nasale*). Die Nasenwurzel ist nach vorne hin geöffnet (*Apertura piriformis*).

Knorpeliger Teil. Der bewegliche Teil der äußeren Nase besteht aus einem Knorpelgerüst. Auf beiden Seite der Nase befinden sich die sog. Dreiecksknorpel (*Cartilago triangularis*, *Cartilago nasi lateralis*) welche die knorpelige Nasenspitze und das knöchernen Septum mit-

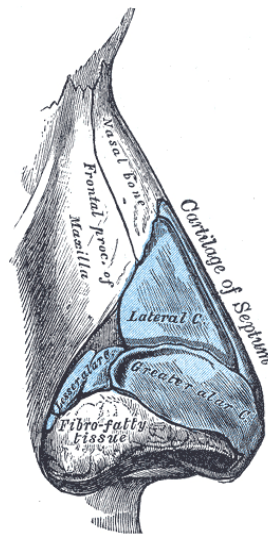


Abbildung 2.1: Äußere Nase (entnommen aus: Gray, 1918).

einander verbinden. Zusammen mit dem Nasenspitzenknorpel (*Cartilago alaris major*), der aus dem Nasensteg (*Columelle, Crus mediale*) und den Nasenflügeln (*Crus laterale*) besteht, wird die Form der Nasenlöcher bestimmt. Außerdem hat der Dreieckknorpel eine Verbindung zu der in der Nasenmitte liegenden Nasenscheidewand (*Septum nasi*). Die knorpelige Nasenscheidewand (*Cartilago septi nasi*) bestimmt die Höhe der Nasenspitze.

2.1.2 Die innere Nase

Der innere Teil der Nase ist größer, als man bei äußerer Betrachtung der Nase annehmen könnte. Die Nasenhöhle wird durch die Nasenscheidewand (*Septum nasi*) in zwei Hälften unterteilt.

Nasenhaupthöhle

Die Nasenscheidewand besteht aus einem vorderen, knorpeligen Teil (*Lamina quadrangularis, Cartilago septi nasi*) und einem hinteren, knöchernen Anteil (*Lamina perpendicularis*). Der knöcherne Anteil besteht wiederum aus Fortsätzen von anderen Gesichtsschädelknochen.

Die Nasenhaupthöhle beginnt vorne mit der Nasenklappe und endet mit zwei nebeneinander liegenden Öffnungen, den *Choanen* oder auch „innere Nasenlöcher“ genannt, im Rachen. Die Nasenhaupthöhle wird begrenzt durch folgende Partien: Das Dach wird aus dem Nasenbein (*Os nasale*), einem Teil des Siebbeins (*Lamina cribrosa*) und dem Keilbeinkörper gebildet. Die untere Begrenzung der Nasenhaupthöhle zur Mundhöhle erfolgt durch den Gaumen. Die seitlichen Begrenzungen erfolgen durch die laterale Nasenwand und enthalten Teile des Gesichtsschädels. Hieran sind Teile des Oberkiefers (*Maxilla*), des Tränenbeins (*Os lacrimale*), des Gaumenbeins (*Pallatum*) und des Keilbeins (*Os sphenoidale*) beteiligt. Die Nasenhaupthöhle enthält die drei Nasenmuscheln (*Conchae nasales*).

Diese befinden sich beiderseits und lassen sich unterteilen in eine obere (*Concha nasi superior*), eine mittlere (*Concha nasi media*) und eine untere Nasenmuschel (*Concha nasi inferior*) (siehe Abbildung 2.2). Zwischen ihnen befinden sich die Nasengänge (*Meatus nasi superior, medius, inferior*), durch die Einatemluft strömen kann.

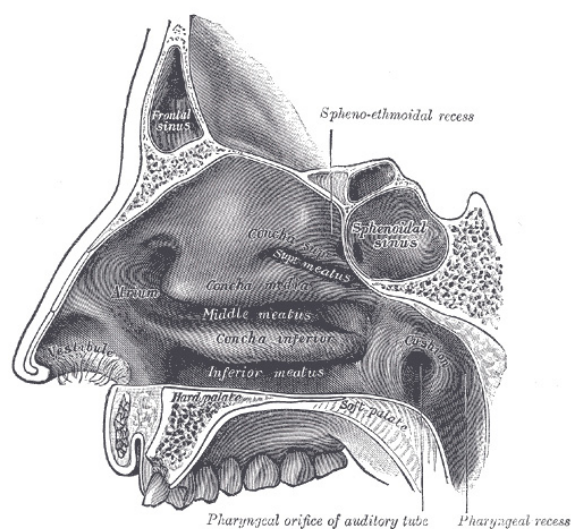


Abbildung 2.2: Laterale Nasenwand mit Muscheln (entnommen aus: Gray, 1918).

Schleimhaut, Gefäße und Nerven

Die Schleimhaut der Nase wird durch ein Geflecht von Blutgefäßen, Nerven sowie ein Lymphsystem versorgt (siehe Abbildung 2.3).

Die Schleimhaut der Nase lässt sich hierbei in zwei Regionen unterteilen:

- mehrschichtiges Flimmerepithel mit Schleimdrüsen (*Regio respiratoria*)
- Sinnesepithel aus Riechzellen und Stützzellen (*Regio olfactoria*)

Um ihre Funktion, das Erwärmen der Einatemluft, erfüllen zu können, ist die Nase mit einem Geflecht von Blutgefäßen (*Anastomosen*) durchsetzt. Gespeist wird dieses durch zwei Stromgebiete, der *Arteria carotis externa* und *interna*. Der Abfluss erfolgt über die *Vena angularis*. Die motorische Versorgung der mimischen Muskulatur erfolgt über den *Nervus facialis*, die sensible Versorgung erfolgt durch den *Nervus trigeminus*. Ein Lymphabfluss erfolgt über naheliegende Lymphknoten.

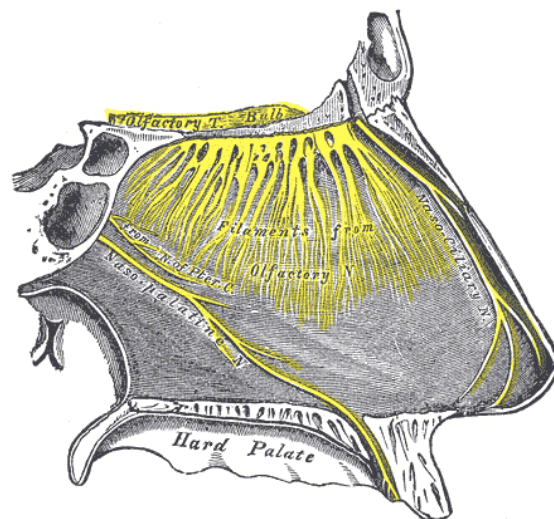


Abbildung 2.3: Nerven des rechten Septums der Nase. Die Riechfasern treten durch die *Lamina cribrosa* der Schädelbasis und enden im *Bulbus olfactorius* (entnommen aus: Gray, 1918).

Die Nasennebenhöhlen *sinus paranasales* (NNH) umfassen die Kieferhöhlen, die Stirnhöhle die Keilbeinhöhle und die Siebbeinzellen (siehe Abbildung 2.4). Über Ausführungsgänge (*Ostien*) sind die NNH mit der Nasenhaupthöhle verbunden. Die NNH sind mit einem dünnen Flimmerepithel ausgekleidet. Die Orientierung des Flimmerstroms ist in den einzelnen Höhlen zu den *Ostien* ausgerichtet und ermöglicht den Sekretausfluss. Die NNH liegen unmittelbar an der knöchernen Augenhöhle (*Orbita*) und zum Sehnerv (*Nervus opticus*) und grenzen außer der Kieferhöhle an den inneren Gehirnraum (*intrazerebralen Raum*), wodurch sie im Kontakt mit der Gehirnhaut stehen.

Kieferhöhle (*Sinus maxillaris*)

Die Kieferhöhle (*Sinus maxillaris*) wird durch fünf Wände gebildet und hat die Form einer 4-seitigen Pyramide. Zur Nasenhöhle wird sie über die mediale Wand (laterale Wand der Nasenhaupthöhle) separiert. Über ein *Ostium* (Durchmesser 7mm) ist sie mit dem mittleren Nasengang verbunden. Das Dach der Kieferhöhle entspricht dem *Orbitaboden*. Hier liegt ohne knöcherne Abdeckung der Unteraugennerv (*Nervus infraorbitalis*), der bei Kieferhöhlenent-

zündungen oder bei operativen Eingriffen gefährdet ist. Nach vorne wird die Kieferhöhle durch die *faciale* Wand begrenzt. Die untere Wand bildet den Kieferhöhlenboden. Dünne Knochenlamellen verdecken hier die Wurzeln der vier Backenzähne. In der hinteren Wand sind ein venöses Geflecht sowie die *Arteria maxillaris* und Nervenknoten (*Ganglien*) zur vegetativen Steuerung der Nasenschleimhaut und der Schwellkörper in den Muskeln enthalten. Das Volumen beträgt durchschnittlich 15ml bzw. 12-15cm³. Die ventrodorsale und kraniodorsale Ausdehnung beträgt jeweils 4cm, die mediolaterale Ausdehnung 3cm.

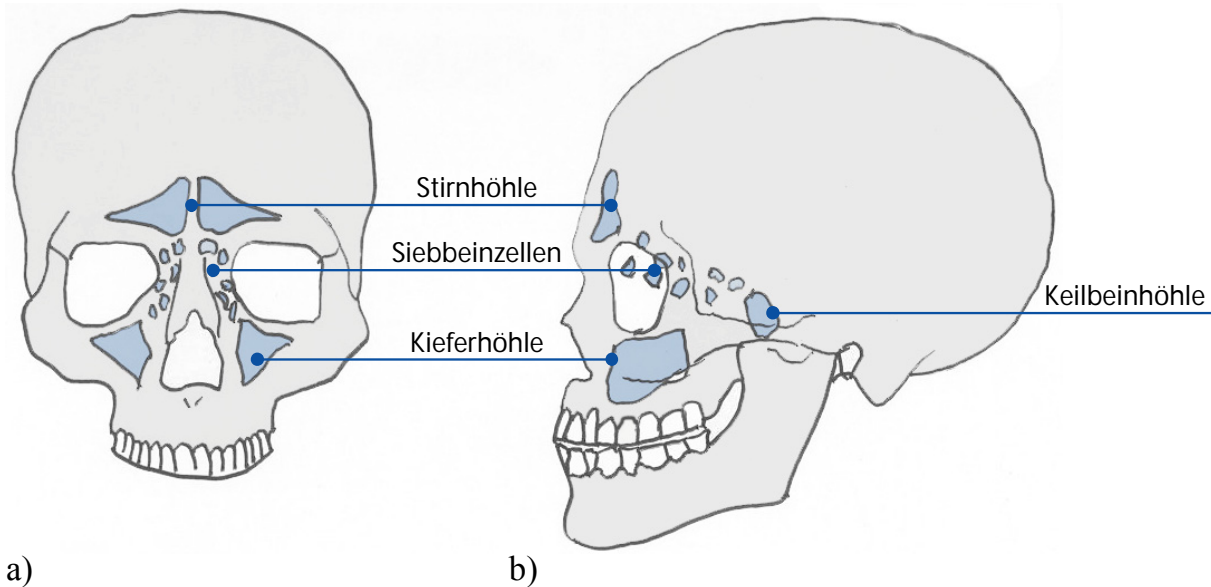


Abbildung 2.4: Topographie der Nasennebenhöhlen a) Frontalansicht, b) Seitenansicht.

Siebbeinzellen (Sinus ethmoidales)

In der Literatur wird von 8-10 (Boenninghaus *und* Lenarz, 2007) bzw. 7-14 (Hosemann *und* Kühnel, 2001) bzw. 8-15 (Bisdas *et al.*, 2009) Siebbeinzellen (*Cellulae ethmoidales*, *Sinus ethmoidales*) berichtet, welche sich über den folgenden Bereich verteilen: Nach vorne oben an die Stirnhöhle, nach oben (Siebbeindach) an die Schädelbasis sowie lateral an die *Orbita*, nach medial an die oberen Bezirke der lateralen Nasenwand mit mittlerer und oberer Muschel, nach hinten an die Keilbeinhöhle und nach unten lateral an die Kieferhöhle. Die vorderen Siebbeinzellen münden mit ihren *Ostien* in den mittleren Nasengang, die hinteren Siebbeinzellen münden mit ihren *Ostien* in den oberen Nasengang. Die an das Siebbeindach anliegenden Zellen können durch aufsteigende Infektionen zu intrakraniellen Komplikationen führen. Das Volumen beträgt durchschnittlich 8-10ml.

Stirnhöhle (Sinus frontalis)

Die Stirnhöhle (*Sinus frontalis*) ist durch die innere Scheidewand (*Septum interfrontale*) in eine rechte und eine linke Seite paarig unterteilt, welche sich oft in ihren Abmessungen unterscheiden. Der Boden der Stirnhöhle grenzt an die *Orbita*, die hintere Wand ist Teil der vorderen Schädelbasis und die Vorderwand wird oberhalb der Augenhöhle (*supraorbital*) durch die Stirnpartien begrenzt. Vorder- und Hinterwand können sehr dünn ausgebildet sein.

Keilbeinhöhle (Sinus sphenoidalis)

Die paarig ausgebildeten Keilbeinhöhlen (*Sinus sphenoidalis*) liegen rechts und links im sog. Keilbeinkörper und somit in unmittelbarer Nähe zu anatomisch wichtigen Nachbarstrukturen (*Canalis caroticus*, *Nervus opticus*), welche bei operativen Eingriffen unbedingt zur Vermeidung von lebensbedrohlichen Komplikationen beachtet werden müssen. Der Keilbeinhöhlenboden wird durch das Dach der *Choane* und des Rachens gebildet. Die sehr dicke Hinterwand trennt die Keilbeinhöhle von der hinteren Schädelgrube. Das Keilbeinhöhlendach grenzt an die Vertiefung der Schädelhöhlenbasis (*Sella turcica*) mit der *Hypophyse*, welches als operativer Zugang genutzt wird und an die vordere und mittlere Schädelgrube. Die Seitenwand enthält empfindliche Strukturen. Das obere *Ostium* in der Keilbeinhöhlenvorderwand mündet hinter der oberen Muschel. Das Volumen beträgt 0,5-10ml. Bei 15% der Patienten ragt eine dorsale Siebbeinzelle über die Keilbeinhöhle, was bei NNH-Operationen zu Verwechslungen der Siebbeinzelle mit der Keilbeinhöhle führt.

Physiologie der Nase

Die Aufgabe der Nase umfasst das Anfeuchten, das Erwärmen und das Reinigen der Atemluft. Sie bereitet die Atemluft vor für die Aufnahme durch die unteren Luftwege. Darüber hinaus dient sie als sensorisches Organ zum Riechen. Aus diesem Grund ist das Innere der Nase durch zwei unterschiedliche Schleimhauttypen ausgekleidet, einer respiratorischen und einer sensorischen Schleimhaut.

Funktion der Nasennebenhöhlen

Die Funktion der Nasennebenhöhlen ist bis heute nicht endgültig geklärt (Prescher, 2009). Durch die Belüftung der NNH dienen sie als Gewichtsreduktion und gleichzeitig als Oberflächenvergrößerung der Schädelknochen. Sie leisten demnach auch einen Beitrag zur Klimatisierungsleitung der Nase. Durch den strukturellen Aufbau kann Energie aufgenommen werden (*Fraktur*), wodurch eine Art „Knautschzone“ entsteht. Kontrovers wurde diskutiert, ob sie auch als Resonanzraum dienen.

2.2 Problemstellung aus medizinischer Sicht

Die Nasennebenhöhlen der ersten Serie (Kieferhöhle, Siebbeinzellen und Stirnhöhlen) sind die Hohlräume, die am häufigsten erkranken und deren Entzündungen als *Sinusitis* behandelt werden müssen (Messerklinger, 1978). Die anatomische Nähe der Nasennebenhöhlen zum Gehirn und zur *Orbita* erklärt das Auftreten von auch heute noch schweren und lebensbedrohlichen entzündlichen Komplikationen bei *Sinusitis* (Iro *et al.*, 2004). Chirurgische Interventionen an den Nasennebenhöhlen werden notwendig, wenn eine konservative Therapie keine oder keine dauerhafte Besserung der Beschwerden bringt oder wenn der Patient eine weitere konservative Therapie ablehnt (Stuck *et al.*, 2007). Die chronische *Sinusitis* kann in unterschiedlichen Ausprägungen vorliegen; die am häufigsten anzutreffende Variante ist die *Polyposis nasi*. In einem Zeitraum von einem Jahr (7/2000-6/2001) wurden bei 4% der deutschen Bevölkerung 221.000 Fälle diagnostiziert, was in großen Kliniken zu 3-5 chirurgischen Eingriffen pro Woche führt (Bachert *et al.*, 2003). Es lassen sich folgende Indikationen festhalten (Rudack, 2006):

2.2.1 Indikationen für eine endonasale Nasennebenhöhlenoperation

- akute oder chronische Entzündungen in Siebbein-, Stirn-, Kiefer- und/oder Keilbeinhöhle (*Sinusitis*)
- endonasale *Polypen (Polyposis nasi)*, welche als krankhafte Ausstülpungen von chronisch entzündeter und ödematöser Schleimhaut aus Siebbeinzellen und Kieferhöhlen in die Nasenhöhle hineinragen
- Orbitale Komplikationen durch Entzündung der Siebbeinzellen (*Ethmoiditis*)
- Nutzung der Nasennebenhöhlen als chirurgischer Zugang zur *Orbita*
- Entlastung von mit Schleim oder Eiter gefüllten und durch den Rückhalt von Sekret (*Sekretretention*) erweiterte Nebenhöhle, deren knöcherne Wände sich durch den Sekretdruck verdünnen (*Muko- und Pyozelen*)
- Tumoren in der seitlichen (*lateralen*) Nasenwand und des Nasennebenhöhlensystems
- Frakturen im Nasennebenhöhlensystem, Mittelgesicht, der *Orbita* und *Nervus opticus*
- Versorgung der harten Hirnhaut (*Dura mater*) bei Verletzungen am Siebbeindach

2.2.2 Funktionell endoskopische Nasennebenhöhlenchirurgie (FESS)

Das Operationsziel ist, gemäß dem individuellen krankhaften Befund, die Belüftung (*Ventilation*) und den Sekretabfluss (*Drainage*) wiederherzustellen, indem *Polypen* und entzündete Schleimhaut entfernt werden. Dies erfolgt unter Verwendung abgestufter Operationsmethoden (Rudack, 2006). Eine ausreichende Ventilation und Drainage des Nasennebenhöhlensystems sind die Voraussetzungen zur Ausheilung der Nasennebenhöhlenentzündungen mit Normalisierung der erkrankten Schleimhaut. Unter der Verwendung von optischen Systemen wie Endoskop und/oder Mikroskop stellen endonasale Nasennebenhöhleneingriffe Operationsmethoden dar, die einerseits funktionelle Gesichtspunkte der Schleimhautphysiologie sowie andererseits anatomische Grenzstrukturen berücksichtigen. Hierdurch werden diese Methoden als funktionell eingestuft. Es lassen sich je nach verwendeten optischen Hilfsmitteln zwei Operationsmethoden unterscheiden (Rudack, 2006). Zum einen kommt die *endoskopische Nasennebenhöhlenchirurgie* zum Einsatz, die auch als FESS (functional endoscopic sinus surgery) bezeichnet und unter alleiniger Verwendung eines Endoskops durchgeführt wird. Zum anderen wird unter Zuhilfenahme eines Operationsmikroskop eine *kombinierte mikroendoskopische Operationstechnik* angewendet, bei der Endoskop und Mikroskop eingesetzt werden. Die FESS umfasst die Eröffnung und Ausräumung des Nasennebenhöhlensystems in Abhängigkeit vom Krankheitsbefall (pathologischer Befund). Seit der Einführung der FESS durch Messerklinger und die Weiterentwicklung durch Stammberger werden seit 1970, im Gegensatz zu früheren Operationstechniken, prinzipiell anatomische Landmarken wie etwa die mittlere Nasenmuschel geschont und die radikale Ausräumung der Nasennebenhöhlenmukosa aus dem Nasennebenhöhlensystem vermieden (Stammberger, 1986; Stammberger und Posawetz, 1990). Die FESS führt im Allgemeinen zu einer umfassenden signifikanten Verbesserung der krankheitsspezifischen und allgemeinen gesundheitsbezogenen Lebensqualität (Baumann *et al.*, 2006). Dies wird auch subjektiv von den Patienten so empfunden (Baumann *et al.*, 2007).

Die FESS umfasst hierbei folgende operative Eingriffe:

- Endoskopie der Kieferhöhle sowie endonasale Kieferhöhlenfensterung
- Infundibulomie und endonasale Siebbeinoperation

- Endonasale Keilbeinfensterung
- Endonasale Operation an der Stirnhöhle

2.2.3 Operationsstrategie der FESS

Voraussetzung für einen chirurgischen Eingriff ist eine genaue präoperative, endoskopische und bildgebende Diagnostik (CT/MRT). Daran schließt sich die Planung der operativen Therapie. In den meisten Fällen breitet sich die pathologische Veränderung der Schleimhaut vom Siebbein auf das Epithel des hinteren Siebbeins der Kiefer- und der Stirnhöhle aus. Die operative Strategie besteht darin, den Ausbreitungsweg der Schleimhauterkrankung zu verfolgen. Die endoskopische Operation erfolgt minimalinvasiv, struktur- sowie funktionserhaltend und somit mit einer maximalen Schonung der Schleimhaut. Ziel ist es, die Voraussetzungen für eine Selbstheilung des Epithels zu schaffen. Anhand des intraoperativen Befundes richtet sich die erforderliche Abtragung des Gewebes. Resektionsräume und Fenster werden hierbei so dimensioniert, wie es dem Chirurgen für eine anschließende Ventilation und Drainageverbesserung notwendig erscheint. Vom Siebbein aus können an den jeweiligen *Ostien* die Kiefer- und Stirnhöhle geöffnet werden (*Fensterung*). *Zysten*, *Zelen* oder *Polypen* können dann aus den Hohlräumen entfernt werden (Behrbohm *et al.*, 1997). Verwendung finden hierzu starre Endoskope mit Hopkins-Stablinssystemen mit vorzugsweise 0°, 30°- und 70°-Optiken. Die Endoskope werden mit einer Kamera versehen und der Operateur hat über einem Monitor Blick auf den Situs. Der Patient liegt, der Chirurg sitzt oder steht auf der rechten Patientenseite.

2.2.4 Mögliche Komplikationen der FESS

Durch die endonasale Operationstechnik sind Verletzungen sensibler Strukturen (Kieferhöhlenwand, *Orbita*, Tränen-Nasen-Kanal sowie der *Dura*) möglich. Es kann zu Blutungen und Hämatomen kommen (in *Orbita* und Gehirn, Nachblutungen, Verletzung der inneren Carotis –Arterien, Hämatome in der *Orbita*) sowie zu Störungen und Beschädigungen von Nerven (Sensibilitätsstörungen im Eck- und Frontzahnbereich, Beschädigung des Sehnervs, Visusverschlechterung bis zur Erblindung bzw. Doppelbilder, Geruchsstörung oder Geruchsverlust) und zu Entzündung der Gehirnhaut (Meningitis).

2.2.5 Endoskopführung, Endoskoppositionen und Frequenz der Positionsänderungen

Nach dem Standardvorgehen erfolgt die Endoskopführung durch den Chirurgen mit der nicht-dominanten Hand. Konzeptbedingt ergeben sich durch die intraoperativ nötigen Instrumentenwechsel eine Verlängerung der Operationsdauer um durchschnittlich mehr als 15% (Strauß *et al.*, 2007). Beispielsweise kann der Operateur nach der Präparation mit dem Blakesley am hinteren Siebbein an der Grenze zur Schädelbasis durch eine auftretende Blutung gezwungen werden, den Sauger gegen den Blakesley auszuwechseln, um eine freie Sicht auf den Situs zu erhalten. Nach der Entfernung des Blutes besteht nur noch ein kleines Zeitfenster zur weiteren Präparation. Zuvor wurde der Sauger wieder gegen den Blakesley ersetzt (Strauß *et al.*, 2007). Um Kollisionen zwischen Endoskop und den aktiven Instrumenten zu vermeiden, muss der Chirurg in einer leicht vornübergebeugten Haltung mit einer häufig maximalen Rückwärtsbiegung (*Reklination*) der Hand die Kamera mit Optik halten. Zusätzlich ist die Trajektorie des Endoskops leicht aus der stabilen Lage zu bringen, denn neben den rotatorischen Bewegungen im Pivotpunkt am Naseneingang muss die Spitze stabil positioniert werden (Strauß *et al.*, 2007). Workflowanalysen während der FESS haben ergeben, dass pro Nasenseite fünf Major-Endoskoppositionen angefahren werden, wenn die unterschiedlichen En-

doskpositionen in einem Radius von 10mm zusammengefasst werden (Strauß *et al.*, 2005a):

- I. Blick auf mittlere Muschel und vorderes Siebbein (0°-Optik)
- II. Blick in das hintere Siebbein (0°-Optik)
- III. Blick auf Recessus frontalis (0°-Optik)
- IV. Blick auf das Kieferhöhlenostium (0°-Optik)
- V. Blick in die Kieferhöhle (30°- und 70°-Optik).

Im Durchschnitt benötigt die FESS 37min (15,1min-61,0min) pro Seite. Studien haben gezeigt, dass die Verweildauer des Endoskops pro Positionen im Mittel 1,31min (0,2min-3,9min) beträgt (Strauß *et al.*, 2005a). Mit knapp 60% stellt sich als Hauptursache für einen Positionswechsel die Adaption der visuellen Darstellung an den Fortgang der Operation dar. An zweiter Stelle mit 32% macht sich eine Verschmutzung der Linse mit einhergehendem zusätzlichem Zeitbedarf von durchschnittlich 1,26min bemerkbar, da hier das Endoskop vollständig aus dem Situs entfernt werden muss. Durch einen Optikwechsel verlängert sich die benötigte Zeit mit 7% um 1,2min (Strauß *et al.*, 2005a). Pro FESS wurden in Abhängigkeit der chirurgischen Erfahrung 27,1 Wechsel der Endoskoppositionen pro Seite festgestellt, bei einer durchschnittlichen Endoskopnutzung von 35,1min (Strauß *et al.*, 2005a). Zu knapp 94% werden 0°-Optiken verwendet, in der restlichen Zeit können Winkeloptiken Verwendung finden, um die Kieferhöhle darzustellen.

2.2.6 Zusammenfassung der medizinischen Problemstellung

Die medizinische Problemstellung kann folgendermaßen zusammengefasst werden:

- Keine Verletzung von sensiblen Strukturen wie Auge, Gehirn, Nerven und Arterien
- Halten und Führen des Endoskops mit der nicht- dominanten Hand durch den Chirurgen sowie Ausrichtung des Endoskops auf das aktive Instrument
- In Abhängigkeit der chirurgischen Erfahrungen häufige Reinigungsintervalle der Linse sowie Positionswechsel des Endoskops
- Einhändige Manipulation von Gewebe mit einem Instrument bei der Entfernung von entzündeter Schleimhaut, *Polypen*, Knochen oder Tumorgewebe, beim Kontrollieren einer Blutung oder beim Weghalten von Strukturen bei gleichzeitigem Schneiden, Bohren oder Fräsen
- Zusätzlicher Zeitbedarf für die Operation bedingt durch konzeptbedingte Instrumentenwechsel
- Unergonomische Körperhaltung für den Chirurgen

2.3 Problemstellung aus technischer Sicht

Chirurgische Assistenzsysteme in Form von mechatronischen Systemen zur Manipulation von Instrumenten müssen eine Reihe von Anforderungen erfüllen, um im operativen Umfeld eingesetzt werden zu können (Rininsland, 1993; Davies, 1996; Mueglitz *et al.*, 1993; Taylor und Stoianovici, 2003). Hierzu haben in der Vergangenheit mehrere Forschergruppen die allgemeine technische Problematik von robotischen Assistenzsystemen behandelt und daraus Empfehlungen für den Entwicklungsprozess publiziert. Anforderungen an chirurgische Robo-

ter sind demnach die Miniaturisierung, die Sicherheit, die Sterilität und die Fähigkeit, sich an die wechselnden Bedingungen anzupassen (Kazanides *et al.*, 2008). Zusätzlich müssen die Kräfte der auszuführenden Bewegung, die bereitgestellte Leistung sowie die in einem begrenztem Raum nötig hohe Beweglichkeit berücksichtigt werden (Hager *et al.*, 2008).

Die Art und Weise, wie ein HNO-Chirurg das Endoskop während der NNH-Operation führt, stellt für eine technische Entwicklung auf diesem Gebiet das Maß der Dinge dar. Aus der häufigen Benutzung des Endoskops verfügt der Chirurg über eine konkrete Vorstellung zum intraoperativen Verhalten eines Endoskops. Dies resultiert in einer hohen Erwartung an ein Assistenzsystem zur Endoskopführung. So ist es leicht nachvollziehbar, dass es nur gelingen kann, eine Akzeptanz für eine Manipulator-assistierte Endoskopführung zu erlangen, wenn die technische Umsetzung die Randbedingungen des operativen Einsatzes berücksichtigt und die beidhändige Operationstechnik ermöglicht wird.

Aus technischer Sicht lassen sich die Herausforderungen und Probleme bei einer „Manipulator-assistierten Endoskopführung“ in der HNO-Chirurgie nach folgenden Gesichtspunkten aufgliedern:

- **Integration des Endoskopführungssystems in den Operationsraum:** Das Operationsgebiet der FESS ist gekennzeichnet durch den kleinen endoskopischen Zugang durch die beiden Nasenlöcher des Patienten. Es ist begrenzt durch die anatomischen sensiblen Strukturen der inneren Nase und der Nasennebenhöhlen. Bis auf das Gesicht ist der auf dem OP-Tisch liegende Patient steril abgedeckt, der Chirurg steht auf der rechten Seite des Patienten, links neben ihm die OP-Schwester. Der Endoskopieturn mit Monitoren und evtl. einem Navigationssystem sind auf der gegenüberliegenden Seite des Operateurs angebracht, unter dem OP-Tisch befinden sich Fußpedale, welche zur Steuerung unterschiedlicher Instrumente benötigt werden. Der Anästhesist sitzt mit seinen Geräten auf der linken unteren Patientenseite. Diese Bedingungen führen zu stark eingeschränkten Platzverhältnissen im OP und am Situs.
- **Design des Assistenzsystems:** Aufgrund des begrenzten Platzangebotes im OP sollte das System situsnah positioniert und sich somit am Operationstisch befestigen lassen. Zusätzliche Großgeräte auf Rollwägen können nicht realisiert werden. Bei einem intraoperativen Bewegen des Operationstisches sollten keine Relativbewegungen zwischen Patient und System entstehen – ein Nachjustieren muss entfallen. Das System muss aufgrund des kleinen Operationsgebietes mit seinen Abmessungen minimal gehalten werden, gleichzeitig über ein minimales Gewicht bei maximaler Leistung (hohes spezifisches Leistungsgewicht) verfügen, um die Handhabung zu erleichtern. Ein schnelles Grobausrichten des Systems muss möglich sein. Um die konventionelle OP-Technik jederzeit ermöglichen zu können, müssen sich die Komponenten innerhalb von wenigen Sekunden aus dem Operationsgebiet entfernen lassen.
- **Integration des Endoskopführungssystems in den OP-Workflow:** Die Operation läuft nach einem definiertem OP-Workflow ab und darf durch die Benutzung eines Assistenzsystem nicht erschwert, sondern sollte nach Möglichkeit erleichtert werden. Arbeitsschritte sollten überflüssig und wenn möglich eingespart werden, bei gleich bleibendem oder verbessertem Operationsresultat. Das System sollte sich in den OP-Workflow integrieren und kompatibel zur Operationstechnik sowie zu den verwendeten Instrumenten und Endoskopen sein.
Die vom Chirurg verwendete Endoskopkamera mit Optik muss jederzeit an dem Assistenzsystem angebracht werden können, sollte aber auch immer abnehmbar sein.

Dies sollte auch für navigierte Endoskope gelten. Die Bedienung der Endoskopkamera (Schärfeneinstellung, Zoom, Menütaster) bzw. ein Optikwechsel muss gewährleistet bleiben. Das Halten und Befestigen der Kamera darf keine Beschädigungen an Optik oder Kamera nach sich ziehen. Außerdem darf durch das Halten keine Versteifung der Optik entstehen, wodurch die Nachgiebigkeit reduziert und das Verletzungsrisiko für den Patienten erhöht werden würde.

- **Intraoperative Endoskopbewegung und Kraffteinwirkung:** Die intraoperative Bewegung des Endoskops sollte natürlich, prädiktiv und intuitiv wirken und im Wesentlichen den intranasalen Raum bedienen können. Während der konventionellen Benutzung des Endoskops durch den Chirurgen schwenkt und neigt dieser das Endoskop im Pivotpunkt, welcher sehr nahe an der Nasenöffnung liegt. So muss sich auch während der assistierten Operationstechnik das Endoskop mit Kamera um einen frei wählbaren Pivotpunkt nahe an der Patientennase bewegen lassen. Zusätzlich wird das Endoskop in allen drei Raumachsen translatorisch verfahren, entsprechend der Anatomie vorzugsweise entlang der Endoskopachse. Der Chirurg kann sich jedoch nur anhand von Landmarken orientieren, wodurch der Rotation des Endoskops um die Längsachse eine wichtige Bedeutung zukommt, denn nur durch die richtige Ausrichtung (oben im Endoskopbild ist auch oben in der Nase des Patienten) kann sich der Chirurg zurechtfinden. Die Geschwindigkeiten der Endoskopbewegung sind so zu limitieren, sodass die sie weit unter der einer menschlichen Bewegung liegen und ein sicheres Gefühl vermitteln. Die hierzu nötigen Kräfte müssen ausreichen, um eine steril verpackte Endoskopkamera mit Optik und Kabel (Signal- und Lichtleiterkabel) bewegen zu können, jedoch so gering sein, um Verletzungen verursachen zu können. Das Endoskop muss ruhig geführt und gehalten werden können. Das Assistenzsystem sollte ohne größere Geräuschentwicklung arbeiten.
- **Zugänglichkeit und freie Sicht zum Situs:** Das Assistenzsystem darf die Zugänglichkeit und den Überblick über den Situs nicht negativ beeinflussen, sodass ein Operieren nicht möglich ist. Die freie Sicht auf den Situs muss erhalten bleiben. Es sollte zu keinen Kollisionen mit Instrumenten oder der Hand des Chirurgen kommen. Der Zugangsbereich der Instrumente zum Naseneingang muss weiterhin zur Verfügung stehen.
- **Interaktion mit dem Endoskopführungssystem:** Die Interaktion mit dem System zur Steuerung sollte auf ein Minimum begrenzt werden. Die Erfassung der gewünschten Position und Ausrichtung des Endoskops sollte ohne größere Ablenkung des Chirurgen erfolgen. Die Hände des Chirurgen stehen bei einer „Manipulator-assistierten“ Technik wenn überhaupt, nur ganz kurz zur Verfügung. Das Endoskop hat die Aufgabe, dass es alle aktiven Instrumente im Situs im Blick halten kann. Um die Interaktion mit dem Endoskopführungssystem zu vereinfachen, sollte eine Schnittstelle zu anderen Assistenzsystemen vorhanden sein.

2.4 Zielsetzung der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist es, durch neue Ansätze moderner Technologien, ein Assistenzsystem zu entwickeln und zu realisieren, das während der FESS die Halte- und Führungsarbeit von einem medizinischen Endoskop mit Kamera übernimmt und dem Chirurgen die bimanuelle Operationstechnik ermöglicht. Hierbei soll unter Berücksichtigung der klinischen Anforderungen durch Mitwirkung unseres klinischen Partners ein Konzept zur situsnahen Endoskop-

führung erarbeitet und in einem klinisch einsetzbaren Prototyp umgesetzt werden (Krinninger *et al.*, 2008a,b). Die Ziele lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- **Situsnahes und miniaturisiertes Endoskopführungssystem für die FESS:** Unter strenger Berücksichtigung der klinischen Anforderungen soll ein neuartiges Endoskopführungssystem für die HNO-Chirurgie entwickelt werden. Die Frage nach dem richtigen Design stellt hier eine der größten Herausforderungen dar. Aufgrund des kleinen Operationsgebietes und des Platzmangels im OP soll das System situsnah positioniert werden. Um die Sichtbarkeit und Zugänglichkeit zum Situs nicht einzuschränken, muss die Größe des Systems einer menschlichen Hand entsprechen. Das Gewicht muss für eine praxistaugliche Anwendung gering sein.
- **Abdeckung des intranasalen Arbeitsraumes:** Die zu entwickelnde Kinematik soll ein medizinisches Endoskop in der Nase des Patienten ausrichten, halten und führen können. Hierbei ist darauf zu achten, dass die Kinematik den intranasalen Arbeitsraum abdecken kann und gleichzeitig eine für den Chirurgen gewohnte Endoskopbewegung erzeugt. Dies bedeutet beispielsweise, dass ausreichend Freiheitsgrade bereitgestellt werden und der Pivotpunkt möglichst nahe an der Nasenöffnung liegt. Die hierbei wirkenden Kräfte müssen so groß wie nötig, aber so klein wie möglich gehalten werden. Die Geschwindigkeit der Endoskopbewegung sollte weit unter derer von menschlichen Bewegungen liegen.
- **Integrierbar in Operationsraum und chirurgischen Workflow:** Das System muss mit seinen Schnittstellen ein schnelle und sichere Anbindung an die Infrastruktur des Operationsraums bieten. Aufgrund der situsnahen Positionierung soll hier beispielsweise die Montage an den Operationstisch favorisiert werden. Intraoperativ sollte der Operationsworkflow nicht beeinträchtigt werden - der Wechsel zwischen assistierter und manueller Endoskopführung muss immer möglich sein. Durch die Verwendung von modernster Mikrocontroller-Technologie sollte das System in Bruchteilen von Sekunden einsatzbereit sein. Die Schnittstelle des Assistenzsystems zu Endoskop und Kamera sollte bestehende Videoendoskope, aber auch hochmoderne HD-Technologie, sowie die navigierte Endoskopie unterstützen. Der Wechsel von Optiken sollte problemlos möglich sein. Das Gesamtsystem muss eine klinische Handhabung ermöglichen, wodurch auch bereits zu Anfang der Entwicklung ein Sterilisationskonzept erarbeitet werden soll. Die Steuerung ist einfach zu gestalten, sie soll einerseits eine Telemanipulation, aber auch eine nach Freigabe automatische Ausrichtung und Nachführung des Endoskops ermöglichen.
- **Klinische Evaluierung des Systems:** Erstmalig soll untersucht werden, ob ein robotisches Assistenzsystem zur Endoskopführung in der FESS die bekannten Vorteile der assistierten bimanuellen Technik gegenüber der konventionellen Technik ermöglichen kann. Hierzu soll das System von Chirurgen unter realen Bedingungen eingesetzt und evaluiert werden.

3. Stand der Technik

Während des Eingriffs muss der Chirurg prinzipbedingt eine Vielzahl von Instrumenten einhändig verwenden, wodurch sich der Bedarf eines Assistenzsystem zur Endoskopführungssystem nachvollziehbar darstellen lässt. Aus diesem Grund werden im ersten Teil des folgenden Kapitels die *klinischen Instrumente* sowie die *operativen Techniken* mit Fokus auf die intraoperative Endoskopführung kurz vorgestellt. Diese kann durch den Chirurgen selbst erfolgen (*konventionelle Operationstechnik*) oder alternativ durch einen Assistenten (*bimanuelle Operationstechnik*).

Im zweiten Teil wird auf die technischen Systeme eingegangen, die den Chirurgen bei dem Halten und Führen des Endoskops unterstützen. Hierbei unterscheidet man *passive Endoskophaltesysteme*, die das Endoskop in einer vorgegebenen Position halten und *aktive Endoskopführungssysteme*, die das Endoskop halten und aktiv führen. Aktive Endoskopführungssysteme für die HNO-Chirurgie sind aktuell Gegenstand der Forschung von vereinzelt Gruppen, hingegen sind kommerzielle Systeme bislang nicht vorhanden. Aus diesem Grund werden hier Systeme auch aus anderen medizinischen Bereichen beschrieben.

Operationsroboter, die ebenfalls ein Endoskop halten und führen können, werden kurz in einer Übersicht dargestellt. Das Kapitel endet mit einer kritischen Betrachtung des Stands der Technik.

3.1 Klinische Instrumente in der FESS

In diesem zweigeteilten Abschnitt werden zunächst die nach Stammberger empfohlenen *Instrumente* bei der FESS vorgestellt (Stammberger, 2009a,b). Im zweiten Teil wird ein Überblick über *Endoskope* gegeben. Hierbei wird auf starre, flexible, Video- und navigierte Endoskope eingegangen.

3.1.1 Instrumente

Als Standard-Instrumentarium für Operationen an den Nasennebenhöhlen werden folgende *mechanische* und *aktive (elektrische) Instrumente* verwendet:

Mechanische Instrumente. Zur Erweiterung der Nasenöffnungen kommen Nasenspektuli zum Einsatz. Das Injizieren von Lokalanästhetikum erfolgt mittels einer Dreiringspritze und Septumkanüle. Zum intranasalen Eröffnen oder Schneiden von Gewebe kommt ein Sichelmesser zur Verwendung. Zur Präparation werden spatelartige Instrumente eingesetzt, diese werden als Elevatorien (Freer) bezeichnet. Zusätzlich werden scharfe Löffel eingesetzt um während der Präparation Gewebe abtragen zu können. Ein Sauger ermöglicht das Entfernen von Sekret und Gewebe. Mittels Spülröhrchen (lang und kurz gebogen) kann der Situs gespült werden. Nasenzangen (Blakesley) in unterschiedlichen Größen und Winkeln, Biopsie- und Fasszangen, gerade und abgewinkelte Stanzen mit unterschiedlich geformten Spitzen (pilzförmig, eiförmig) und Schneiden (zirkulärschneidend, vorwärts- u. rückwärtsschneidend), sowie Nasenschere ermöglichen dem Chirurgen die manuelle Bearbeitung des Situs (siehe Abbildung 3.1).

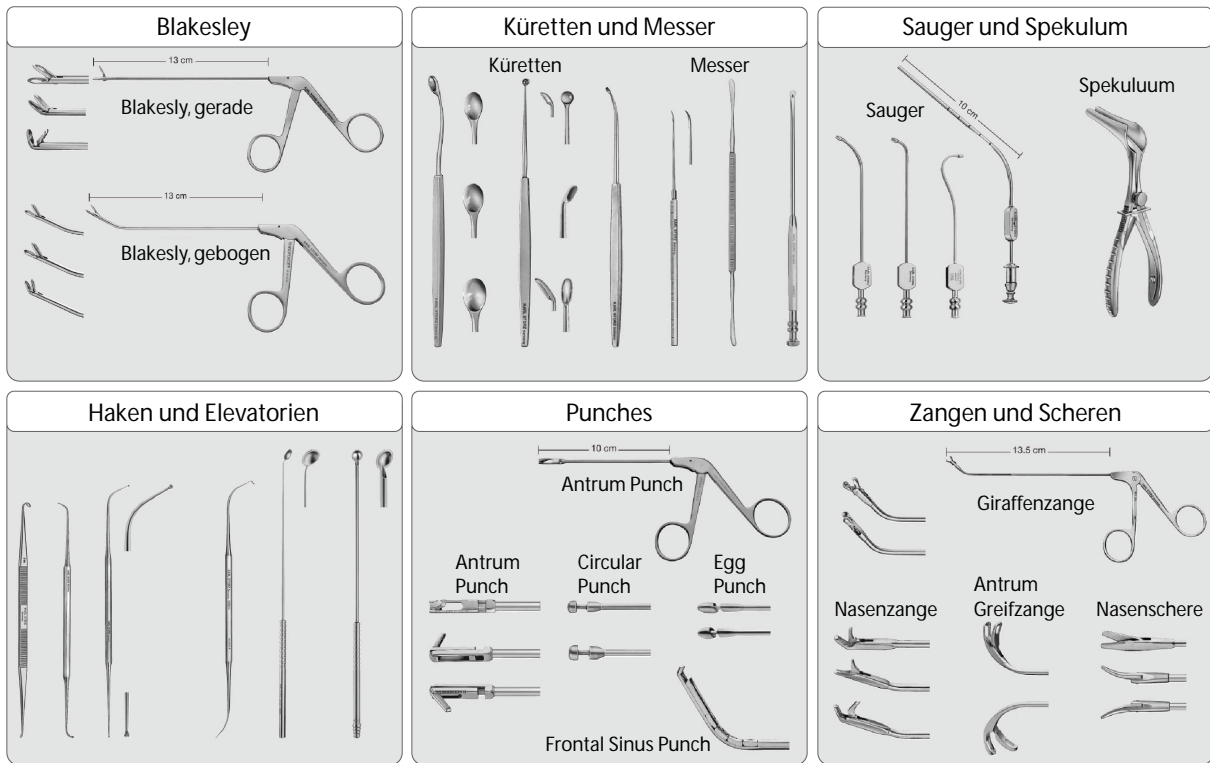


Abbildung 3.1: Auswahl chirurgischer Instrumente für die FESS (©Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland, 2009).

Aktive Instrumente. Um kleinere Blutungen zu stillen, werden mittels bipolarer Instrumente Blutgefäße verodet. Bipolare Pinzetten oder Saugzangen verschließen unter Einwirkung von hochfrequenter elektrischer Spannung offene Gefäße. Zur Entfernung von Weichgewebe wie *Polypen* wird ein saug-schneidendes Instrument – der Shaver – verwendet.

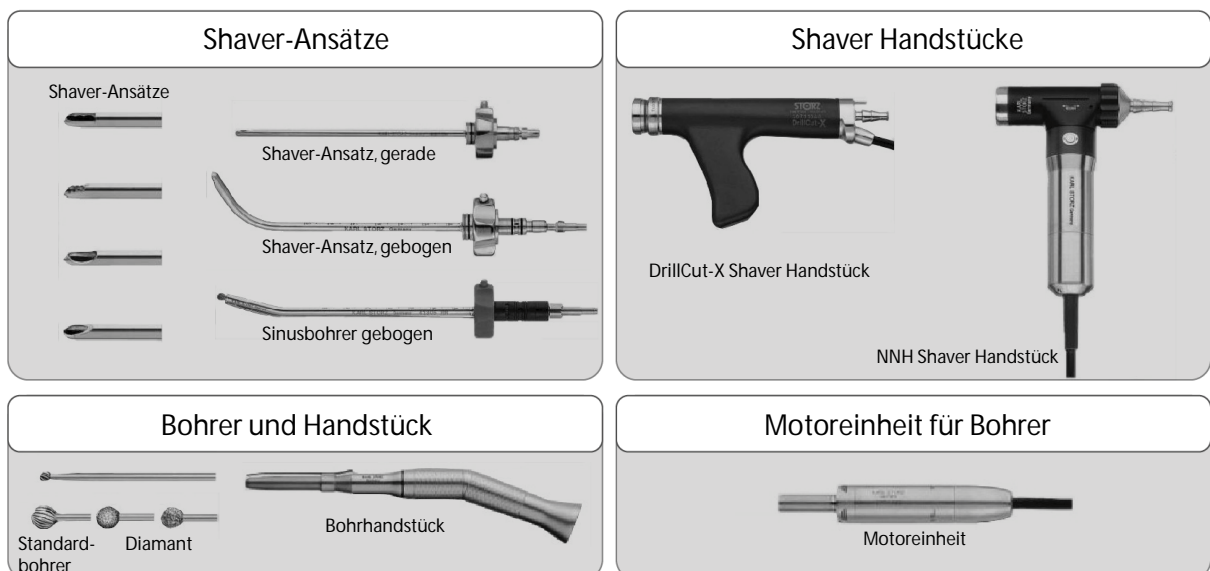


Abbildung 3.2: Chirurgisches Instrumentarium für die FESS – aktive Instrumente (©Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland, 2009).

Hierbei handelt es sich um ein motorbetriebenes oszillierendes Messer in einem halboffenen, austauschbaren Saugrohr (Shaver-Ansatz), welches über eine Steuerungseinheit nach Freiga-

be über das Fußpedal Gewebe durch Unterdruck in das Saugrohr zieht, mit dem halbrotierenden Messer abtrennt und entfernt. Intranasale Schleifer können zusätzlich zur Anwendung kommen, beispielsweise bei der Dekompression des Sehnervs (*nervus opticus*) sowie zu feinen Schleifarbeiten im Siebbein-Schädelbasisbereich. Bohrer ermöglichen das Bearbeiten von harten knöchernen Strukturen (siehe Abbildung 3.2).

3.1.2 Endoskope

Zu Beginn des 19. Jahrhunderts, im Jahre 1806, war es durch die Entwicklung des Lichtleiters von Bozzini erstmals möglich, in das Innere eines lebenden Menschen zu blicken. Der Lichtleiter bestand aus einem Lichtbehälter mit einem optischen und einem mechanischen Teil den sog. Sehröhren, welche den anatomischen Zugängen des zu untersuchenden Organs angepasst sind (Reuter, 1998; Reuter, 2006). 1853 beschreibt Desormeaux eine offene Röhre mit Reflektor und Linse, um die Beleuchtungsintensität zu erhöhen. Hierbei führt er erstmalig den Begriff „endoscope“ ein (Berci *und* Forde, 2000). Nitze gilt als der eigentliche Begründer der modernen Endoskopie. Sein Hauptverdienst ist, neben der Entwicklung des ersten Cystoskops (1878), die Konstruktion der ersten bilderweiternden Optik, welche als starre Optik bis heute in den Endoskopen fast aller Fachgebiete angewandt wird (Reuter *und* Reuter, 1998). Damit wurde im Jahre 1901 erstmals durch Hirschmann die Kieferhöhle betrachtet (Jacobs, 1997). Währenddem die bisherigen Optiken im Prinzip ein Rohr aus Luft mit Glaslinsen darstellten, erfand und patentierte 1959 Hopkins das System des Rohres aus Glas und der darin eingebauten Linsen aus Luft (Stablinsenoptik), womit er ein größeres Gesichtsfeld, eine 80-mal höhere Lichttransmission und einen 90%igen Gewinn an Lichtintensität erreichte. Karl Storz sicherte sich die Rechte und brachte 1965 die Hopkins-Optik heraus, die er mit Glasfasern zur Beleuchtung umgab (Reuter *und* Reuter, 1998). Dieses Prinzip ist heutzutage in allen starren Endoskopoptiken anzutreffen.

Mit der Verfügbarkeit von Glasfasern konnte nach der Entwicklung des starren Endoskops auch eine flexible (bewegliche) Optik realisiert werden. Als Geburtsstunde der flexiblen Endoskopie gilt die Einführung des ersten vollflexiblen steuerbaren Gastroskops durch Hirschowitz im Jahre 1958 (Grund *und* Salm, 2007). Seit 1985 verdrängt die Videoendoskopie (elektronische Endoskopie) die rein optischen Systeme. Die Videoendoskopie ist im klinischen Alltag der Industrienationen zum Alltag avanciert (Grund *und* Salm, 2007).

1999 wurde ein navigiertes starres Endoskop vorgestellt (Yamashita *et al.*, 1999). Durch die Kombination von Endoskopen mit Navigationssystemen können dem Chirurgen Zusatzinformationen bereitgestellt werden. Sonderausführungen von Endoskopen wie der „PillCam“ von Olympus, einer gekapselten Mikrokamera, oder robotische Endoskope für den Gastrointestinaltrakt sind für die FESS nicht relevant und können hier nicht weiter betrachtet werden.

In der HNO-Chirurgie können folgende Endoskope zum Einsatz kommen:

- Starre Endoskope
- Flexible Endoskope
- Videoendoskope
- Navigierte Endoskope

Diese werden im folgenden Abschnitt näher erläutert.

Starre Endoskope. Unter starren Endoskopen versteht man ein röhrenförmiges Instrument zur Endoskopie, bestehend aus Objektiv und Okular (siehe Abbildung 3.3a). Hierbei handelt

es sich um einen Metallhohlzylinder, der ein Stabliniensystem zur Bildübertragung und Glasfasern zur Lichtleitung schützend umgibt. An dem distalen Ende ist das Endoskop mit einer Glaslinse, am proximalen Ende mit einem Okular verschlossen. Die Lichteinkopplung erfolgt über eine seitlich angebrachte Schnittstelle zur Einspiegelung von Kaltlicht durch ein Lichtleiterkabel einer Kaltlichtquelle (siehe Abbildung 3.3c). In Abhängigkeit vom Zweck werden Endoskope von verschiedener Länge und mit unterschiedlichem Durchmesser verwendet (je nach Fachgebiet).

In der FESS werden starre Endoskope eingesetzt. Sie haben eine Länge von ca. 180mm, einen Durchmesser von 4mm und sind autoklavierbar. Neben der 0°-Optik (Geradausblick) werden von den Herstellern auch Winkeloptiken (30°, 45°, 70°, 90°, 120°-Optiken) angeboten. Diese ermöglichen dem Chirurgen einen seitlichen Blick, um beispielsweise die Stirn- oder Kieferhöhle zu inspizieren. Aufsteckbare Handgriffe ermöglichen dem Chirurgen eine verbesserte Handhabung, Saug-Spülaufsätze erlauben ein intraoperatives Reinigen der Optik.

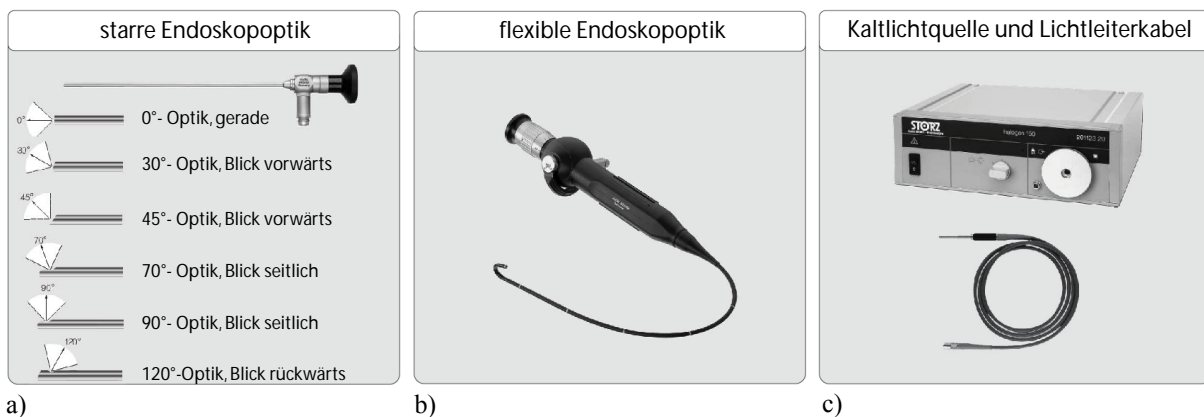


Abbildung 3.3: Bauformen von Endoskopoptiken: a) starres Endoskopoptik mit unterschiedlichen Abwinkelungen b) flexibles Rhino-Laryngoskop c) Kaltlichtquelle und Lichtleiterkabel (©Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland, 2009).

Flexible Endoskope. Unter flexiblen Endoskopen versteht man ein schlauchförmiges Instrument zur Endoskopie, bestehend aus flexiblem Objektiv und Okular (siehe Abbildung 3.3b). Während bei starren Endoskopen die Glasfasern zur Lichtübertragung dienen und die Bildübertragung durch Linsensysteme erfolgt, werden sie bei flexiblen Endoskopen sowohl zur Licht- als auch zur Bildübertragung genutzt. Zur Lichtübertragung wird das Prinzip der Totalreflexion an der Grenzfläche zwischen Mantel und Kern der einzelnen Faser ausgenutzt (Hörmann *und* Schmidt, 1998). Das klassische flexible Fiberglasendoskop überträgt das Bild über geordnete Glasfasern und ein entsprechendes Okular, wobei die Bildqualität durch Dicke und Zahl der Fasern limitiert ist (Grund *und* Salm, 2007). Bei der Verwendung von Glasfasern wird ein optischer Abschluss der Faser mittels einer Linse benötigt. Die Glasfasern werden gebündelt und befinden sich in einem flexiblen Schlauch. Das flexible Endoskop wird über einen Hebel in der Nähe des Okulars bewegt, wodurch sich unter Umständen eine Abwinkelung der Instrumentenspitze um bis zu 180° in zwei Ebenen erreichen lässt. Durch eine Drehung um die Längsachse kann somit ein sehr großer Bereich eingesehen werden. Flexible Endoskope können mehrere Arbeitskanäle zum Einführen von endoskopischen Instrumenten sowie Saug- und Spülkanäle aufweisen. Auch hier gibt es eine große Bandbreite in Länge und Durchmesser, dies richtet sich nach dem Einsatzgebiet. In der FESS werden flexible Endoskope lediglich zur prä- und/oder postoperativen Nachsorge eingesetzt. Ein typisches Rhinolaryngotracheo-Fiberskop hat eine Nutzlänge von 37cm und weist einen Außendurchmesser von 2,5mm auf (Stammberger, 2009b).

Videoendoskope. Bei der Videoendoskopie wird das endoskopische Bild nicht mehr über ein Okular betrachtet, sondern indirekt über einen auf die Optik aufsteckbaren Kamerakopf auf Monitore übertragen. Standardkameras können über einen oder auch über drei Kamerachips verfügen, welche das Bild aufgeteilt in die drei Grundfarben (rot, grün, blau) aufnehmen können (siehe Abbildung 3.4c). Heutzutage setzen alle großen Hersteller auf die bisher unerreichte Bildqualität durch Full-HD Kamerasysteme auf 1 oder auch 3-Chip-Technik (siehe Abbildung 3.4a). Diese erreichen eine Auflösung von 1920×1080 Pixel. Das Bildformat ist für die medizinische Anwendung idealerweise 5:4, viele Hersteller bieten aber auch das Format 16:9 an. Die Firmen Olympus (Tokio, Japan) sowie Richard Wolf (Knittlingen, Deutschland) bieten zusätzlich ein sog. Chip-on-the-Tip Endoskop an, bei dem ein CCD-Chip in Subminiaturgröße am distalen Ende der Optik angebracht ist (siehe Abbildung 3.4b).

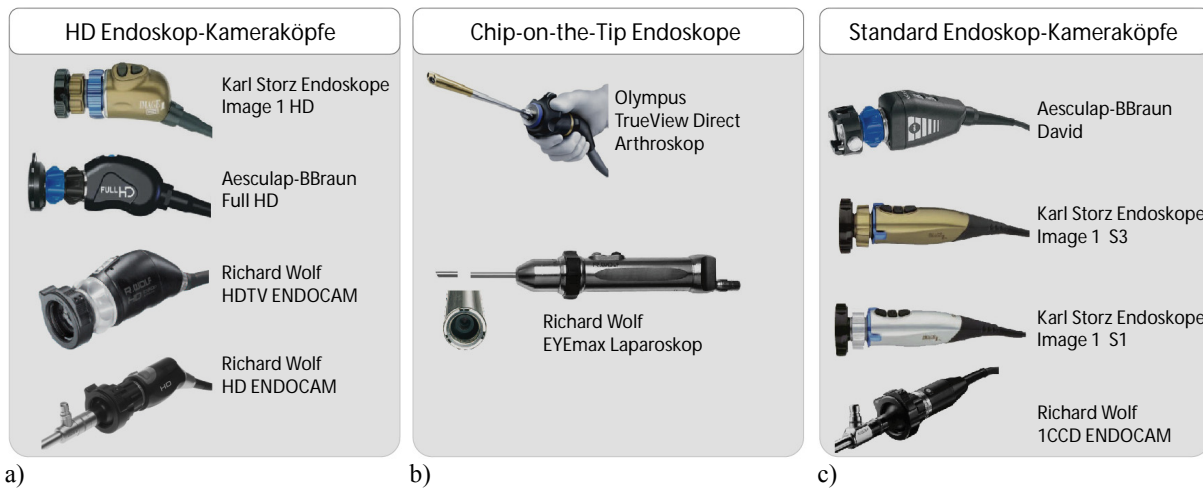


Abbildung 3.4: Endoskopkameras unterschiedlicher Hersteller: a) HD-Endoskop-Kameraköpfe der Firmen Karl Storz, Aesculap-BBraun, Richard Wolf; alle Beispiele verfügen über einen 3 CCD-Chip (Auflösung 1920×1080 Pixel); b) Chip-on-the-Tip Endoskope von Olympus (für Arthroskopie) und Richard Wolf (für Laparoskopie); c) Standard Endoskop Kameras von Aesculap-BBraun, Karl Storz und Richard Wolf. (© Karl Storz, 2009; ©Aesculap-BBraun, 2009; ©Richard Wolf, 2009; ©Olympus, 2009; ©Aesculap-BBraun, 2009).

Navigierte Endoskope. Grundprinzip der intraoperativen Navigation ist die Verknüpfung von intraoperativen Informationen über die Position und Orientierung (Pose) des Patienten im Raum sowie die Pose von chirurgischen Instrumenten mit dem unter definierten Bedingungen präoperativ angefertigten Datensatz aus CT- oder MRT Diagnostik (Lueth, 2009). Dadurch kann sich der Operateur, je nach Navigationssystem, ständig oder nur bei Bedarf über die aktuelle Position seiner Instrumente informieren (Caversaccio et al., 2008). Heutzutage sind viele unterschiedliche Navigationssysteme bei Eingriffen an der Rhinobasis im Einsatz und haben sich inzwischen in vielen HNO-Kliniken durchgesetzt (Oeken und Törpel, 2008). Ein Navigationssystem besteht im Allgemeinen aus einem Positionsmesssystem, einem Rechner mit Monitor und den zu navigierenden Instrumenten. Zur Positionsmessung haben sich zwei Verfahren durchgesetzt.

Bei dem *optoelektronischen Messverfahren* wird über Triangulation mittels einer Stereokamera (zwei Einzelkameras) die Pose der mit optischen passiven oder aktiven Markern versehenen Patienten und Instrumente bestimmt und dann auf einem Monitor in den CT-Daten dargestellt.

Bei den *elektromagnetischen Systemen* wird über einen Feldgenerator ein magnetisches Feld erzeugt, welches in den Sensorspulen einen Stromfluss hervorruft. Die Sensorspulen müssen am oder im Instrument angebracht werden. In der HNO-Chirurgie wurde die Navigation vor über 20 Jahren eingeführt (Schlondorff et al., 1989).

Starre Endoskope können mit allen Navigationstechniken navigiert werden, da sie durch die steife Bauweise ihre geometrischen Eigenschaften stets beibehalten. Dadurch können sie wie ein konventionelles navigiertes Instrument angesehen werden. Die Lage der Optik zu einem befestigten Tracker ist stets konstant und damit bekannt. Das Endoskop kann somit in den CT/MRT-Daten des jeweiligen Navigationssystems angezeigt, ausgerichtet und geführt werden. Das Endoskopbild kann in den Navigationsdaten dargestellt werden. Dadurch wird das Sichtfeld des Chirurgen stark erweitert (Freysinger et al., 2002; Caversacchio, 2008).

Flexible Endoskope werden aufgrund ihrer biegsamen Bauweise und der somit nicht vorher-sagbaren Ausrichtung innerhalb des Körpers elektromagnetisch navigiert (Hummel et al., 2002).

3.2 Operative Techniken in der FESS

Im Rahmen der FESS werden folgende Eingriffe durchgeführt:

Kieferhöhle. Zur Inspektion oder auch zur Entnahme von Biopsien wird die Kieferhöhle transnasal mittels eines Vierkant-Trockarbestecks punktiert. Bei der endonasalen Kieferhöhlenfensterung werden durch das Anlegen eines Fensters zum mittleren Nasengang Belüftung und Sekretabfluss wiederhergestellt (Stammberger, 1998). Hierzu werden gerade und gewinkelte Endoskopoptiken ($0^\circ, 30^\circ, 45^\circ, 70^\circ$), Siebbein oder Blakesleyzangen, vorwärts und rückwärtsschneidende, schräg abgewinkelte Knochenstanzen sowie Mikrotellermesser eingesetzt (Rudack, 2006).

Siebbein. Bei der endonasalen Erweiterung des hinteren trichterförmigen Endes des mittleren Nasengangs (Infundibulomie) bzw. beim Ausräumen der Siebbeinzellen zur Belüftung und Drainage der dahinterliegenden Nebenhöhlen werden Endoskop, Siebbeinzangen, Knochenstanzen, Kürette und Freer eingesetzt (Rudack, 2006).

Keilbein. Durch das Abtragen der Keilbeinhöhlenvorderwand (endonasale Keilbeinfensterung) wird die Keilbeinhöhle zu einer Nebenbucht der Nase (Rudack, 2006).

Stirnhöhle. Durch eine endonasale Operation an der Stirnhöhle kann das Stirnhöhlenostium eröffnet werden (Jacobs, 1997; Weber 2009a,b).

3.2.1 Konventionelle, einhändige Operationstechnik

Bei der konventionellen Operationstechnik, dem am häufigsten zum Einsatz kommenden Verfahren, hält und führt der Chirurg das Endoskop in der nicht-dominanten Hand manuell. Er befindet sich dabei in einer leicht vornüber gebeugten Haltung. Mit der anderen, aktiven Hand werden abwechselnd Instrumente und Sauger bedient (siehe Abbildung 3.5a) (Strauß *et al.*, 2007). Der Vorteil bei Verwendung eines Endoskops liegt darin, dass eine optimale Visualisierung des Operationsgebietes gewährleistet ist und bei einer atraumatischen Handhabung des Endoskops nur geringe Blutungen auftreten (Hosemann *et al.*, 2006). Während des Verlaufs der Operation sind häufige Instrumentenwechsel notwendig, bei der FESS sind dies im Schnitt 30 pro Nasenseite (Strauß *et al.*, 2005a). Bei der konventionellen Operationstechnik

muss der Chirurg Gewebe und Knochen einhändig abtragen. Auftretende Blutungen müssen ebenfalls einhändig gestillt werden. Das Endoskop wird erfahrungsgemäß in 5 Majorendoskoppositionen gehalten (Fischer *et al.*, 2005). Die dabei applizierten mechanischen Kräfte durch den Chirurgen liegen im Mittel um 3,3N, wobei 95% der Kräfte unter 7N liegen. Die Maximalkraft liegt bei 25N (Eichhorn *et al.*, 2008).

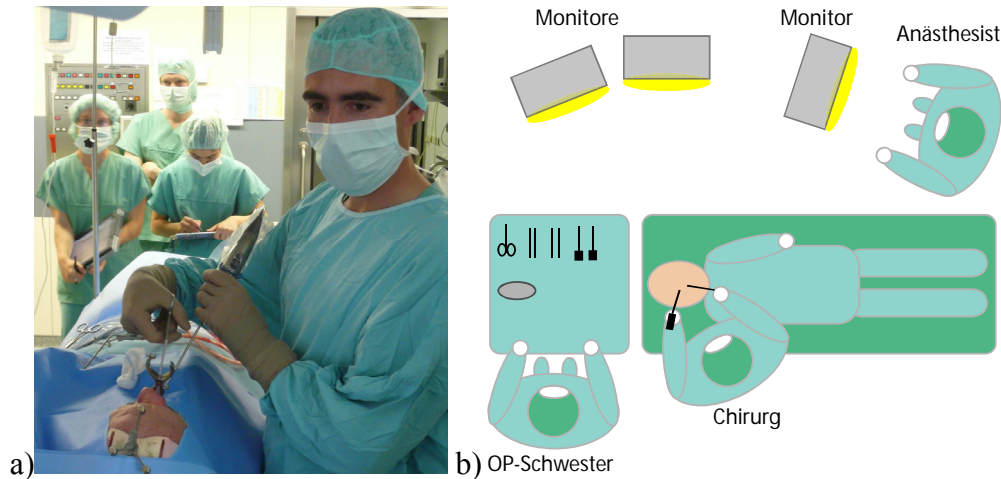


Abbildung 3.5: a) Endoskopische Operation der Nasennebenhöhle mit der konventionellen, einhändigen Methode (© TUM-MiMed, 2008). In der linken Hand hält der Chirurg das Endoskop mit Kamera, mit der rechten Hand wird mit dem Blakesley Gewebe manipuliert. b) Operations-Setup bei der einhändigen Operationstechnik: auf der vorderen Seite des OP-Tisches befindet sich der Chirurg, links neben ihm die OP-Schwester. Auf Monitoren gegenüber dem Tisch wird das Bild der Endoskopkamera visualisiert. Am Fußende des Patienten sitzt der Anästhesist.

Der Chirurg sitzt oder steht am Kopfende des Patienten, neben ihm befindet sich ein Assistent, der ihm Instrumente reicht. Der Chirurg betrachtet das Bild der Endoskopkamera auf einem Monitor, der gegenüber des OP-Tisches angeordnet ist (siehe Abbildung 3.5b). Wenn kein Kamerasystem vorhanden ist, kann auch alternativ durch das Endoskop direkt geblickt werden.

3.2.2 Alternative, bimanuelle Operationstechnik

Die Einsatzgebiete der endoskopischen Nasenhöhlenoperation werden heutzutage ständig erweitert. Auch komplexere Eingriffe an den vorderen Nasennebenhöhlen (frontal sinus), der vorderen Schädelbasis und dem Keilbein können endoskopisch durchgeführt werden (Simmen *und* Briner, 2007). Werden die Operationen anspruchsvoller, treten teilweise stärkere Blutungen auf, welche die Sicht für den Chirurgen einschränken (Briner *et al.*, 2005). Bei diesen Eingriffen wird heutzutage oftmals die sog. bimanuelle Technik (auch three bzw. four-hand technique) angewendet, bei der ein Assistent des Chirurgen das Endoskop hält und auf Aufforderung des Chirurgen bewegt (siehe Abbildung 3.6a). Der Operateur kann mit beiden Händen die Instrumente und/oder den Sauger halten. Eine mögliche Anordnung des OP-Teams um den Patienten zeigt Abbildung 3.6b. Bei diesem Aufbau haben der Chirurg und der Assistent, die beide auf der linken Seite des OP-Tisches stehen, freien Blick auf die gegenüber dem OP-Tisch angeordneten Monitore. Die OP-Schwester befindet sich auf der rechten Seite, kann somit das Operationsgebiet gut einsehen und auf kurzem Wege dem Chirurgen die verschiedenen Instrumente reichen. Der Anästhesist überwacht den Patienten und den Operationsverlauf vom Fußende des Tisches auf einem eigenen Monitor.

Der Chirurg hat bei der bimanuellen Technik beide Hände für die eigentliche Operation zur Verfügung, somit können komplexe Eingriffe einfacher durchgeführt werden. Die Operationszeit wird durch eine Reduktion der Instrumentenwechsel durchschnittlich um etwa 15% reduziert, dadurch kann der Eingriff kosteneffizienter werden (Strauß *et al.*, 2007; Briner *et al.*, 2005).

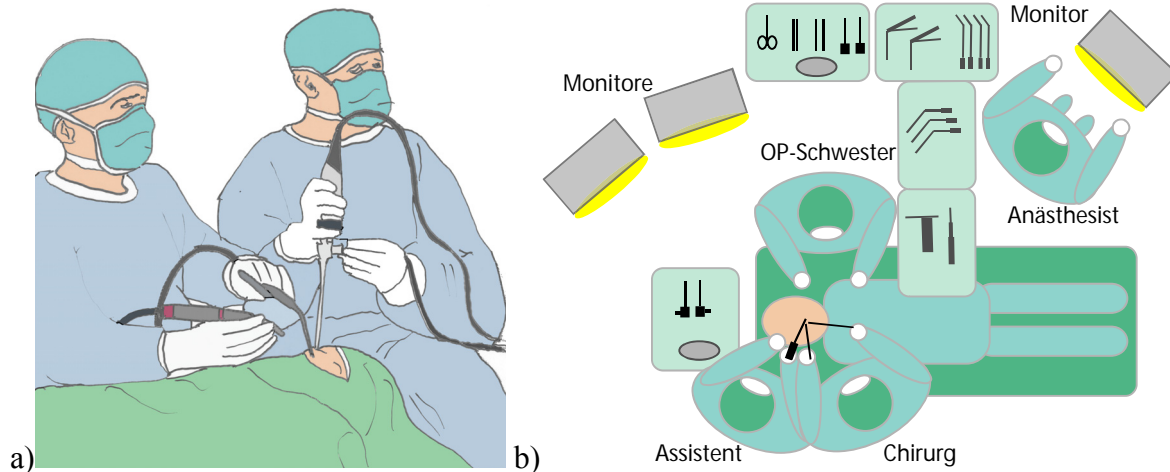


Abbildung 3.6: a) Bimanuelle Operationstechnik: Der Assistent hält das Endoskop (rechts im Bild), der Chirurg operiert beidhändig. b) Operations-Setup bei der bimanuellen Operations-technik: auf der vorderen Seite des OP Tisches sitzen oder stehen Chirurg und Assistent, beide beobachten die Monitore gegenüber des OP-Tisches. Auf der anderen Seite befindet sich die OP-Schwester und am Fußende des Patienten der Anästhesist.

In der Literatur wird beschrieben, dass angehenden Ärzten die Aufgaben des Assistenten übertragen werden können (May *et al.* 1990). Diese können dann erste Erfahrungen im Führen eines Endoskops erlangen und die grundlegenden anatomischen Strukturen der Nasennebenhöhlen kennen lernen.

3.3 Assistenzsysteme zum Halten und Führen von Endoskopen

Um ein beidhändiges Operieren mit Instrumenten zu ermöglichen, werden auch Assistenzsysteme eingesetzt. Assistenzsysteme zum Halten und Führen eines Endoskops lassen sich in *passive Haltearme* und *aktive Führungssysteme* unterteilen (Jaspers *et al.*, 2004).

3.3.1 Passive Haltearme zum Fixieren von Endoskopen

Die bimanuelle Operationstechnik stellt, vor allem bei komplexeren Operationen, eine deutliche Verbesserung gegenüber der konventionellen, einhändigen Methode dar. Allerdings ist die Aufgabe des Assistenten, das Endoskop zu halten, ermüdend und monoton (Federspil *et al.*, 2001). Passive Endoskophaltesysteme unterstützen den Chirurgen, indem sie das Endoskop in einer vom Chirurgen vorgegebenen Position fixieren. Passive Haltesysteme bestehen aus gelenkig miteinander verbundenen Teilstücken, einer Basis und einer Klammer für Instrument oder Endoskop. Die Montage des Endoskophaltesystems erfolgt in der Regel am Schienensystem des Operationstisches. Die Reibung in den Gelenken oder integrierte Bremsysteme verhindern eine unerwünschte Bewegung, wenn das Haltesystem losgelassen wird, sodass das Endoskop in der gewünschten Position verbleibt. Viele Systeme sind rein *mechanisch*, durch eine Feststellschraube kann die Reibung in den Gelenken eingestellt werden. Ist die Feststellschraube gelöst, lässt sich der Gelenkarm frei im Raum bewegen. Beim Feststellen wird die Reibung in den Gelenken so erhöht, sodass der Mechanismus fixiert wird. Alter-

nativ kann die Reibung in den Gelenken über eine *Pneumatik*, oder auch über *Piezoaktoren* eingestellt werden.

Mechanische Systeme. Das System EndoFreeze der Firma Aesculap (Tuttlingen, Deutschland) wurde in Kooperation mit Tuebingen Scientific (Tübingen, Deutschland) entwickelt und besteht aus einem Haltearm mit Kugelgelenk-Trokar (siehe Abbildung 3.7a). Das Endoskop wird in den Kugelgelenk-Trokar eingesetzt. Mittels eines Hebels kann das System fixiert werden. Es ist bei 134°C dampfsterilisierbar und wird an der OP-Tisch-Schiene befestigt. Zur Bedienung ist nur eine Hand nötig (Arezzo *et al.*, 2005). Unter den Namen Fisso bietet die Firma Baitella (Zürich, Schweiz) einen Gelenkarm mit Schnellfixierung an (siehe Abbildung 3.7b). Das Endoskop muss gehalten und gesichert werden, wenn zur Ausrichtung die zentrale Schraube gelöst wird. Hierzu sind beide Hände notwendig, da der Gelenkarm mit einer Hand gestützt wird während die andere Hand die Feststellschraube löst. Technisch sehr einfache Ausführungen wie Omni-LapoTract der Firma Omni-Tract Surgical (St. Paul, MN, USA) bestehen lediglich aus zwei oder mehr Gliedern, die durch Klemmen mit einem oder zwei Freiheitsgraden miteinander verbunden sind (siehe Abbildung 3.7c). Zum Bewegen müssen alle Klemmen gelöst und justiert werden, wozu beide Hände notwendig sind. Ein flexibles Endoskophaltesystem wird durch die Firma Mediflex

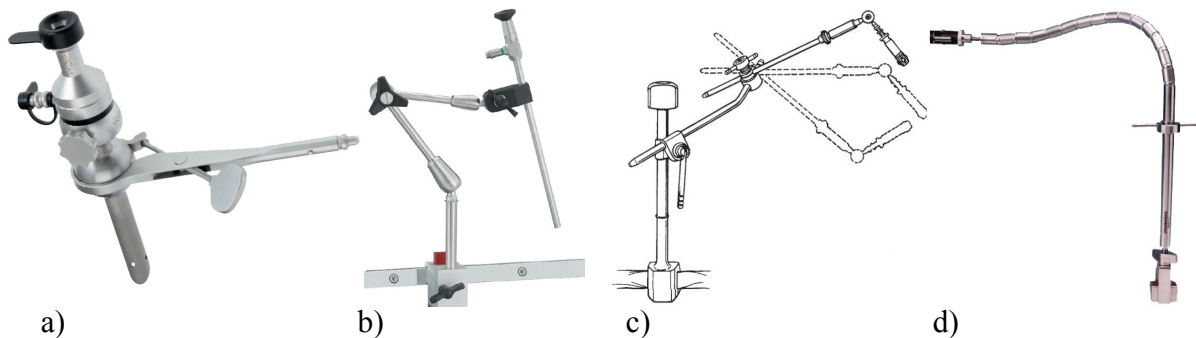


Abbildung 3.7: Mechanische Endoskophaltesysteme: a) EndoFreeze (©Aesculap, 2010); b) Fisso (©Baitella, 2010); c) Omni-LapoTract (©Omni-Tract Surgical, 2010); d) FlexArm (©Mediflex Surgical Products, 2010).

Surgical Products (Islandia, NY, USA) mit dem Namen FlexArm vertrieben (siehe Abbildung 3.7d). Bei diesem System kann ein Metallschlauch beinahe beliebig verformt und ausgerichtet werden. Dieser besteht aus einer Vielzahl von gelenkig miteinander verbundenen Einzelstücken. Eine zentrale Schraube fixiert das System in vorgegebener Position. Auch hier sind zwei Hände zur Bedienung erforderlich.

Pneumatisch- und piezobasierte Systeme. Pneumatische oder piezoaktuierte Systeme erlauben in der Regel eine Ausrichtung des Endoskops oder des Instruments mit nur einer Hand. Ein pneumatisches System ist Unitrac (siehe Abbildung 3.8a), das von der Firma Aesculap (Tuttlingen, Deutschland) vertrieben wird und auch in Kombination mit EndoFreeze eingesetzt werden kann. Unitrac wird an die OP-Druckluftversorgung angeschlossen. Durch die Betätigung eines Knopfes am endoskopnahen Ende des Arms wird das System entsperrt und kann bewegt werden. Integrierte Sicherheitssysteme verhindern ein Kollabieren des Haltearms bei Ausfall der Druckluftversorgung. Auch bei Wingman der Firma Stryker (Kalamazoo, MI, USA) und dem Point Setter der Firma Mitaka (Tokio, Japan) handelt es sich um pneumatische Systeme (siehe Abbildung 3.8b und c). Point Setter wird durch die Fa. Karl Storz (KSEA – Karl Storz Endoscopy-America) vertrieben. Klinische Einsätze sind in der Literatur beschrieben (Arnholdt *und* Mair, 2002). Die Firma Geysers-Endobloc (Coudes, Frankreich) hat mit Endoboy (siehe Abbildung 3.8d) ebenfalls ein pneumatisches System auf

dem Markt. SurgiTAIX (Aachen, Deutschland) bietet mit EndoTAIX A1 einen Gelenkarm an, welcher durch Piezoaktoren die Bremskraft in den Kugelgelenken zur Fixierung erzeugt (siehe Abbildung 3.8e). Eine Notfallsicherung blockiert den Arm bei Stromausfall (Winkler *et al.*, 2001).

Zur Endoskopführung in der Neurochirurgie wurde für die Fa. Olympus durch Morita *et al.* der EndoArm (siehe Abbildung 3.8f) entwickelt, welcher über eine pneumatische Bremse verfügt, die zur Freigabe des Endoskops gedrückt werden muss (Morita *et al.*, 2004; Shioda *et al.*, 2005). Ein Gegengewicht verhindert ruckartige Bewegungen. Das System wurde in zwei klinischen Studien in der Neurochirurgie eingesetzt (Charalampaki *et al.*, 2008; Eskandari *et al.*, 2008). Das System steht frei am Operationstisch.

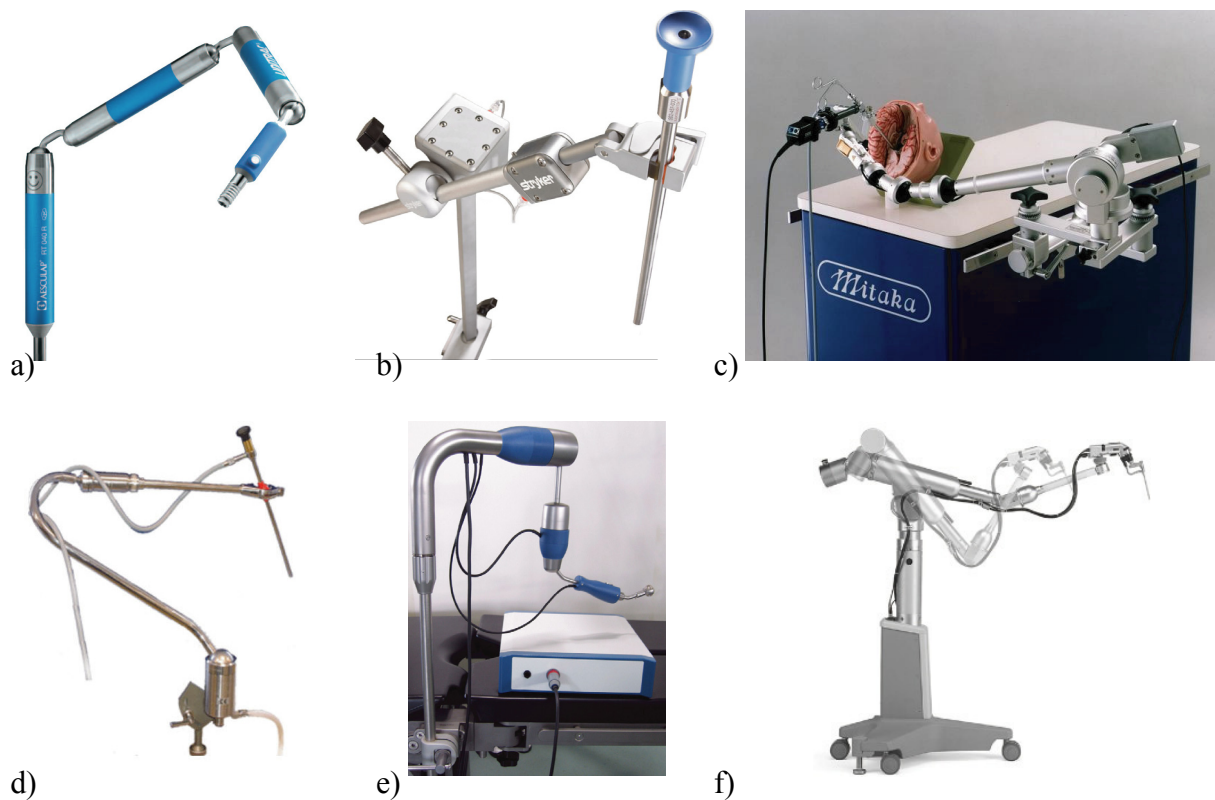


Abbildung 3.8: Pneumatische und piezoelektronische Haltearme: a) Unitrac (©Aesculap, 2010); b) Wingman (©Stryker, 2010); c) Point Setter (©Mitaka Kohki, 2010); d) Endoboy (©Geyser-Endobloc, 2010); e) EndoTAIX A1 (©SurgiTAIX, 2010); f) EndoArm (©Olympus, 2010).

TISKA ist ein mechanischer Haltearm zum Positionieren und Halten von Instrumenten und Trokare. Diese Kinematik berücksichtigt den invarianten Drehpunkt des Trokars in der Bauchdecke. Es handelt sich hierbei um eine planare Serienschaltung von Parallelogrammen, wobei die erste Achse mit der Längsachse des Trokars zusammenfällt und eine zweite Achse zu der ersten senkrecht steht. Diese Geometrieordnung erlaubt eine bogenförmige Bewegung um den Eintrittspunkt des Instruments. Das Instrument kann somit in vier Freiheitsgraden bewegt werden. Elektromechanische Bremsen erlauben ein Feststellen der Kinematik, wenn ein Fußschalter gedrückt wird. Die Translation sowie Rotation des Instruments wird durch Festziehen einer mechanischen Klammer verhindert. Dieses passive Positionierungssystem wurde in Zusammenarbeit zwischen der Universität Tübingen, dem Karlsruher Forschungszentrum sowie der Firma Karl Storz (Tuttlingen, Deutschland) entwickelt und stellt

die Grundlage für die motorisierte Variante, dem FIPS Endoarm dar (Buess *et al.*, 2000; Schurr *et al.*, 1999).

3.3.2 Aktive Assistenzsysteme zum Halten und Führen von Endoskopen

Aktive Assistenzsysteme zur intraoperativen Endoskopführung sind robotische Systeme, meist in Form von Telemanipulatoren, die mittels einer motorisierten Kinematik ein medizinisches Endoskop intraoperativ halten und bewegen können. Durch Interaktion über eine Schnittstelle (Bedieneinheit) ist es dem Chirurgen möglich, Position und Ausrichtung des Endoskops während der Operation einzustellen und dem Fortgang der Operation kontinuierlich anzupassen. Ziel ist es hierbei stets, ein beidhändiges Operieren zu ermöglichen und die aktiven Instrumente sowie den Situs im Blickfeld zu halten. Mehrere Autoren haben hier Übersichtsarbeiten zum Stand der Technik verfasst (Cleary *und* Nguyen, 2001; Pott *und* Schwarz, 2002; Taylor *und* Stoianovici, 2003; Gourin *und* Terris, 2004; Pott *et al.*, 2005; Rentschler *und* Oleynikov, 2007; Taylor *et al.*, 2008).

Die bekannten Systeme unterscheiden sich hinsichtlich des Systemaufbaus (Kinematik) und der Bedienkonzepte. Generell gibt es drei unterschiedliche Steuerungskonzepte für Roboter in der Medizin (Lueth *und* Bier, 1999): Offline-programmierte Roboter, Telemanipulatoren und Hands-on Steuerungen. Während Offline-programmierte Roboter durch ein Computerprogramm vorher festgelegte Punkte oder vorgegebene Bewegungsbahnen abfahren können, erfolgt die Steuerung bei Telemanipulatoren durch den Anwender über eine Bedienkonsole. Neben der klassischen Steuerung über eine Bedienkonsole mit Joysticks werden auch Sprachsteuerungen, Head-Tracking Steuerungen sowie Fußpedale eingesetzt. Für einige Systeme wurden Ansätze zur automatisierten Endoskopführung oder „Hands-on Steuerung“ realisiert. Bei der Hands-on Steuerung führt der Chirurg den Roboter durch direktes Anfassen am Instrument. Der Roboter ermöglicht die Bewegung, wenn sie sich innerhalb des definierten Arbeitsraumes bewegt bzw. blockiert sie, wenn die Grenzen überschritten werden (Lueth *et al.*, 1998). Aktive Endoskopführungssysteme arbeiten in der Regel nach dem „Master-Slave-Prinzip“ als Telemanipulatoren. Bei diesem Prinzip werden die Steuerbewegungen des Operateurs an der Eingabekonsole möglichst verzögerungsfrei auf das am Führungssystem befestigte Endoskop übertragen. Mittels einer Skalierungsfunktion können zum Beispiel große Bewegungen an der Eingabekonsole zu präzisen Bewegungen am Manipulator untersetzt werden. Durch den Einsatz eines so genannten „Tremorfilters“ können unerwünschte Bewegungen der menschlichen Hand, wie das Zittern, herausgefiltert werden (Federspil *et al.*, 2001).

Die Entwicklung von aktiven Endoskopführungssystemen erfolgt entsprechend den Anforderungen des medizinischen Fachgebiets. Endoskopführungssysteme für die HNO-Chirurgie sind gegenwärtig Gegenstand der Forschung und als Laboraufbauten realisiert. Diese werden im Folgenden zuerst beschrieben. Bisher konnten Entwicklungen für die HNO-Chirurgie nicht kommerzialisiert werden. Darauf folgend werden Systeme aus anderen Fachbereichen dargestellt, wobei hier zwischen freistehenden Großsystemen, am Operationstisch montierbaren Systemen und Sonderbauformen unterschieden wird. Die meisten Endoskopführungssysteme sind für die Laparoskopie und die Neurochirurgie entwickelt worden.

Endoskopführungssysteme für die HNO-Chirurgie

Mit seiner Gruppe entwickelt Lüth robotische Systeme für die Medizin seit 1997. Die Erfahrungen, die mit dem bereits 1998 als weltweit ersten zugelassenen Medizinroboter OTTO I auf Basis einer Delta-3 Kinematik (1997-2000) an der Charite in Berlin gesammelt werden konn-

ten, (Lueth, 2009a; Lueth *et al.*, 1998; Hein und Lueth, 1999; Lueth und Hein, 2000; Hein und Lueth, 2001a; Hein und Lueth, 2001b; Hein *et al.* 2001) haben gezeigt, dass große Systeme starke Limitationen im Operationsraum erfahren. Aus diesem Grund wurde die Forschung und Entwicklung ab 2001 von kleineren chirurgischen Robotern in Form von OTTO II vorangetrieben. Die Gruppen von Taylor (Baltimore, USA), Troccaz (Grenoble, Frankreich) und Lüth (Berlin/München) entwickelten zeitgleich das Konzept, kleine autoklavierbare Miniroboter zur Endoskopführung einzusetzen. Mit Robopoint wurde ein autoklavierbarer Roboter von 2002 bis 2004 (Schauer *et al.* 2003a; Schauer *et al.* 2003b; Schauer *et al.* 2003c;) zur Instrumentenführung zunächst durch Schauer entwickelt und später durch Koulechov in Form von TUM-Point (Koulechov *et al.* 2006) weiterverfolgt (siehe Abbildung 3.9a). Robopoint stellt die Grundlage für die daraus hervorgegangen neuen kleinrobotischen Konzepte dar (Lüth und Strauß, 2010): ein Kleinroboter zur Feinpositionierung von Instrumenten in der Mittelohrchirurgie namens Mikromanipulatorsystem (Maier *et al.*, 2008), ein Kleinroboter zur Positionierung eines Exoskops namens DeltaScope (Kraus *et al.*, 2009a,b) sowie das in dieser Arbeit beschriebene Endoskopführungssystem für die HNO-Chirurgie.

Robopoint. Robopoint ist ein autoklavierbares, aktives Assistenzsystem zur Instrumentenführung, das manuell zur Grobpositionierung ausgerichtet und über eine Kinematik chirurgische Instrumente in einem kleinen Arbeitsraum fein positioniert (Schauer *et al.* 2003a). Die Instrumentenführung geschieht über eine Instrumentenaufnahme für Nadeln, Sonden, Handstücke für Bohrer, Fräsen, Laser, HF-Instrumente sowie Trokare für die minimalinvasive Chirurgie, ohne die bisherigen OP-Abläufe zu verändern. Es benötigt keine sterile Verpackung. Basis des Systems ist eine Kreuzschlittenkinematik (x/y-Tisch), die einen Arbeitsraum von 80×80mm hat und ca. 100×100×20mm groß ist. Aus zwei Kreuzschlitten kann ein Roboter mit vier Freiheitsgraden zusammengesteckt werden.

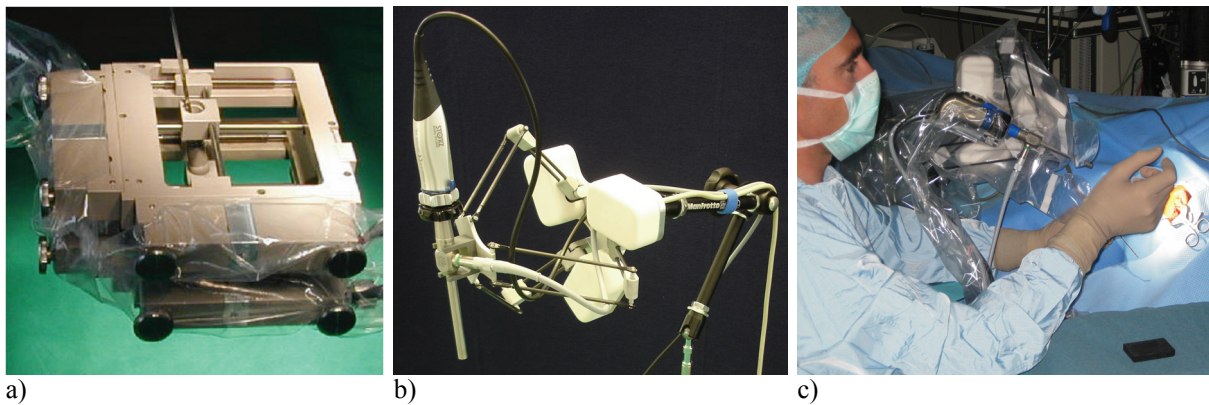


Abbildung 3.9: a) Robopoint – weltweit erster autoklavierbarer Roboter für die MIC (©TUM-MiMed 2002); b) DeltaScope - Exoskopführungssystem auf Basis einer Delta-3-Kinematik (©TUM-MiMed 2008); DeltaScope im klinischen Einsatz (©TUM-MiMed 2008).

Alle Materialien sind dampfsterilisierbar. Die kleinen Motor-Getriebe Einheiten sind an jeweils einem Gelenkarm befestigt. Instrumente werden über einen Werkzeugwechsler am Kreuzschlitten angebracht. Der Roboter kann kartesisch mit einer Genauigkeit von 0,5mm positioniert werden. Die Gelenkarme mit den Motor-Getriebe Einheiten werden am OP-Tisch befestigt. Sie werden durch einen Überzug steril abgedeckt. Der autoklavierte Kreuzschlitten rastet in die Motor-Getriebe Einheiten ein und bildet über Tisch und Gelenkarme eine steife geschlossene kinematische Kette. An den Instrumentenhalter wird ein Instrument angeflanscht. Der Kreuzschlitten mit dem Instrument kann jetzt manuell in der Nähe des OP-Gebietes ausgerichtet werden. Über eine Schrittmotorsteuerung kann das Instrument positioniert oder bewegt werden.

DeltaScope. DeltaScope ist ein klinischer Prototyp, welcher zur Führung eines Exoskops mit Kamera (HD-Panoramic Visualization System - Karl Storz, Tuttlingen Deutschland) in der Mittelohrchirurgie entwickelt wurde (siehe Abbildung 3.9b). Dieser basiert auf einer Delta-3-Kinematik (Kraus *et al.*, 2009a). Mit dem Manipulator kann eine Endoskopkamera mit Exoskop in drei Richtungen in einem $160 \times 160 \times 80 \text{ mm}^3$ großen Arbeitsraum translatorisch verfahren werden. Das Gewicht beträgt ca. 1400g. Die Steuerung erfolgt mit einer Joystick-Bedienkonsole. Der Manipulator wird über einen Gelenkarm bzgl. des Situs grob positioniert. Intraoperativ wird die Optik durch den Chirurgen selbst oder über einen Assistenten auf verbale Anforderung telemanipuliert, um eine Feinausrichtung des optischen Systems zu erreichen. Das Assistenzsystem wurde bereits klinisch während einer Tympanoplastik Typ III erfolgreich eingesetzt (Kraus *et al.*, 2009b) (siehe Abbildung 3.9c).

Untersuchungen zur Machbarkeit einer robotischen Endoskopführung in der HNO-Chirurgie stammen von Strauß *et al.* (2007). Mittels eines Industrieroboters (Mitsubishi PA10-6C) mit Endoskopaufnahme wurde der Zeitaufwand für die präoperative Planung des Arbeitsraums untersucht. Zusätzlich wurden die chirurgische Genauigkeit und die Präzision der intraoperativen Endoskoppositionierung erfasst, sowie die maximal auftretenden Kräfte und die benötigten Zeiten bestimmt. Die Fortführung des Themas erfolgt als DFG-Projekt zwischen der Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde/Chirurgie der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn und dem Institut für Robotik und Prozessinformatik der Technischen Universität Braunschweig. Hier werden aktuell Methoden der automatischen Endoskopführung mittels eines Industrieroboters bei endonasalen Operationen erforscht. Die intelligente Endoskopführung soll über eine maximale Autonomie verfügen (Rilk *et al.*, 2010). Ziel dieses Forschungsprojektes ist es, auf Basis statistischer Analysen der Korrelationen, zwischen den Bewegungen des Instruments und denen des Endoskops eine Wissensbasis für die automatische Bewegungsplanung des Roboters zu erstellen. Dazu werden die Bewegungen von Instrument und Endoskop bei konventionellen Operationen mit Hilfe eines Trackingsystems aufgezeichnet und anschließend ausgewertet. Anhand präoperativ erhobener CT- bzw. MRT-Aufnahmen wird der Arbeitsbereich des Endoskops bestimmt. In diesen Volumendaten wird die äußere Grenze des Arbeitsbereiches (die knöchernen Strukturen der Begrenzungen zum Auge und zum Gehirn) segmentiert und daraus der Konfigurationsraum für das Endoskop berechnet. Die Nachführung des Endoskops erfolgt durch die Auswertung des Endoskopbildes bzw. durch den Einsatz eines Trackingsystems (Rilk *et al.*, 2010). Taktile Informationen bei Kontakt zwischen Endoskop und Umgebung werden mittels eines Kraft-Momentensensors aufgenommen. Schnittstellen zur Interaktion zwischen Benutzer und System sind als Touchscreen, Spracherkennung sowie Fußpedal realisiert. Der Experimentalaufbau besteht aus einem Industrieroboter Stäubli TX40 mit einem Kraft-Momentensensor, einem optischen Trackingsystem zur Erfassung der *Pose* der Endoskopkamera und des Roboters, sowie zur Erfassung des Phantomkopfes aus Kunststoff. Zudem ist ein biomechanisches Modell des Patienten mit Dehnungswerten des Gewebes auf dem Steuerrechner hinterlegt. Die Trajektorienplanung basiert auf CT-Daten (Rilk *et al.*, 2010). Klinische Einsätze sind bisher nicht publiziert.

Systeme zur Endoskopführung in fachfremden Bereichen

Endoskopführungssysteme für die Laparoskopie und Neurochirurgie sind seit Mitte der 90er Jahre auch kommerziell verfügbar. Diese lassen sich gemäß ihrer Größe sowie ihrer Positionierung im OP kategorisieren. Es kann zwischen *freistehenden Großsystemen*, *am Operationstisch montierbaren Systemen* und *Sonderbauformen* unterschieden werden. Zudem können zu Forschungszwecken *Industrieroboter* eingesetzt werden. *Operationsroboter* können ebenfalls Endoskope führen.

- **Freistehende Großsysteme.** Freistehende Großsysteme sind auf einem fahrbaren Gestell montiert und werden an den Operationstisch gefahren und dort seitlich positioniert. Prinzipbedingt sind diese Geräte immer situsfern. Hierzu zählen die kommerziellen Systeme AESOP, Endoassist, Lapman und Evolution1 sowie das zu Forschungszwecken entwickelte System LARS.
- **Am Operationstisch montierbare Systeme.** Systeme zur Endoskopführung, die sich am Operationstisch direkt befestigen lassen, können gemäß ihrer Positionierung in *situsfern* und *situsnah positionierbare Systeme* unterteilt werden.
 - *Situsfern positionierbare Systeme.* Bei situsfern positionierbaren Endoskopführungssystemen befindet sich die Kinematik mit Antrieben und Steuerung entfernt vom Situs, lediglich das Endoskop befindet sich am Situs. Hierzu zählen das kommerzielle System Soloassist sowie die Forschungssysteme Naviot, FIPS Endoarm, Felix, Neurobot, Miro, TonatiuhII und das System von der Gruppe um Herman.
 - *Situsnah positionierbare Systeme.* Situsnahe positionierbare Systeme werden in der Regel direkt am Situs positioniert. Diese werden oft über eine gelenkige Mechanik fixiert. Manchmal werden die Systeme direkt am Patienten befestigt. Somit bildet das System mit dem Endoskop eine Einheit, die in seiner Gesamtheit am Situs aufzufinden ist. Hierzu gehören die kommerziellen Systeme Freehand und ViKY (früher LER) sowie die Systeme aus der Forschung KaLAR, MINOP II, COVER, SMART, P-ARM sowie CoBRASurge.
- **Sonderbauformen.** Als Sonderbauformen werden Systeme zur Endoskopführung zusammengefasst, die sich aufgrund ihres Aufbaus systemisch von den konventionellen Aufbauten unterscheiden. Hierzu zählt das körpergetragene System PMASS.
- **Industrieroboter.** Industrieroboter werden vor allem zu Forschungszwecken im Labor zur Endoskopführung eingesetzt. Für die Endoskopaufnahme wird hierzu an dem Roboterflansch ein Adapter befestigt.
- **Operationsroboter mit zusätzlicher Endoskopführung.** Operationsroboter wie daVinci, ZEUS und Artemis verfügen über robotische Arme, die ein Endoskop aufnehmen und führen können und somit den Blick für den Chirurgen an der Konsole in den Situs ermöglichen.

Im Folgenden werden in jeder Kategorie zuerst die kommerziell verfügbaren Systeme und anschließend die Ergebnisse aus der Forschung vorgestellt. Die Auflistung der Systeme erfolgt chronologisch.

Freistehende Großsysteme zur Endoskopführung

AESOP. AESOP (Automated Endoscope System for Optimal Positioning) ist wohl das bekannteste aktive Kamerahaltesystem (siehe Abbildung 3.10a). Es wurde 1994 für die Laparoskopie entwickelt (Sackier *und* Wang, 1994). AESOP wurde zunächst von der Firma Computer Motion, Inc., (Goleta, CA, USA) vertrieben, welche später von der Firma Intuitive Surgical (Sunnyvale, CA, USA) aufgekauft wurde. AESOP ist das erste robotische System, das eine FDA-Zulassung erhielt. Das System ist heute nicht mehr verfügbar. Durch den Erfolg von AESOP wurde die Entwicklung von den beiden Operationsrobotern ZEUS und daVinci

vorangetrieben. AESOP fungierte als Kameraarm des Operationsroboters ZEUS (Gourin *und* Terris, 2004). Das Einsatzgebiet des Roboterarms war die Führung der Kamera bei minimalinvasiven laparoskopischen und thoroskopischen Eingriffen. Gekennzeichnet ist das System durch die serielle SCARA-Kinematik mit drei aktiven und drei passiven Freiheitsgraden. Der Endeffektor ist höhenverstellbar und in den beiden darauf folgenden Gelenken rotatorisch beweglich. Mit den sich anschließenden passiven Gelenken sowie dem Pivotpunkt in der Bauchdecke des Patienten ist ein Schwenken und Neigen sowie ein Ein- und Ausfahren des Laparoscops möglich.

Das komplette System ist auf einem fahrbaren Gestell montiert (Omote *et al.*, 1999). Der Wagen hat die folgenden Abmessungen: H×B×T 100×60×50cm und ein Gewicht von 63kg. Die Länge des Arms beträgt ca. 68cm und ein weist ein Gewicht von 18kg auf. Alternativ kann der Arm auch direkt am OP-Tisch befestigt werden und nimmt hierbei den Platz eines menschlichen Arms ein. Die Verfahrensgeschwindigkeit beträgt 72mm/s (Pott *und* Schwarz, 2002). Die Bedienung erfolgt mittels eines Handbedienteils oder eines Fußpedals. Der Endeffektor kann durch das Drücken einer Taste entsperrt und somit frei bewegt und ausgerichtet werden. Intraoperativ eingespeicherte Positionen können automatisch angefahren werden. Neuere Versionen (ab AESOP 2000, Produkteinführung 1996) verfügen auch über eine Sprachsteuerung. Eine speziell für diesen Roboter entwickelte Steuerung (SGRCSS, Self-Guided Robotic Camera Control System) kann das Endoskop selbstständig dem Operationsinstrument nachführen (Wei *et al.*, 1997).



a)



b)

Abbildung 3.10: a) AESOP (Automated Endoscope Positioning System) mit Roboterarm und darin befestigtem Laparoskop, Steuerungseinheit, Fußpedal und Handbedienteil (entnommen aus: Sackier *u.* Wang, 1994) b) Endoassist (©Prosurgics, 2008).

Hierzu wird ein farbiger Marker auf das Instrument geklebt, welcher von der Kamera erkannt wird. Die Steuerung wertet die Daten aus und gibt die entsprechenden Befehle an den Roboter, welcher das Endoskop automatisch nachführt.

AESOP wurde in vielen chirurgischen Gebieten eingesetzt. Berichtet wurde von Einsätzen in der Urologie, der Gynäkologie, der Laparoskopie und der Herzchirurgie. Es konnte gezeigt werden, dass AESOP ein stabiles Bild liefern kann, ohne die Operationszeit zu verlängern. Untersuchungen haben sich mit den Vor- und Nachteilen der unterschiedlichen Steuerkonzepte beschäftigt (Omote *et al.*, 1999). Des Weiteren wurde die Anwendbarkeit des Systems sowie das Lernverhalten wissenschaftlich untersucht (Kraft *et al.*, 2004). Neben dem Hauptan-

wendungsgebiet in der Laparoskopie wurde das System bereits auch für die Laryngoskopie (Jacobs *et al.*, 1997; Alessandrini *et al.*, 2008) oder auch für den transnasalen Zugangsweg für Eingriffe an der Sella eingesetzt (Nathan *et al.*, 2006).

Endoassist. Die Firma Prosurge Ltd. (Bracknell, UK) früher ArmstrongHealthcare Ltd., UK, vertrieb ein Endoskopführungssystem für die Laparoskopie, welches unter dem Namen EndoAssist bekannt war (siehe Abbildung 3.10b). Diese Entwicklung basierte auf dem von Finlay u.a. entwickelten Prototypen Laparobot, welcher bei ca. 20 Einsätzen 1992/3 klinisch evaluiert wurde (Finlay *et al.*, 1992). Dieser bestand aus einem Manipulatorkopf, der am Operationstisch befestigt wurde, einer frei stehenden Steuereinheit auf einem zusätzlich Wagen und einem Sensorsystem. Die Steuerung erfolgte über Kopfbewegungen, wozu ein Fußpedal zur Bestätigung der ausgewählten Bewegungsrichtung bedient wurde. Die Erfassung der Kopfbewegung erfolgte über ein vom Chirurgen zu tragendes Stirnband auf Basis induktiver Positionsmessung. Laparobot verfügte über drei Freiheitsgrade, zum Schwenken (180°), Neigen (90°) im Pivotpunkt (Bauchdecke des Patienten) und translatorisches Verfahren (150mm) (Finlay und Ornstein, 1995). Die Größe des Systems betrug in der quadratischen Grundfläche 450mm und war 1500mm hoch (Finlay, 1996).

Die Erfahrungen und Ergebnisse hieraus führten zu einer verbesserten Version Endosista 1, die um einen zusätzlichen Freiheitsgrad zur Rotation des Endoskops um die Längsachse erweitert wurde, um auch Winkeloptiken einsetzen zu können. Zusätzlich wurde die translatorische Bewegung verlängert (Dowler und Holland, 1996). Das Gesamtsystem bestand nur noch aus einem freistehenden Gerät, ohne hierbei den schweren Manipulatorarm am OP-Tisch befestigen zu müssen. Nach einer weiteren Entwicklungsstufe entstand das kommerziell verfügbare System Endosista 2, welches durch die damalige Firma Armstrong (Projects Ltd, Beaconsfield, England) vertrieben wurde (Dowler und Holland, 1996). Die neueste Version EndoAssist verfügte ebenfalls über das gleiche Steuerungsprinzip. Eine „Head-Tracking“ – Steuerung, bestehend aus einem Kopfteil (Headset) mit optischem Transmitter, das die Kopfbewegungen registriert und die Richtung der Bewegung angab diente zur Steuerung. Eine Empfängereinheit, die zum Beispiel auf dem Videomonitor befestigt war, erfasste die Infrarot-Signale des optischen Transmitters. Mit Hilfe eines Fußpedals wurde die Kopfbewegungserkennung aktiviert und beendet. Ein LED-Pfeil am Empfänger bestätigte die beabsichtigte Richtung der Kamerabewegung. Die Zoom-Funktion wurde ebenfalls mit dem Fußpedal aktiviert. Blickte der Chirurg nach unten, wurde hineingezoomt, beim Blick nach oben wurde herausgezoomt (Halín *et al.*, 2007). EndoAssist verfügte über fünf Freiheitsgrade (Pott *et al.*, 2005). Die Abmessung des Systems betrug in der Breite ca. 60cm, die Höhe war verstellbar von 147 bis 207cm. Das Endoskop konnte 350° in der Horizontalen rotiert, gegenüber dieser Ebene -45° und +90° geneigt, sowie um 300mm in der Tiefe verfahren werden (Prosurge, 2006). Der Transmitter zur Steuerung konnte eine Distanz zwischen 0,5m und 3,5m abdecken. Die Armausladung betrug 1,1m (Pott und Schwarz, 2002). Das System hatte eine FDA-Zulassung (Class II device) und eine CE-Zulassung (Klasse 1-Produkt) (Prosurge, 2006). EndoAssist wurde in vielen klinischen Studien eingesetzt und stand oft im direkten Vergleich zu AESOP (Kommu *et al.*, 2007; Wagner *et al.*, 2006; Nebot *et al.*, 2003; Aiono *et al.*, 2002). Das System ist heute nicht mehr verfügbar.

Lapman. Ein System zur Kameraführung für allgemeine als auch für urologische und gynäkologische laparoskopische Operationen ist LapMan der Firma Medsys (Gembloux, Belgien) (siehe Abbildung 3.11a). Die Entwicklung hierfür begann 1995 (Polet und Donnez, 2007), die Erteilung des Patents erfolgte vier Jahre später (Andre *et al.*, 2002). Dieses aktive Endoskopführungssystem besteht aus einer Grundplattform mit Rollen, die motorisiert bewegt werden kann. Auf dieser Grundplattform ist der Manipulatorarm montiert, an dem das Laparoskop

angebracht wird. Das System wird längs neben den Operationstisch, auf der rechten Seite des Patienten positioniert (Polet *et al.*, 2004). Vor dem chirurgischen Eingriff muss das System bezüglich des Patienten ausgerichtet werden. Hierzu muss die Drehachse des Systems (zero-point) mit der Drehachse des Laparoscops im Patienten (Trokar durch Bauchnabel) in Deckung gebracht werden, sodass keine Verletzungen durch ein Verschieben des Trokars in der Bauchdecke entstehen. Ein Laserstrahl dient als Ausrichthilfe. Das System verfügt über eine Viergelenk-Kinematik, welche über eine Hubachse auf der Grundplattform angebracht ist. Das Laparoskop kann in drei Freiheitsgraden bewegt werden. Möglich sind Neigen und Schwenken im Pivotpunkt sowie ein translatorisches Verfahren entlang der Längsachse des Laparoscops. Das Laparoskop wird über einen Clip an dem Arm befestigt. Zur Reinigung der Optik muss das Laparoskop aus der Befestigung am Manipulator genommen und aus dem Situs gezogen, gereinigt und dann wieder durch den Trokar in den Patienten geschoben werden. Gesteuert wird LapMan mit einer Fernbedienung, die der Chirurg unter dem Handschuh in seiner Handfläche hält (Polet *et al.*, 2004). Seit 2006 ist mit LapStick eine Fernbedienung erhältlich, die mit einem Clip auf jedem laparoskopischen Instrument montiert werden kann. LapMan ist zwischen 110-150cm hoch, ca. 63cm lang und 36cm breit. Das System wiegt 50kg. Die Abmessungen des LapStick betragen 8,5cm×3cm×2cm. Das Gewicht beträgt 35g. Der Fußboden muss frei von Gegenständen und Kabeln sein, damit die Grundplattform frei verfahren werden kann. In der Literatur sind die Erfahrungen mit dem System bei 48 gynäkologische klinischen Einsätzen beschrieben (Polet *und* Donnez, 2008). In Europa wurde das Gerät bei über 1000 Patienten eingesetzt (Hourlay, 2006). Das System ist seit 2003 auf dem europäischen und nordamerikanischen Markt zugelassen (CE sowie eine FDA-Zulassung).

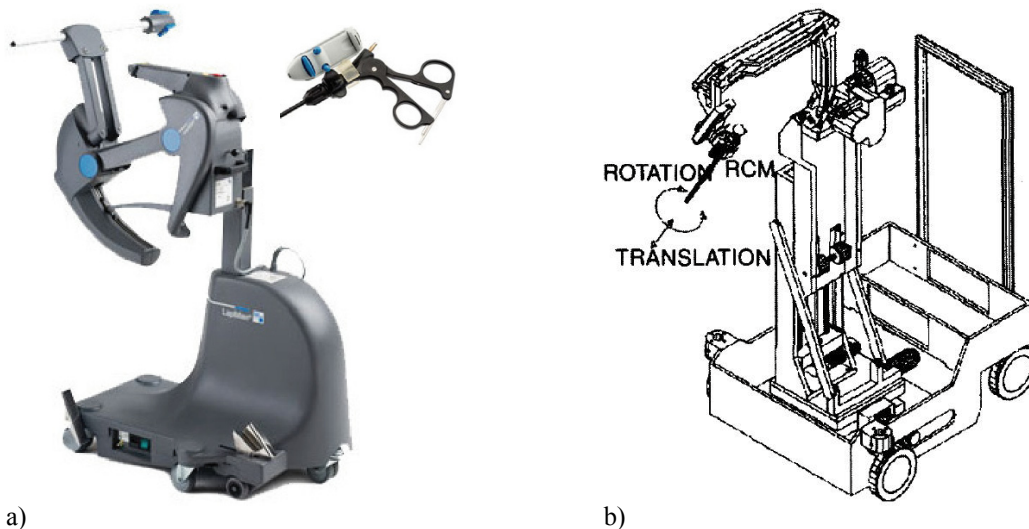


Abbildung 3.11:a) Lapman (© Medsys); b) LARS (entnommen aus: Taylor *et al.*, 1995).

Evolution 1. Evolution 1 der Firma URS (Universal Robot Systems, Schwerin, Deutschland) war ein Führungssystem für Instrumente und Endoskope, welcher in der Neurochirurgie eingesetzt werden sollte. Der Roboterarm ist auf einem fahrbaren Chassis montiert. Am Ende des Arms ist ein Instrumententräger befestigt, der verschiedene chirurgische Instrumente oder ein Endoskop aufnehmen kann. Der Instrumententräger besteht aus einem Hexapod mit einer zusätzlichen, motorisierten Linearachse. Der Hexapod soll das Schwenken und Neigen des Instrumententrägers, die angetriebene Linearführung die Linearbewegung des Instruments ermöglichen. Evolution 1 wird mit Hilfe eines Joysticks gesteuert. Die von dem Hexapod bereitgestellten sechs Freiheitsgrade wurden mittels Software auf vier begrenzt, um einen Eingriff durch einen invarianten Punkt (Pivotpunkt) zu ermöglichen. Der Arbeitsraum wird mit

160×60×100mm angegeben. Klinische Einsätze sind publiziert (Zimmermann *et al.*, 2002; Zimmermann *et al.*, 2004; Nimsy *et al.*, 2004).

LARS. Aus einer Kooperation zwischen IBM und der Johns Hopkins University Medical School (Baltimore, MD, USA) entstand LARS, ein Manipulator für die Laparoskopie mit vier Freiheitsgraden. Der erste Prototyp basierte auf einem modifizierten Roboter für die kraniofaciale Chirurgie (Taylor *et al.*, 1992). Der gesamte Roboter ist auf einem fahrbaren Gestell zur Grobpositionierung montiert (siehe Abbildung 3.11b). Ein xyz-Tisch ermöglicht, dass ein entfernter Bewegungspunkt translatorisch bezüglich eines Trokars feinpositioniert werden kann. In Serie hierzu findet sich eine zweifache Parallelogrammkinematik (viergelenkige Parallelkinematik), welche das Schwenken und Neigen des Laparoscops erlaubt. Hieran schließt sich ein weiteres Modul, welches ein translatorisches Verfahren des Laparoscops sowie eine Drehung um dessen Längsachse ermöglicht. Der entfernte Bewegungspunkt kann +/-100mm in x- und y-Richtung, +/-200mm in z-Richtung verfahren werden. Ein Schwenken und Neigen des Instruments ist mit +/-60°, die Rotation um die Längsachse des Instruments ist mit 160° möglich. Das Instrument kann um +/-80mm verfahren werden. Neben der Rotation des Instruments bzw. Laparoscops kann mit einem abnehmbaren Kameramodul die Kamera ebenfalls um +/-160° rotiert werden. Man erhält somit ein stets gerade ausgerichtetes Bild, selbst wenn man mit einer Winkeloptik arbeitet und das Endoskop um seine Achse rotieren lässt (Taylor *et al.*, 1995).

Für LARS wurden unterschiedliche Bedienkonzepte realisiert. Einerseits ermöglicht eine Bedieneinheit, die an einem Operationsinstrument befestigt werden kann, eine Steuerung. Diese besteht aus einem TrackPoint™-Joystick mit zusätzlich drei Tastern. Durch einen integrierten Kraft-Momentensensor ist eine Hands-on Steuerung möglich. Die Führungsbewegung wird durch einen Kraft-Momentensensor erfasst und durch die Robotersteuerung ausgeregelt. Schließlich ist es auch möglich, medizinische Instrumente mittels Bildverarbeitung des Laparoskopbildes zu verfolgen. Das System wurde u.a. am Tier erprobt um festzustellen, welche Kraftunterschiede bei laparoskopischen Eingriffen zwischen manueller und robotisch unterstützter *Retraktion* entstehen (Poulose *et al.*, 1999). In einer für die Neurochirurgie modifizierten Version wurde LARS auch *in vitro* zur Entfernung von *intracerebralen Hämatomen* eingesetzt (Goradia *et al.*, 1997).

Am OP-Tisch montierbare, situsfern positionierbare Systeme zur Endoskopführung

Soloassist. Der kommerziell verfügbare Manipulator Soloassist der AKTORmed GmbH (Barbing, Deutschland) ist ein aktiver Manipulatorarm zum Halten und Führen eines Laparoscops in der Viszeralchirurgie, der Urologie und Gynäkologie. Kennzeichnend für dieses System ist der Aufbau des Manipulatorarms aus Kohlefaser-verstärktem Kunststoff (CFK), wodurch dieser keine Artefakte in intraoperativ generierten Röntgenbildern erzeugt (Knapp und Geiger, 2006). Dies wird neben der Werkstoffwahl auch dadurch ermöglicht, dass neben fluidischen Antrieben Seilzugsensoren eingesetzt werden. Dies hat den Vorteil dass sowohl die Antriebselemente wie auch die Sensoren in der Basis des Geräts integriert werden können, sodass die Kinematik zur Bewegungsausführung über ein geringes Innenleben verfügt. Bei Soloassist handelt es sich um einen hydraulischen Knickarmroboter mit drei aktiven und zwei passiven Gelenken. Das erste motorisierte Gelenk erlaubt eine Drehung um die Vertikalachse des Manipulators, das zweite und dritte Gelenk ermöglichen ein Abwinkeln der Kinematik um zwei horizontale, parallel zueinander liegenden Achsen. Abgeschlossen wird die kinematische Kette mit zwei passiven Gelenken am distalen Ende des Manipulatorarms, mit der Befestigung des Laparoscops (Knapp und Geiger, 2009). Die Gegenlagerung der Optik erfolgt im Pivotpunkt direkt im Trokar. Prinzipbedingt sind somit translatorische Bewegungen in der

Ebene der Bauchdecke nicht möglich, wodurch das Verletzungsrisiko minimiert wird. Mittels eines Bajonettverschlusses können links- oder auch rechtsausladende Endarme montiert werden. Das Laparoskop kann um 360° geschwenkt, die Optik bis 80° zur Vertikalen geneigt und die Optik um bis zu 200mm in den Bauchraum verfahren werden. Hierdurch lassen sich alle vier Quadranten anfahren. Um den Einsatz von Winkeloptiken zu ermöglichen kann das System mit einem weiteren Antrieb ausgestattet werden, wodurch eine Rotation des Laparoscops um seine Längsachse ermöglicht wird. Das System wiegt 18kg und verfügt zur Befestigung über eine Schnittstelle zum Schienensystem des Operationstisches. Ein Trolley dient als Aufbewahrungsort für den Endoskophaltearm. Soloassist verfügt über eine CE-Zulassung (AKTORmed GmbH, Barbing, Deutschland, 2009). Die Steuerung kann entweder über ein Handbedienteil mit Kabel, einem Fußpedal oder über eine Funkfernbedienung, die ähnlich zu Lapman ebenfalls am Griff der langschaftigen laparoskopischen Instrumenten befestigt werden kann, erfolgen (Geiger *und* Scherr 2010). Es liegen bereits Erfahrung von Soloassist in der Kopf-Hals-Chirurgie an Leichenpräparaten vor (Kristin *et al.*, 2009a,b). Das System wurde am Tier erprobt (Härtl *et al.*, 2009).

Es existieren eine Vielzahl von Forschungsprojekten und zugehörige Publikationen, in denen die Entwicklung von situsfernen Kompaktsystemen zur Endoskopführung beschrieben sind. Hierbei handelt es sich um Prototypen, die vorwiegend unter Laborbedingungen zu Forschungszwecken eingesetzt wurden.

Naviot. An der Universität in Tokio (Japan) wurde ein Manipulatorsystem für die Laparoskopie, namens Naviot entwickelt (siehe Abbildung 3.12a). Bei der Entwicklung standen vor allem die Berücksichtigung der Sterilität und der Sicherheit im Fokus. So sollten die Komponenten, welche in der Nähe des Patienten angebracht werden von der Antriebseinheit abgenommen und autoklaviert werden können. Die Antriebseinheit wird mit einer Folie steril verpackt. Um eine hohe Sicherheit gewähren zu können, sollte das Gesamtsystem über möglichst wenige Freiheitsgrade verfügen, einen mechanisch begrenzten Arbeitsraum haben und keine redundanten Freiheitsgrade aufweisen. Aus diesem Grund wurde eine Kinematik auf Basis eines Fünfgelenks, welches durch das planare Verschieben des Anlenkpunktes eine Bewegung in zwei Richtungen erlaubt, entworfen (Kobayashi *et al.*, 1997).

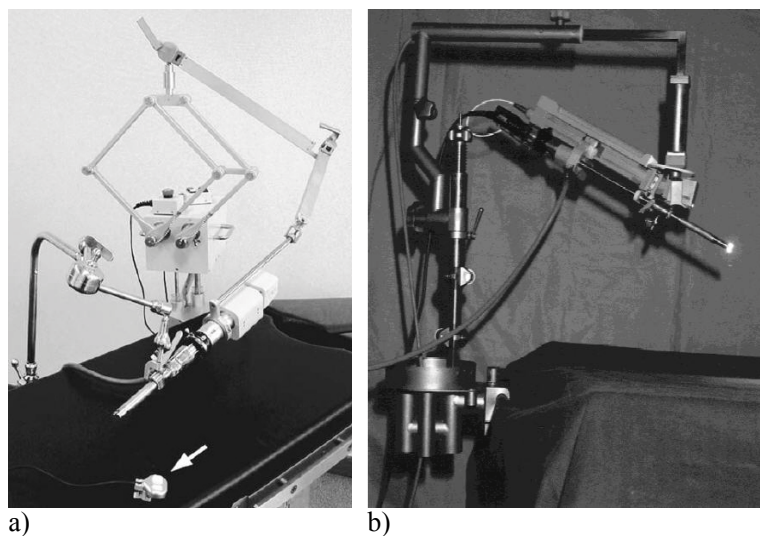


Abbildung 3.12: a) Naviot (entnommen aus: Yamada *et al.*, 2008); b) FIPS Endoarm (entnommen aus: Buess *et al.*, 2000).

Durch die Lagerung des Laparoscops einerseits im Trokar sowie andererseits am Anlenkpunkt der Kinematik ist ein Schwenken und Neigen im Bauchraum möglich. Eine Schenkelseite des Fünfgelenks ist aus Stabilitätsgründen als Parallelogramm ausgeführt. In einer weiteren Entwicklungsstufe konnte zusätzlich der Ausleger, welcher das Laparoskop führt, in seiner Länge an den OP-Setup angepasst werden (Kobayashi *et al.*, 1999). Um Verletzungen durch ein mechanisches Verfahren der Optik zu verhindern, wurde ein optischer, motorisierter Zoom realisiert. Die Steuerung von Naviot erfolgt über das so genannte „Head-Mouse“ System, bestehend aus einem Beschleunigungssensor, der auf dem Kopf des Operators befestigt wird, einem Knieschalter und einer Anzeige. Der Operateur bewegt seinen Kopf in die Richtung, in die er das Endoskop steuern will und bestätigt dies mit dem Knieschalter. Die Anzeige dient zur Überprüfung des Vorgangs. Der Naviot-Manipulator wiegt etwa 10kg. Klinische Einsätze sind für Thoraxoperationen publiziert (Yoshino *et al.*, 2005; Yamada und Kato, 2008). Das System wird durch die Fa. Hitachi (Tokyo, Japan) vertrieben (Miyamoto *et al.*, 2003).

FIPS Endoarm. Basierend auf dem passiven Haltesystem TISKA wurde mit dem FIPS Endoarm eine motorisierte Version realisiert (siehe Abbildung 3.12b). Es besteht aus einer Spannungsversorgung, einer Schnittstelle zum OP-Tisch, einem Endeffektor zur Endoskopführung sowie einer Bedieneinheit. Das System besitzt vier Freiheitsgrade und wird durch einen Joystick oder eine Sprachsteuerung bedient. Am Joystick befindet sich ein Ring, der durch die Fingerspitze des Operators geführt wird. So lässt sich der Manipulator bewegen. Zur einfacheren Handhabung kann der Joystick auch auf den Griff eines Operationsinstruments gesteckt werden (Buess *et al.*, 2000). Die motorisierte Kinematik ist an einem gelenkigen, verstellbaren Haltearm befestigt (Arezzo *et al.*, 2000). Für FIPS Endoarm wurde eine automatisierte Endoskopführung auf Basis von Bildverarbeitung realisiert (Matthes *et al.*, 2000). Im Endoskopbild wird dabei das Instrument identifiziert, wobei Färb- und Geometrie-parameter Verwendung finden (Mikut *et al.*, 2001).

FELIX. FELIX ist ein Endoskopführungssystem, welches am Forschungszentrums Karlsruhe entwickelt wurde. Der Manipulator wird an der Schiene des Operationstisches befestigt und grob ausgerichtet. Es gibt die Möglichkeit das System über eine Tastenbedienkonsole oder über ein Sprachinterface zu steuern. FELIX stellt einen Roboterarm des ARTEMIS Operationsroboters dar (Rininsland 1999).

Neurobot. Am Imperial College London unter Brian Davies wurde für die Neurochirurgie ein System zur Instrumenten- und Endoskopführung entwickelt. Neurobot verfügt über zwei passive Freiheitsgrade zur Grobpositionierung in x- und y-Richtung, die z-Richtung wird über das Verfahren des Operationstisches eingestellt. Vier aktive Freiheitsgrade ermöglichen eine Bewegung um einen festen Punkt (Bohrloch im Schädel), wobei das Neuroendoskop mit Arbeitskanälen und darin befindlichen Instrumenten um $\pm 45^\circ$ geschwenkt und geneigt, sowie 150mm linear ein- und ausgefahren werden kann. Eine $\pm 180^\circ$ Rotation um die Längsachse des Neuroendoscops kann zusätzlich durchgeführt werden (Davies *et al.*, 2000). Die Grobpositionierung erfolgt mittels passiven Freiheitsgraden, welche motorisiert zu Verletzungen am Patienten führen könnten. Die Feinpositionierung der Instrumente erfolgt motorisiert. Die Kombination von passiven und aktiven Freiheitsgraden wurde von den Autoren bewusst aus den Erfahrungen mit PROBOT in diesem System übernommen. Die Kinematik des Neurobot besteht aus einem Parallelogramm, wobei der situsnahe Lenker zusätzlich über ein darauf bewegliches Linearmodul verfügt. Im Gegensatz zu LARS kann somit ein kompakteres Design erreicht werden (Davies *et al.*, 2000). Das Steuerungsprinzip ist an das ebenfalls von Davies entwickelten ACROBOT (Active Constrain Robot) angelehnt. Auch bei Neurobot wurde eine Hands-on Steuerung implementiert, wobei der Chirurg das Neuroendoskop in einem

kleinen präoperativ festgelegten Korridor bewegen kann. Ein Kraft-Momentensensor am distalen Ende des Manipulatorarmes erfasst die gewünschte Bewegung, die Robotersteuerung sperrt die Gelenke, falls der Sicherheitsbereich verlassen wird. Durch die Betätigung eines Fußpedals hält Neurobot seine Position, bzw. wechselt von der Kraftsteuerung zu Positionssteuerung (Davies *et al.*, 2000).

MIRO. Die Gruppe um Hirzinger am Institut für Robotik und Mechatronik des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrttechnik (Oberpfaffenhofen, Deutschland) entwickelt im Rahmen des Forschungsprojektes MIROSURGE einen kinematisch redundanten, drehmomentgeregelten Chirurgieroboter, der neben dem Setzen von Pedikelschrauben in der Wirbelsäulenchirurgie oder dem Schneiden von Knochenpartien mit Laser-Systemen (statt Fräsen und Sägen) auch eine aktive Endoskopführung ermöglichen kann (Hirzinger, 2007). Der MIRO ermöglicht sechs Freiheitsgrade am *tcp*. Er soll durch die Montage spezieller Instrumente für viele verschiedene operative Eingriffe genutzt werden. MIRO basiert auf der LBR-Technologie des DLR, ist aber kleiner (ca. 80cm) und kann daher auch nur einige Kilo Gewicht zuverlässig bewegen. Der Roboterarm wiegt 10kg und verfügt über ähnliche Abmessungen wie ein menschlicher Arm. Der Roboterarm wird seitlich am Schienensystem des Operationstisches oder einem deckenmontierten Tragarmsystem befestigt (Konietschke *et al.*, 2006). Unter der Verwendung eines zusätzlichen Navigationssystems können intraoperative Abweichungen der Instrumentenspitze von der geplanten Sollposition erkannt und ausgeglichen werden. Der mechatronisch hochintegrierte Roboter selbst ist impedanzgeregelt. Durch die zusätzlichen Drehmomentsensoren ist eine Hands-on Steuerung realisiert (Ortmaier *et al.*, 2006; Hagn *et al.*, 2008).

TonatiuhII. TonatiuhII ist ein Laparoskopmanipulator mit fünf Freiheitsgraden. Das System kann seitlich am Operationstisch befestigt werden. Eine vertikal drehbare Achse trägt einen Manipulatorarm. Diese Achse ermöglicht das Ausrichten des Endeffektors bzgl. des Trokars. Der Manipulatorarm kann zusätzlich vertikal verfahren werden. Der Manipulatorarm besteht aus zwei weiteren aktiven Gelenken sowie einem passiven Gelenk an der Schnittstelle zum Laparoskop. Das Laparoskop kann über ein Linearmodul linear verfahren werden. Das Laparoskop ist in dem Manipulatorarm einseitig gelagert, der Trokar wird als Gegenlager benutzt. Somit können keine translatorischen Bewegungen in der Bauchdecke entstehen. Wird der Manipulatorarm durch die vertikale Achse nach oben bzw. nach unten bewegt, so neigt sich das Laparoskop analog nach unten bzw. nach oben. Schwenkbewegungen werden über das dritte Rotationsgelenk erzeugt. Das System wurde am Phantom erprobt (Martinez *et al.*, 2007).

Forschungssystem von der Gruppe Herman. Herman *et al.*, (2009a) stellen ein robotisches System zur Laparoskopführung vor. Hierbei handelt es sich um eine Kinematik, welche durch Kombination von mehreren Parallelogrammen zunächst Schwenk- und Neigebewegungen ermöglicht. Das System wird am Operationstisch seitlich befestigt und über einen aufklippbaren Joystick gesteuert. Es besteht aus einer Basis mit zwei vertikal gelagerten, rotatorischen Gelenken, wobei eines mittels eines Motors bewegt werden kann. Beide Gelenke lagern jeweils ein senkrecht stehendes Parallelogramm, wobei die Basis des Parallelogramms mit der Gelenkachse zusammenfällt. Ein Gelenk der beiden vertikalen Parallelogramme wird mittels eines Motors bewegt. Beide Parallelogramme sind über eine drehbar gelagerte Koppel miteinander parallel verschalten. Hierdurch ergibt sich als Ersatzschaubild ein weiteres Parallelogramm, welches die Steifigkeit des Gesamtsystems erhöhen soll (Herman *et al.*, 2009b). Hieran befindet sich eine Serienschaltung von fünf weiteren Gelenken. Am Ende dieser kinematischen Kette befindet sich das Laparoskop, welches als invarianten Punkt in der Bauchdecke des Patienten den Trokar benutzt. Der Prototyp wiegt ca. 7kg. Das motorisierte Verfah-

ren des Laparoscops in axialer Richtung wird gegenwärtig entwickelt. Nach Tests an einem Phantom wurde der Prototyp klinisch am Patienten eingesetzt (Herman *et al.*, 2009b).

Am OP-Tisch montierbare, situsnah positionierbare Systeme zur Endoskopführung

Freehand. Neben Endoassist bietet die Firma Prosurgics (Bracknell, UK) mit „Freehand“ einen kompakten Manipulator für laparoskopische Eingriffe an. Freehand besteht aus einer Steuereinheit, welche am Schienensystem des Operationstisches befestigt wird, einem Gelenkarm und einer daran befestigten robotischen Bewegungsmechanik (Finlay, 2009a) (siehe Abbildung 3.13). Der Gelenkarm wird an der Steuerungseinheit in die dafür vorgesehene Aufnahme eingesteckt und fixiert. Der Gelenkarm erlaubt ein Grobausrichten bzgl. des Trokars in der Bauchdecke. Die Bewegungsmechanik muss sich direkt über dem Hautschnitt befinden. Mittels eines Lineals wird der Abstand zwischen der Unterseite des Endeffektors und der Bauchdecke auf 8cm eingestellt, eine integrierte Wasserwaage am Manipulator ermöglicht ein horizontales Ausrichten. Der Schwenk - Neigekopf erlaubt das Schwenken des Endoscops um die Hochachse um 180° sowie das Neigen gegenüber der Horizontalen um $+70^\circ$ bis -20° . Ein aufklippbares Zoommodul, welches als steriler Einwegartikel für jeden Eingriff bereitgestellt wird, muss abschließend an dem Manipulator angebracht werden. An der Optik des Laparoscops wird der Einweg-Adapter befestigt, welcher dann an dem Zoommodul eingehängt wird (Gale, *et al.*, 2009). Laut Hersteller können 10mm und 5mm Laparoscope sowie Winkeloptiken verwendet werden. Bei Freehand handelt es sich um eine serielle Kinematik mit drei Freiheitsgraden (Schwenken, Neigen, lineares Verfahren des Laparoscops).



Abbildung 3.13: FreeHand (© Prosurgics, 2009).

Analog zu Endoassist erfolgt auch hier die Steuerung des Manipulators über Kopfbewegungen. Der Chirurg trägt auf dem Kopf eine Funkeinheit. Auf dem Endoskopmonitor befindet sich ein Display, das dem Benutzer durch Pfeile die ausgewählte Bewegungsrichtung visualisiert. Es werden ein Schwenk-/Neigemodus und ein Zoommodus bereitgestellt. Durch ein kurzes Betätigen des Fußpedals wird zwischen den beiden Modi gewechselt. Durch die Kopfbewegung kann die Bewegungsrichtung ausgewählt werden. Die Bewegung wird dann durch eine weitere Betätigung des Fußpedals eingeleitet. Sobald der Fuß vom Pedal genommen wird, stoppt die Bewegung. Die Bewegungsgeschwindigkeit wird direkt an der robotischen Bewegungsmechanik per Tastendruck ausgewählt. Es gibt drei unterschiedliche Geschwindigkeiten. Ein manuelles Ausrichten der Bewegungsmechanik ist möglich (Finlay, 2009b).

Das Design des Manipulators ist patentrechtlich geschützt (Mortimer, 2010a,b). Klinische Einsätze sind publiziert (Sharma *et al.*, 2009; Stolzenburg *et al.*, 2009).

LER. Die Entwicklung eines Leichtbauroboters zur Laparoskopführung hatte das Ziel, situsnah und Platz sparend die gleiche Funktionalität und gleichen Bewegungsumfang wie die Großsysteme bereitzustellen. Das System ist unter den Namen LER (Light Endoscope Robot) bekannt und wurde von der Gruppe um Jocelyne Troccaz im TIMC-IMAG Labor (La Tronche, Frankreich) entwickelt. LER wird auf dem Bauch des Patienten mittels Klebestreifen oder Nähte direkt über dem Trokar fixiert. In der ersten prototypischen Version (Berkelman, *et al.*, 2002) wurden die beiden rotatorischen und translatorischen Freiheitsgrade über Seilzüge angelenkt, welche über künstliche, pneumatische McKibben-Muskeln entsprechend gespannt wurden (siehe Abbildung 3.14a). In axialer Richtung wurde das Laparoskop über einen Seilzug sowie eine Feder in Längsrichtung verfahren. Das System wog 340g, das Laparoskop konnte 150mm translatorisch mit einer Genauigkeit von 10mm und einer Geschwindigkeit von 50mm/sec verfahren werden. Zusätzlich erlaubte die Kinematik ein Schwenken der Optik von bis zu 60° bei einer Genauigkeit von 2° und einer Winkelgeschwindigkeit von 60°/s. In einer zweiten Version wurden die pneumatischen Muskeln durch Elektromotoren ersetzt, die Seilzüge blieben erhalten (Berkelman, 2003a,b). Die Abmessungen betragen 70mm×75mm, das Gewicht blieb mit etwa 350g konstant. In beiden Fällen war es notwendig, pro bewegten Freiheitsgrad jeweils zwei Seilzüge vorzusehen, um die gegenläufigen (agonistisch u. antagonistischen) Bewegungen durchzuführen. Somit mussten für Schwenken und Neigen insgesamt vier Seilzüge verwendet werden, ein weiterer kam für die translatorische Bewegung des Laparoscops zum Einsatz. Dieser Seilzug arbeitet gegen eine Feder, welche beim Nachlassen der Seilkraft das Laparoskop aus dem Situs herausdrückt. Neben dem aufwändigen Setup wurde erkannt, dass in Abhängigkeit des Biegeradius des Kabels die Reibung und Seilspannung in den Seilzügen und sich somit auf die Kraft, die Beschleunigung, Geschwindigkeit usw. auswirkt. Die Reibung und Dehnung führte zu einer Hysterese der Bewegung. Die Kabel mussten zusätzlich nach jedem Einsatz nachgespannt werden. Um ein Versagen der Seilzüge vorzubeugen, mussten diese auch regelmäßig ersetzt werden. Aus diesem Grund wurde in einem nächsten Prototyp die Seilzüge zum Schwenken und Neigen ersetzt (Berkelman *et al.*, 2003a,b).

In einer weiteren Iterationsstufe wurden aus diesem Grund die Seilzüge ersetzt und Elektromotoren direkt in die Kinematik integriert (siehe Abbildung 3.14b). Das System besteht aus einer ringförmigen Basis, auf der die Kinematik um den Trokar 360° bewegt werden kann. Die Schwenkeinheit verfügt zusätzlich über ein Linearmodul, das von den vorherigen Versionen übernommen wurde. Das kompakte System wurde durch die Integration der Motoren auf 625g erhöht. Der ausgeschaltete Roboter lässt sich von außen manuell bewegen. Der Durchmesser des Systems beträgt 110mm, die Höhe 75mm. Das Laparoskop kann gegenüber der Vertikalen um 80° geschwenkt und 160mm translatorisch verfahren werden. Die Geschwindigkeiten betragen für die rotatorischen Bewegungen jeweils 20°/s sowie in translatorischer Richtung 25mm/s. Das Gerät kann maximal ein Moment von 6Nm und eine Kraft von 20N generieren (Berkelman *et al.*, 2005a). Die Autoren haben mit einem optischen Messsystem die Positioniergenauigkeit zwischen den früheren Prototypen auf Basis von Seilzügen und dem gegenwärtigen Prototypen auf Basis von Motoren verglichen, welche klar zeigen, dass die Aktuierung über Seilzüge mehrere Nachteile hat. Als Motoren kommen sterilisierbare, bürstenlose DC-Motoren der Firma Faulhaber zum Einsatz. Alle Kabel und Stecker sind ebenfalls sterilisierbar und wasserdicht, sodass das gesamte Gerät in Reinigungslösung eingelegt und anschließend autoklaviert werden kann (Berkelman *et al.*, 2005b).

Die LER-Prototypen auf Seilzugbasis werden entweder über ein auf das Instrument aufklippbares Bedienelement bedient oder über ein Steuerungssystem gesteuert. Das Steuerungssystem erkennt durch ein externes, optisches Positionserkennungssystem die Instrumentenspitze und zentriert das Bild der Laparoskopkamera automatisch dorthin (Berkelman *et al.*, 2003a). Später wurde das System um eine Sprachsteuerung erweitert. Die automatische Ausrichtung wurde wegen des zusätzlichen Registrierungsprozess für nicht sinnvoll erachtet (Berkelman *et al.*, 2005a).

ViKY. Unter dem Namen ViKY wird LER nun kommerziell durch die Fa. Endocontrol-Medical (La Tronche, Frankreich) vertrieben (siehe Abbildung 3.14c). Das Gesamtsystem besteht aus einer Steuereinheit, dem motorisierten Roboter, einem passiven Gelenkarm, einem Fußschalter (Multifunktion oder einfach) und einem drahtlosen Mikrofon. Ein passiver Gelenkarm dient zur Grobausrichtung des Systems, welcher am Operationstisch befestigt ist. Die Steuerung ist möglich über das Fußpedal oder über Sprachsteuerung (Bluetooth-Mikrofon). Ein Touchbildschirm ist in der Steuereinheit zur Bedienung integriert. Die translatorische Bewegung wurde auf 200mm erhöht. Das System verfügt über eine CE Kennzeichnung. Das Gewicht des LER ist nun auf 2,7kg angewachsen (Endocontrol-Medical, 2009 LaTronche, Frankreich). Tierversuche für laparoskopische Eingriffe sind publiziert (Gumbs *et al.*, 2007). Ebenfalls am Tier wurde ViKY auch für laparoskopische Operationen in der Single-Port Technik eingesetzt (Crouzet *et al.*, 2009).

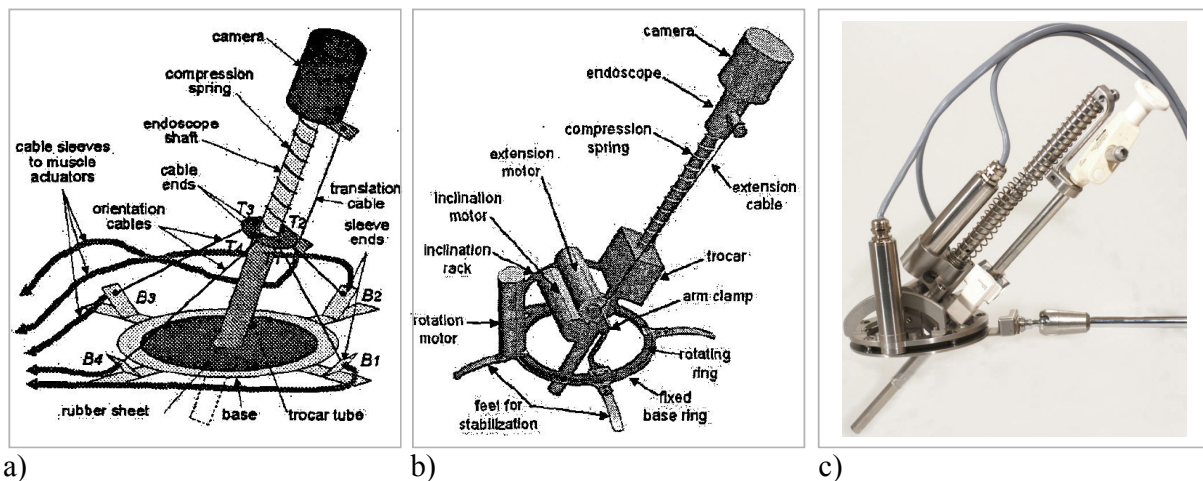


Abbildung 3.14: a) Erster Prototyp des Light Endoscope Robot (entnommen aus: Berkelman *et al.*, 2002); b) LER mit Motoren direkt an der Kinematik (entnommen aus: Berkelman *et al.*, 2005); c) LER wird unter dem Namen ViKY kommerziell vertrieben (©Endcontrol-Medical, 2009).

KaLAR. KaLAR (Kaist Laparoscopic Assistant Robot) ist ein kompakter Endoskopführungsroboter für die Laparoskopie des Kaist (Korea Advanced Institute of Science and Technology). Er besteht durch seine äußerst schlanke Form, seinen geringen Abmessungen und das geringe Gewicht von 1kg. Das System umfasst eine Schlittenkinematik zum Ein- und Ausfahren des flexiblen Endoskops sowie zwei zusätzliche Motoren die für das Abwinkeln der Endoskopspitze verantwortlich sind (Kim *et al.*, 2004). Der motorisierte Endeffektor wird über einen handelsüblichen Gelenkarm am Schienensystem des Operationstisches befestigt und bezüglich des Situs grob ausgerichtet. Im Gegensatz zu den bisher beschriebenen Systemen wird bei KaLAR nicht Optik mit Kamera und Kinematik ausgerichtet, sondern analog zur Funktionsweise eines flexiblen Endoskops das flexible, distale Ende bewegt. Hierzu werden zwei Motoren eingesetzt, welche über Seilzüge die Endoskopspitze mit dem darin befindlichen CCD-Chip und den integrierten Glasfasern zur Lichtübertragung entsprechend zu der

einen oder der anderen Seite auslenken. Somit ist es möglich, ohne größere Bewegungen eines robotischen Armes eine Kamera innerhalb des Körpers um $\pm 60^\circ$ zu Schwenken und zu Neigen sowie um ± 60 mm linear zu verschieben. Zu Reinigungszwecken kann das optische System aus dem Linearmodul herausgezogen werden. KaLAR kann mittels Sprachsteuerung und Visual Servoing gesteuert werden (Kim *et al.*, 2004).

Minop II. Im Rahmen des Minop II-Projektes wurde durch das Helmholtz-Institut für Biomedizinische Technik der RWTH Aachen (Aachen, Deutschland) in Zusammenarbeit mit dem Neurochirurgischen Universitätsklinikum Mainz sowie der Firma Aesculap (Tuttlingen, Deutschland) ein Manipulatorsystem zur Steuerung eines Exoskops sowie eines Endoskops entwickelt. Bei dem Endoskopmanipulator für Neuroendoskope handelt es sich um ein robotisches, autoklavierbares Kamerasystem mit fünf Freiheitsgraden, wobei an eine Parallelkinematik (mit vier Freiheitsgraden) eine zusätzliche Spindel für die Linearbewegung in Serie geschaltet ist. Die Schnittstelle von Manipulator zu Endoskop erfolgt über die Optik. Während der Operation steuert der Chirurg Minop II über eine Kopfeinheit. Diese besteht aus einem Display, das die Videobilder des Endoskops/ Exoskops darstellt, einem Sensor, der die Kopfbewegungen erfasst und einem Mikrofon und Kopfhörern zur Sprachsteuerung und akustischer Rückmeldung. Über einen Bestätigungsknopf, den der Operateur in der nicht-dominanten Hand befestigt, wird das System aktiviert (Serefoglou *et al.*, 2006).

COVER. COVER (Compact Oblique-Viewing Endoscope Robot for laparoscopic surgery) ist ein kompakter minimalistischer Manipulator mit drei Freiheitsgraden, der ein gewinkeltes Laparoskop (30° -Optik) aufnehmen, um die Längsachse rotieren und translatorisch verfahren kann. Zusätzlich kann mittels einer motorisierten Einheit am Ende des Gelenkarms das Laparoskop durch eine Drehung im Trokar im Bauchraum nach unten oder oben geneigt werden. Durch die abgewinkelte Optik kann zur Inspektion des Situs anstatt eines seitlichen Schwenkens das Laparoskop rotiert werden, wodurch eine aufwändigere Kinematik entfällt (Taniguchi *et al.*, 2006b). Die Steuerung „Famous (Face MOUSE)“ trackt die Gesichtszüge des Chirurgen mittels einer Kamera in Echtzeit. Je nach Gesichtszug wird das Laparoskop entsprechend rotiert oder verfahren. Das System ist ca. 110mm breit und zwischen 215mm-300mm lang. Das Gewicht beträgt 860g. Die Rotation um die Längsachse ist für einen Bereich von $\pm 45^\circ$, das Auf- und Abschwenken für 90° möglich (Taniguchi *et al.*, 2006b).

SMART. SMART (Synthetic Muscle Actuator Based Robotic Technology) ist ein Manipulator auf Basis eines Hexapod, wobei hierbei alle Komponenten direkt auf dem Abdomen des Patienten befestigt werden (Taniguchi *et al.*, 2006a). Ziel war es einen Prototypen zu entwickeln, welcher zusammen mit dem Patienten einen festen Körper bildet, indem der Patient den Manipulator wie ein Kleidungsstück anzieht. Der Hexapod wird über künstliche Muskeln aktuiert, welche sterilisiert und separiert gereinigt werden können. Das Laparoskop kann in der Kinematik von Hand ausgerichtet werden. Eine Schnittstelle in Form eines Magneten ermöglicht das Abnehmen des Laparoscops. Auf dem Bauch des Patienten wird eine Folie befestigt und über ein Gummiband am Rücken gesichert. Auf der Folie sind vier flexible Haltearme angebracht, welche die Basis-Platte des Hexapod halten. Der Manipulator hat ein Gewicht von 364g. Die Muskeln werden einzeln über PWM-Signale angesteuert.

P-Arm. Unter dem Namen P-Arm wurde SMART weiterentwickelt. P-Arm steht für „positioning arm for laparoscope“, „parallel mechanism arm“, „pocket size arm“, „portable arm“ und „clean (pure arm)“. Der Manipulator ist für den Einmalgebrauch konzipiert, das bedeutet dass die Produktionskosten gering sein müssen. Ebenfalls bestehend aus einem Hexapod, werden als Aktoren im Gegensatz zu SMART hydraulische, selbstentwickelte Aktoren eingesetzt (siehe Abbildung 3.15a). Die Aktoren bestehen im Wesentlichen aus einer Feder und

einem Polykarbonatzylinder. Der Zylinder hat einen Durchmesser von 10mm und eine Initiallänge von 173mm, welche bis zu 243mm anwachsen kann. Mit einem Aktor kann eine Kraft von 20N bei einem Eigengewicht von 30g erzeugt werden. Alle Aktoren sind über Magnete an der Grundplatte und der Endeffektorbasis des Hexapod befestigt. Die Aktoren sind sterilisierbar. Die Steuerung erfolgt über einen Joystick. Der Manipulator wird an einem Gelenkarm befestigt und zum Patienten geschwenkt (siehe Abbildung 3.15b). Die Basisplatte hat eine Größe von 65mm, die Endeffektorplatte 95mm im Durchmesser, die Höhe beträgt 203mm. Das Gewicht des Systems beträgt 350g. Die maximale Geschwindigkeit wird mit 5,6mm/s angegeben. Das Laparoskop kann 70mm translatorisch verfahren werden. Das Laparoskop mit Kamera befindet sich innerhalb der Parallelkinematik (Taniguchi *et al.*, 2007). Nach einer weiteren Entwicklungsstufe ist das Gewicht auf 580g angewachsen. Die Aktoren werden mittels Wasser als hydraulisches Medium betrieben. Der Joystick als Bedieninterface ist ebenfalls als Hexapodkinematik mit integrierten Potentiometern realisiert. Wird der Joystick ausgelenkt, so werden über Pumpen die entsprechenden Aktoren mit Wasser gefüllt bzw. der Druck gesenkt. Über die abgegebene Wassermenge in den Aktoren kann die Länge und somit über eine inverse Kinematik die Stellung der Endeffektorplatte abgeschätzt werden. Der Manipulator ermöglicht ein Schwenken und Neigen um 22°. Das System wurde am Tier erprobt (Sekimoto *et al.*, 2009).

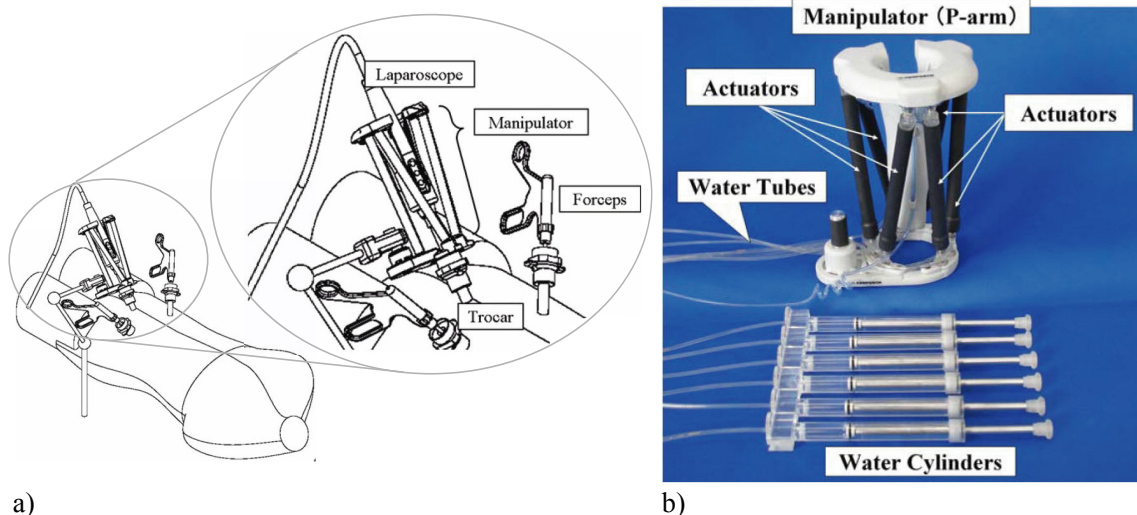


Abbildung 3.15: a) Systemkomponenten P-Arm (angelehnt an: Taniguchi *et al.*, 2007); b) Prototyp des P-Arm (entnommen aus: Sekimoto *et al.*2009).

CoBRASurge. Ein Funktionsmuster eines kompakten Roboters zur Führung eines Laparoscops in der Abdominalchirurgie ist CoBRASurge: (Compact Bevel-gear Robot for Advanced Surgery, Virtual Incision Corporation, Omaha, NE). Das System verfügt über vier Freiheitsgrade. Der kinematische Aufbau ist auf Basis von aufeinander abwälzenden Kegeln realisiert. Die sich schneidenden Achsen treffen in einem Punkt (Remote Center of Motion: RCM) zusammen, wodurch das Laparoskop im Trokar entsprechend bewegt werden kann. Zusätzlich kann das Laparoskop translatorisch verfahren werden. Die Größe des Systems beträgt ca. 25cm in der Höhe. Der Manipulator wird am Schienensystem des Operationstisches befestigt. Die Steuerung läuft über einen PC und erfolgt über einen Computerjoystick durch den Benutzer. Im klinischen Tierversuch am Schwein wurde festgestellt, dass durch die Anwesenheit von anderen Trokaren Kollisionen zwischen der Kinematik und den Trokaren auftreten. Zusätzlich ist der Schlupf bei Richtungsumkehr durch einen steiferen Aufbau hinsichtlich der Kegeln anzustreben (Nelson *et al.*, 2009a). In einem weiteren Schritt wurde

ein ferngesteuertes motorisiertes Instrument zum Greifen mit CoBRASurge bewegt (Nelson *et al.*, 2009b).

Sonderformen von Systemen zur Endoskopführung

PMASS. PMASS (Postural Mechatronic Assistant for laparoscopic Solo Surgery) ist ein tragbares Laparoskophaltesystem für Chirurgen (Martinez *et al.*, 2008). Im Gegensatz zu allen bisher vorgestellten Systemen wird hier über einen Tragegurt mit einer Kinematik das Laparoskop durch den Chirurgen gehalten. Der Tragegurt wird am Oberkörper des Chirurgen über der sterilen Kleidung befestigt. Dieser besteht aus zwei Schultergurten, die nach vorne seitlich am Hals vorbei zum Bauch sowie nach hinten über den Rücken laufen. Die Schultergurte werden am Bauch in einer Metallplatte befestigt. Ein zusätzlicher Bauchgurt verbindet dann die Metallplatte mit den am Rücken befindlichen Enden der Schultergurte. An der Metallplatte befindet sich eine Serienschaltung von Lenkern und Gelenken, wobei der erste Lenker motorisiert durch das Betätigen von zwei Tastern um eine horizontale Achse im ersten Gelenk nach oben oder unten bewegt werden kann. Das darauf folgende Gelenk ist passiv und lässt ebenfalls eine Rotation um die horizontale Achse zu. Die Achse des letzten Rotationsgelenks steht senkrecht zu den beiden ersten. Am Ende des letzten Lenkers befindet sich die Aufnahme für das Laparoskop. Bei diesem System wird durch Bewegungen des Oberkörpers und den invarianten Punkt in der Bauchdecke des Patienten das Laparoskop ausgerichtet. Der Anstellwinkel des Laparoscops in der sagittalen Ebene wird motorisiert eingestellt. Bewegt der Operateur nun seinen Oberkörper nach vorne oder nach hinten, so kippt das Laparoskop nach unten oder nach oben. Analoges gilt für Schwenkbewegungen. Ein Rotieren des Oberkörpers nach rechts oder links resultiert in einer Bewegung der Optik nach links oder rechts (Martinez *et al.*, 2008). Das Gewicht beträgt 0,5kg, die Bauchplatte sowie die Komponenten der Kinematik sind aus chirurgischem Stahl, die Laparoskopaufnahme ist aus Teflon gefertigt. Die Weiterentwicklung namens PMAT wurde am Phantom, am Tier sowie im klinischen Einsatz unter realen Bedingungen evaluiert (Mishra *et al.*, 2008).

Industrieroboter zur Endoskopführung

CRSplus A460. Hurteau u.a. setzen einen CRSplus A460 mit sechs Freiheitsgraden zum Halten und Führen eines Laparoscops ein. Hierzu musste eine Ankopplung des Laparoscops an den Endeffektor gefunden werden, sodass eine freie Bewegung des Instruments im Trokar um den invarianten Punkt ohne die Applikation von Seitenkräften möglich wurde. Hierzu setzten die Autoren zwischen dem Roboterarm und dem Laparoskop ein passives Kardangelenke ein. Die Steuerung erfolgt über einen Assistenten, der den Roboter über eine Steuerungsbox mit Joystick telemanipuliert. In einer späteren Phase sollte eine Sprachsteuerung implementiert werden. Das System wurde am Tier erprobt und am Menschen bei sechs Patienten eingesetzt (Hurteau *et al.*, 1994, Begin *et al.*, 1995).

Stäubli - Rx60. Vara-Thorbeck u.a. setzen ebenfalls einen Industrieroboter (Stäubli, Rx60) mit sechs Freiheitsgraden zur Laparoskopführung ein. Die Steuerung erfolgt hier über ein Sprachinterface. Auch hier wurde der Endeffektor durch ein zusätzliches Gelenk erweitert, welches laterale Bewegungen in der Bauchdecke verhindert. Zusätzlich ist ein Sensor am Endeffektor angebracht, der eine Lageänderung des Laparoscops erfasst und an einen Rechner zurückliefert (Vara-Thorbeck *et al.*, 2001).

Operationsroboter mit zusätzlicher Endoskopführung

Operationsroboter erlauben dem Chirurgen Eingriffe komplett ferngesteuert von einer Konsole durchzuführen. Diese verfügen meist über mehrere Arme für Instrumente und Optik. Sie werden vor allem in der Laparoskopie und der Neurochirurgie eingesetzt. An die im Folgenden vorgestellten Robotersysteme kann ein Endoskop angebracht und somit auch eine aktive Endoskopführung ermöglicht werden. Das hier Beschriebene stellt nur eine kleine Auswahl an Systemen dar. Eine breite Übersicht ist in (Pott *et al.*, 2005; Pott *et al.*, 2002) enthalten.

DaVinci. Eines der bekanntesten und am weitesten verbreiteten Systeme ist der daVinci Operationsroboter (Shennib *et al.*, 1998; Guthart *et al.*, 2000) der Firma Intuitive Surgical (Sunnyvale, CA, USA). Dieser wurde bereits 1998 von der Arzneimittelzulassungsbehörde der USA (Food and Drug Administration, FDA) für den medizinischen Einsatz zugelassen. Ursprünglich für die Thoraxchirurgie entwickelt, wird er heute schwerpunktmäßig in der Urologie bei der Prostatektomie eingesetzt. Er besteht je nach Konfiguration aus drei oder vier robotischen Armen. Zwei oder drei Arme werden zur Manipulation der Instrumente verwendet, ein Arm dient der Endoskopführung. Jeder der robotischen Arme besitzt sieben Freiheitsgrade. Der Chirurg steuert daVinci über eine Bedienkonsole durch das Bewegen von Master-Bedienelementen. Über ein Visualisierungssystem mit einem hochauflösenden 3D Endoskop bekommt der Chirurg 3D-Bilder in die Bedienkonsole eingespielt (McLeod *et al.*, 2005; Intuitive Surgical, 2008). In der Literatur wird auch von Eingriffen in der Otolaryngologie und von den dabei auftretenden Problemen berichtet (Hockstein *et al.*, 2006; McLeod *et al.*, 2005; Desai *et al.*, 2008; Strauß *et al.*, 2005b).

ZEUS. Ein weiterer Operationsroboter mit aktiver Endoskopführung war ZEUS, der von der Firma ComputerMotion (Santa Barbara, CA, USA) entwickelt wurde. Der Roboter bestand aus drei Armen, einer der Arme war dabei das AESOP Endoskopführungssystem. Gesteuert wurde ZEUS vom Chirurgen über eine Bedienkonsole (Zhou *et al.*, 2006). Die Firma ComputerMotion wurde von Intuitive Surgical aufgekauft, der Roboter wird nicht mehr vertrieben.

ARTEMIS (Advanced Robot and Telem manipulator System for Minimal Invasive Surgery) war ein Projekt des Forschungszentrums Karlsruhe (Karlsruhe, Deutschland) (Rininsland, 1999). Das ARTEMIS Telem manipulatorsystem besteht aus dem Instrumentenführungssystem TISKA (Buess *et al.*, 2000) und dem Endoskopführungssystem ROBOX. Von ROBOX gibt es eine mechanische (ROBOX-M) und eine weiterentwickelte automatisierte Version mit vier Freiheitsgraden (ROBOX-A). ROBOX wird am OP-Tisch befestigt und entweder per Sprachsteuerung, Rollkugel/Maus, Fußpedal oder Instrumenten-Tracking gesteuert (Schurr *et al.*, 2000). Das System ist sehr groß und verfügt über sechs Freiheitsgrade.

3.4 Defizite am Stand der Technik

Im Folgenden werden zunächst die Nachteile der konventionellen sowie der assistierten Operationstechnik in der funktionellen endoskopischen Nasennebenhöhlenchirurgie mit Hinblick auf das Halten und Führen des Endoskops dargestellt. Im Anschluss daran werden die Probleme bisheriger technischer Lösungen und Systeme betrachtet. Aus den identifizierten Defiziten leiten sich dann in den folgenden Kapiteln die Ansätze des in dieser Arbeit vorgestellten neuartigen Systems zur Endoskopführung ab.

Defizite der Endoskopführung bei der konventionellen Operationstechnik. Bei der konventionellen Operationstechnik erfolgt das Halten und Führen des Endoskops durch den Chi-

rugen selbst. Einhändiges Arbeiten wird durch die Chirurgen als nachteilig empfunden (Strauß *et al.*, 2007; Weber, 2009a). Hierbei ergeben sich folgende Nachteile:

- *Bildunruhe*: Hält und führt der Chirurg während des operativen Eingriffs das Endoskop selbst, so unterliegt auch seine Hand den menschlichen Limitationen aufgrund von Tremor. Dieser Effekt wird durch die entstehende Ermüdung verstärkt. Hinzu kommt, dass durch den begrenzten Zugang des Situs die Fähigkeiten durch den begrenzten Zugang zum Situs noch weiter beschnitten werden (Hager *et al.* 2008). Durch die einhändige Arbeitsweise muss die Endoskop führende Hand stabil und ruhig gehalten werden, während mit der anderen Hand hochpräzise Instrumente gehalten, geführt und gewechselt werden müssen. Durch die vergrößerte Darstellung des Situs auf einem Monitor macht sich die Bildunruhe zusätzlich störend bemerkbar.
- *Häufige Instrumentenwechsel*: Prinzipbedingt ergeben sich bei der manuellen Endoskopführung durch den Chirurgen und der damit erzwungenen einhändigen Instrumentenmanipulation häufige Instrumentenwechsel. Diese ergeben eine Verlängerung der Operationsdauer um durchschnittlich mehr als 15% (Strauß *et al.*, 2007).
- *Häufige Verschmutzung der Endoskopoptik*: Aus den häufigen Instrumentenwechsel kommt es zwangsläufig vor allem im Fortgang der Operation zu häufigen Gewebekontakten zwischen Nasenschleimhaut und Endoskopoptik, wodurch diese oft gesäubert werden muss (Messerklinger, 1978; Oeken *und* Hohrein, 2009). Sekret oder Blut am distalen Ende der Optik schränkt die Sichtbarkeit auf Situs und aktive Instrumente teilweise oder völlig ein.
- *Unergonomische Körperhaltung des Chirurgen*: Um Kollisionen zwischen Endoskop und den Instrumenten zu vermeiden, muss der Chirurg in einer leicht vornübergebeugten Haltung mit einer häufig maximalen Reklination der Hand die Kamera mit Optik halten. Zusätzlich ist die Trajektorie des Endoskops leicht aus der stabilen Lage zu bringen, denn neben den rotatorischen Bewegungen im Pivotpunkt am Naseneingang muss die Spitze stabil positioniert werden (Strauß *et al.*, 2007).

Defizite der alternativen Endoskopführung durch humane Assistenz. Um dem Chirurgen ein beidhändiges Operieren mit Instrumenten zu ermöglichen, können die Halte- und Führungsaufgaben des Endoskops auch an einen Assistenten übergeben werden. Hierzu muss eine zusätzliche Arbeitskraft am Operationstisch zur Verfügung gestellt werden. Es lassen sich folgende Defizite feststellen:

- *Monotone Arbeit und Ermüdung*. Bei der Endoskopführung durch einen Assistenten besteht die Problematik der Ermüdung durch die monotone Halteaufgabe. Der Assistent konzentriert sich auf das Endoskopbild auf dem Monitor, während er beid- oder einhändig das Endoskop mit Kamera den aktiven Instrumenten des Chirurgen nachführt. Zusätzlich macht sich der Effekt der Bildunruhe störend bemerkbar.
- *Unzufriedenstellende Endoskophandhabung*: Intraoperativ kann es zu Schwierigkeiten bei der Umsetzung bei der vom Chirurg gewünschten Kameraposition- und Nachführung kommen. Kommunikationsprobleme bergen Konfliktpotential und führen zu Stress aller Beteiligten. Des Weiteren sind das intraoperative Einstellen des Zoomfaktors, die Bildausrichtung sowie das ruhige Halten zur Bildstabilisierung nicht zu unterschätzende Herausforderungen (Federspil, 2007).

Defizite von Haltesystemen zur Endoskopfixierung. Haltesysteme in Form von fixierbaren Gelenkketten können dem Chirurgen die Haltearbeit des Endoskops abnehmen. In Ausnahmesituationen werden diese in der FESS eingesetzt, jedoch haben diese die Probleme gegenüber der standardisierten Operationstechnik nicht zufriedenstellend beheben können:

- *Keine Endoskopnachführung:* Rein mechanische Haltearme erschweren intraoperativ dem Chirurgen das präzise Nachführen sowie das Neuausrichten der Endoskopoptik, da hierzu der Gelenkarm gelöst, justiert und abschließend wieder arretiert werden muss. Hierzu sind beide Hände nötig, denn während mit der einen Hand der gelöste Haltearm zu sichern ist, muss mit der anderen Hand die Feststellschraube angezogen werden. Piezo- oder pneumatische Systeme ermöglichen zwar ein einhändiges Lösen und Schließen, jedoch sind diese Systeme sehr groß, schwer und damit unhandlich.
- *Eingeschränkte Positioniergenauigkeit:* Es ist nahezu unmöglich, einen gelenkigen Arm in einer definierten Stellung verlässlich zu arretieren. Durch die Nachgiebigkeit der kinematischen Kette und der begrenzten Gesamtsteifigkeit geschieht es häufig, dass nach dem Loslassen die Istposition der Optik auf den Situs mit der Sollposition nicht mehr übereinstimmt. Dies führt meist zu einem erneuten Ausrichten. Der Chirurg muss hierbei das Absacken der Optik durch ein Vorhalten vor der Arretierung des Gelenkarmes abschätzen und hoffen, dass die Endoskopoptik anschließend an der gewünschten Position gehalten wird. Dieses Problem betrifft alle Haltearme.

Endoskopausricht- und Führungssysteme. Derzeit gibt es kein klinisch einsetzbares Endoskopführungssystem für die endo- und transnasale Sinuschirurgie. Bekannte kommerzielle Systeme oder Forschungsgeräte zur Endoskopführung aus anderen medizinischen Fachgebieten können für die HNO-Chirurgie nicht ohne weiteres adaptiert und sinnvoll eingesetzt werden (Gourin u. Terris 2004). Sie genügen meist nicht den Anforderungen hinsichtlich kleiner Baugröße, geringem Gewicht, minimalem Raumbedarf, adäquater Geschwindigkeiten der Bewegung, kurze OP-Setup-Zeiten, minimaler Kraftentfaltung und angepasstem Arbeitsraum. Ansätze bei denen die Endoskopführung mittels eines Industrieroboters erfolgen soll, sind hinsichtlich der Klinikauglichkeit des Bedien- und Sterilisationskonzeptes seit langem überholt. Diese Roboter sind kaum in den OP integrierbar, setzen ein hohes technisches Verständnis voraus und sind kompliziert zu bedienen. Eine klinische Validierung von Assistenzsystemen zur intraoperativen Endoskopführung für die FESS ist demnach noch nicht erfolgt. Bisherige Entwicklungen weisen folgende Nachteile auf:

- *Raumfordernde Systeme:* Kommerzielle Endoskopführungssysteme aus der Laparoskopie wie AESOP, Endoassist, Lapman und Soloassist waren bzw. sind alleine durch ihre äußeren Abmessungen für die HNO-Chirurgie nicht einsetzbar. Endoassist und AESOP konnten sich in der Laparoskopie nicht etablieren und sind nicht mehr verfügbar (Lüth und Strauß, 2010). Gleiches gilt für Forschungssysteme wie LARS, Naviot, FIPS Endoarm, Tonatiuh, Felix und MIRO, die durch ihre Größe nicht verwendbar sind. Das Operationsgebiet am menschlichen Kopf ist räumlich sehr begrenzt, wodurch alleine der Arbeitsplatz für den Chirurgen und Assistenten stark eingeschränkt ist. Raumfordernde Systeme mit einer Höhenausdehnung von über 200cm und einer Basisfläche von einem knappen Quadratmeter sind für die HNO-Chirurgie nicht ansatzweise praktikabel.
- *Zu hohes Systemgewicht:* Geräte auf Basis serieller Kinematiken führen zwangsläufig zu einem hohen Systemgewicht. Oft kommt es zu einem Verhältnis von 20:1 oder schlechter; das bedeutet, dass der Roboter um eine Traglast von 1kg stabil halten zu

können mindestens das zwanzigfache Eigengewicht aufweist. Eine Ausnahme stellt hier nur der Leichtbauroboter der DLR dar (Verhältnis 10:3). Geräte wie AESOP (63kg mit Rollwaagen, 18kg Roboterarm), Lapman (50kg) oder Soloassist (18kg) sind für den täglichen Einsatz in der HNO-Chirurgie, um eine 350g schwere Endoskopkamera mit Optik zu halten und zu führen, überdimensioniert und nicht einsetzbar.

- *Kein angepasster Arbeitsraum.* Endoskopführungssysteme für die Laparoskopie wurden gemäß den dortigen Anforderungen entwickelt und weisen für den intranasalen Einsatz am Kopf einen zu großen Arbeitsraum auf, wodurch das Verletzungsrisiko für den Patienten stark erhöht wird. So kann das Endoskop oft bis 90° in beiden Richtungen geschwenkt und geneigt oder um bis zu 200mm linear verfahren werden. Der Trokar in der Bauchdecke wird oft als passives zusätzliches Gelenk verwendet, was für die menschliche Nase nicht praktikabel ist. Zudem sinkt durch den großen Bewegungsraum prinzipbedingt die Auflösung der möglichen Positionen in einem kleinen Arbeitsraum wie der Nase. Soloassist konnte nicht ohne weiteres in der HNO-Chirurgie eingesetzt werden (Kristin *et al.*, 2009b).
- *Komplexer System-Setup.* Systeme für die Laparoskopie müssen exakt zu dem invarianten Punkt an der Durchtrittsstelle des Trokars ausgerichtet werden (Endoassist, Lapman, Soloassist, Freehand). Hierzu sind in die Systeme passive Ausrichthilfen integriert, jedoch erfordert dies Übung. Die völlige Funktionsweise kann nur erreicht werden, wenn das Führungssystem exakt positioniert wurde, was den präoperativen Setup erschwert und viel Zeit kostet. Ein intraoperativer Wechsel von assistierter zu manueller Technik ist demnach nicht sofort möglich.
- *Mangelhafte Zugänglichkeit und Sicht auf das Operationsgebiet.* Kleinere Systeme wie ViKY (LER), Freehand oder P-Arm (SMART) beeinträchtigen durch ihr Design die Zugänglichkeit zum Situs, verhindern den Blick für den Chirurgen auf das Operationsgebiet und behindern die Einflugschneise für die handgeführten chirurgischen Instrumente.
- *Keine klinische Validierung.* Gegenwärtig sind kaum Systeme vorhanden, die einen Vergleich von robotisch assistierter und manueller Endoskopführung für die FESS zulassen. Geräte aus der Forschung liegen oft nur als Laboraufbauten oder Funktionsmustern (CoBRASurge) vor. Andere wiederum lassen den Einsatz von konventionellen Endoskopen nicht zu (KaLAR, COVER). Oft konnten Geräte nicht in dem realen klinischen Umfeld durch die Nichterfüllung geforderter Standards evaluiert und validiert werden. Bisher konnte demnach nicht geklärt werden, ob ein Assistenzsystem für die Endoskopführung in der HNO-Chirurgie im Gegensatz zur konventionellen Technik vorteilhaft ist.

4. Ein System zur Endoskopführung in der HNO-Chirurgie

Im Folgenden werden die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Ansätze zur Realisierung eines Systems zur Endoskopführung in der HNO-Chirurgie vorgestellt. Durch das System soll dem Chirurgen das beidhändige Operieren mit Instrumenten ermöglicht werden. Das Gesamtsystem und seine Teilsysteme sind in Abbildung 4.1 abgebildet.

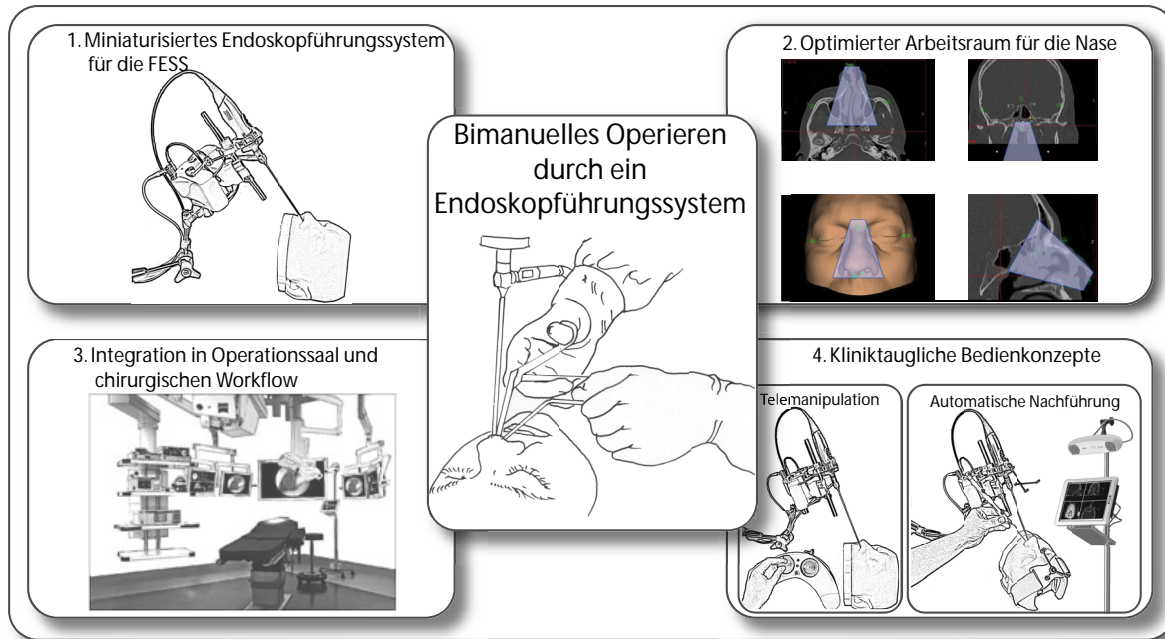


Abbildung 4.1: Aufbau des Gesamtsystems und seiner Teilsysteme.

4.1 Eigener Ansatz

Das in dieser Arbeit vorgeschlagene System zeichnet sich durch folgende neuartigen Eigenschaften aus:

- 1. Situsnahes miniaturisiertes Endoskopführungssystem für die FESS:** Im Gegensatz zu den meisten Führungssystemen aus anderen medizinischen Fachgebieten soll das Endoskopführungssystem situsnah positioniert werden. Durch den Einsatz einer Parallelkinematik kann ein hohes spezifisches Leistungsgewicht bei minimalem Gewicht und kompaktem Bauraum erreicht werden. Die freie Zugänglichkeit und Sichtbarkeit zum Situs ist durch die Gestalt einer leicht geöffneten menschlichen Hand gewährleistet, wodurch der Situs zugänglich und überblickbar bleibt. Es können gerade und gewinkelte Optiken sowie konventionelle oder HD-Endoskopkameras mit dem System verwendet werden. Durch eine Schnittstelle kann das Endoskop jederzeit aus dem Führungssystem entnommen werden. Ein Wechsel zur manuellen Endoskopführung ist permanent garantiert. Das Endoskopführungssystem wird über eine Kupplung an einer gelenkigen Halterung befestigt, wodurch zum einen eine schnelle De-/Montage zum anderen eine situsnahe Positionierung und Grobausrichtung bzgl. des Patienten ermöglicht wird.

- 2. Abdeckung des intranasalen Arbeitsraumes:** Der Arbeitsraum der Kinematik ist auf den menschlichen Nasenbereich optimiert und dient zur Feinpositionierung des Endoskops. Die Lage des Pivotpunktes kann durch diesen Aufbau frei gewählt und somit nahe an der Nasenöffnung des Patienten positioniert werden. Die Endoskopbewegung wird dadurch für den Chirurgen vorhersehbar und möglichst intuitiv nachgebildet. Kraft und Geschwindigkeit sind ausreichend, um ein steril verpacktes Endoskop mit Kamera halten und bewegen zu können, jedoch zu gering um Verletzungen zu verursachen. Kraft und Geschwindigkeit liegen unter derer von menschlichen Bewegungen. Die Steifigkeit des Nachführsystems ist begrenzt, um zusätzlich das Verletzungsrisiko herabzusetzen. Die Lagerung des Endoskops erfolgt am distalen Ende der Kamera, sodass es im Falle eines Gewebekontaktes zu einer Biegung der Optik kommen kann.
- 3. Integration in Operationssaal und den chirurgischen Workflow:** Zusammen mit unserem klinischen Partner der Uniklinik Leipzig kann das System unter realen Bedingungen im Operationsraum validiert werden. Es lässt sich einfach in den klinischen Ablauf integrieren und ist gekennzeichnet durch eine geringe Setup-Zeit im OP, eine geringe Komplexität und praktikablem Sterilisationskonzept. Das System ist durch die Verwendung von moderner Mikrocontroller-Technologie nach dem Einschalten sofort einsatzbereit. Durch die gewählten Ansätze wird die Integration des Systems in die gewohnten Arbeitsabläufe des Chirurgen erleichtert. Die Arbeitsabläufe verändern sich nur minimal. Die Handhabung der Instrumente kann nun beidhändig erfolgen. Die monotone Haltearbeit wird nun durch das System übernommen, der Chirurg kann eine ihm bequemere Körperhaltung einnehmen. Die Instrumente bleiben für den Chirurgen unverändert. Gegenüber der manuellen Endoskopführung wird die Bildruhe erhöht und die Anzahl der Instrumentenwechsel prinzipbedingt reduziert. Durch eine Reduktion der Gewebekontakte wird die Häufigkeit der Endoskopreinigung herabgesetzt.
- 4. Kliniktaugliche Bedienkonzepte:** Das Endoskopführungssystem verfügt über zwei Bedienkonzepte, wodurch der Chirurg die Endoskopausrichtung seinen Bedürfnissen adäquat anpassen kann. Einerseits kann es als Telemanipulator über eine Steuerkonsole, andererseits aber auch in Kombination mit einem medizinischen Navigationssystem nach Freigabe automatisch betrieben werden.

Das erste Bedienkonzept ermöglicht den Betrieb des Endoskopführungssystems als Telemanipulator. Eine Steuerkonsole mit zwei Joysticks erlaubt es, vier Freiheitsgrade zu bedienen. Diese wird am Operationstisch befestigt, mit dem Nachführsystem verbunden, steril abgedeckt und vom Chirurgen bedient, falls das Endoskop fein positioniert werden soll.

Das zweite Bedienkonzept ermöglicht durch die Anbindung des Nachführsystems an ein medizinisches Navigationssystem eine automatisierte Endoskopführung und macht eine Interaktion mit dem Nachführsystem mittels zusätzlicher Eingabegeräte überflüssig. Das System kann über eine Schnittstelle an ein Navigationssystem angeschlossen werden und dann automatisch einem definierten Instrument folgen, solange sich dieses im Arbeitsbereich der Kinematik befindet. Das Navigationssystem vermisst die Position und Orientierung von navigiertem Endoskop, Patient und aktuellem navigiertem aktiven Instrument. Ist die Ausrichtung der Optik nicht ideal, erfolgt eine Nachführung, wenn der Chirurg die Funktionalität mit dem Fußpedal aktiviert.

4.2 Abgrenzung

Die im Folgenden beschriebenen Bestandteile des Systems sind nicht im Rahmen dieser Arbeit entwickelt worden:

- **Endoskopische Bildgebung für die HNO-Chirurgie:** Intraoperativ werden in der FESS Endoskope mit Kameras standardmäßig eingesetzt. Größtenteils werden hierzu starre 4mm Endoskope mit 0°-Optiken verwendet. Kurzzeitig können auch Winkeloptiken Verwendung finden. Die sterile Endoskopoptik ist seitlich mit dem Lichtleiterkabel und darüber mit einer Kaltlichtquelle verbunden. Auf dem Okular wird eine Endoskopkamera aufgesetzt. Das Videosignal wird über eine Datenleitung an die Kameraeinheit und von dort zu einem Monitor weitergeleitet. Kaltlichtquelle, Kameraeinheit und Monitor befinden sich in der Regel auf einem mobilen Gerätekart. Zusätzlich kann das Endoskopbild auf die im Operationssaal integrierten Monitore übertragen werden. Alle Komponenten sind seit Jahrzehnten in den Kliniken fest etabliert und werden von zahlreichen Medizintechnikunternehmen vertrieben. Es wurden folgende Komponenten des Weltmarktführers der Endoskopie, der Firma Karl Storz (Tuttligen, Deutschland) in das System übernommen: Endoskopkamera *Image1* bzw. *Image1HD* inklusive *4mm 0°-HopkinsII-Stablinsenoptik* mit Lichtleiter, Kaltlichtquelle *Xenon Nova 175* und Kameraeinheit *SCB Image1*. Der Monitor stammt von der Firma NDS (National Display Systems, San Jose, CA, USA).
- **Operationstisch und Haltearm:** Operationstische aller Hersteller verfügen über ein seitlich angebrachtes Schienensystem zur Befestigung von so genannten Kloben. Durch diese Kloben ist es möglich, zusätzliches Equipment am Tisch anzubringen, wie beispielsweise Gelenkarme zur statischen Fixierung von Instrumenten. Die Kloben verfügen einerseits über eine mechanische Schnittstelle zum Schienensystem, andererseits über eine Schnittstelle zur Befestigung von Haltestangen oder ähnlichem. Über ein Gewinde und Hebel kann der Kloben am Operationstisch arretiert werden. Im Rahmen dieser Arbeit fanden Kloben der Fa. Maquet (Rastatt, Deutschland), zur Fixierung des Gelenkarms mit Säule sowie der Bedienkonsole Verwendung. Bei dem Gelenkarm *G31* und der Säule *V60* handelt es sich um Komponenten der Firma Baitella (Zürich, Schweiz).
- **Medizinisches Navigationssystem für die FESS:** Die im Rahmen des vorgestellten Konzepts verwendeten Geräte für eine navigationsunterstützte FESS sind teilweise bereits Stand der Technik und können kommerziell erworben werden. Navigationssysteme bestehen meist aus einem optischen Messsystem, einem Steuerrechner mit Display sowie navigierten Instrumenten. Das optische Messsystem *Polaris Vicra* (NDI, Toronto, Kanada) arbeitet passiv auf Infrarotlichtbasis. Mit einer Frequenz von 20Hz werden Lichtblitze ausgesendet, welche durch die optische Trackergeometrie der navigierten Instrumente zur Kamera reflektiert werden. Durch die bekannten geometrischen Verhältnisse der optischen Tracker kann die Position und Orientierung relativ zu der Navigationskamera angegeben werden. Zu Beginn der Navigation werden dem Messsystem die geometrischen Daten der eingesetzten Tracker übergeben.
- **Navigierte Instrumente und optische Messkörper für Patient, Endoskop und chirurgische Instrumente.** Für die reine Navigation wird intraoperativ ein Zeigeinstrument (Probe) eingesetzt, mit welchem anatomische Strukturen angetastet und in den CT-Daten identifiziert werden können. Dieses verfügt über eine lange metallische Spitze, einen Handgriff mit darauf befestigten Reflektoren. Konventionelle chirurgi-

sche Instrumente wie Sauger, Shaver und Endoskop können ebenfalls durch das Befestigen von optischen Messkörpern navigiert werden. Um die navigierten Instrumente bzgl. des Patientenmodells anzeigen zu können muss ebenfalls am Patienten über ein Stirnband ein weiterer Tracker befestigt werden. Die Probe verfügt über drei 10mm Glaskugeln, die in einer Ebene angeordnet sind, wobei die dritte Kugel zu den anderen beiden Kugeln etwas erhöht angebracht ist. Der Patiententracker verfügt ebenfalls über drei 10mm Glaskugeln, die in einer definierten Sternform angebracht sind. Die Tracker für Sauger und Shaver sind schlanker gestaltet und haben jeweils drei 5mm Glaskugeln. Der Endoskoptracker hat als einziger vier 5mm Glasreflektoren. Die Tracker sind aus Titan gefertigt und so konzipiert, so dass Instrumente eindeutig erkannt werden können. Durch die so genannte Landmarken-basierte Patientenregistrierung wird ein mathematischer Bezug zwischen Lage des Patienten und den CT-Daten des Patienten hergestellt.

- **Navigiertes Endoskop:** Die Integration des navigierten Endoskops in die Navigationssoftware ermöglicht zum einen die Erfassung der Position und Ausrichtung der Endoskopkamera, zum anderen aber auch eine Augmentierung von endoskopischen Bilddaten in den CT-Schichtdaten. Hierzu muss das Endoskop über eine Registrierungsmulde am Patiententracker eingemessen werden. Die Videodaten werden von der Kameraeinheit an den Rechner der Navigationssystems weitergeleitet und dort mittels eines Frame-Grabbers eingelesen. In der Software ist es nun anstelle des 3D-Patientenmodells möglich, das Endoskopbild anzeigen zu lassen. Zusätzlich kann nun dem Chirurg das Endoskopbild auch direkt in den axialen, sagittalen und coronalen Schichtbildern eingeblendet werden. Hierdurch kann der Chirurg die sichtbare Endoskopaufnahme und die Position seiner Instrumente sowie die anatomische Situation am Situs auf Plausibilität überprüfen und die Orientierung erleichtert werden.

5. Konzept und Systementwurf

Im Folgenden werden die Komponenten des Systems und der einzelnen Teilsysteme beschrieben. Das System kann entsprechend des definierten Benutzungsablaufs in zwei Teilsysteme gegliedert werden. Die Unterteilung wird durch die Baumstruktur in Abbildung 5.1 verdeutlicht.

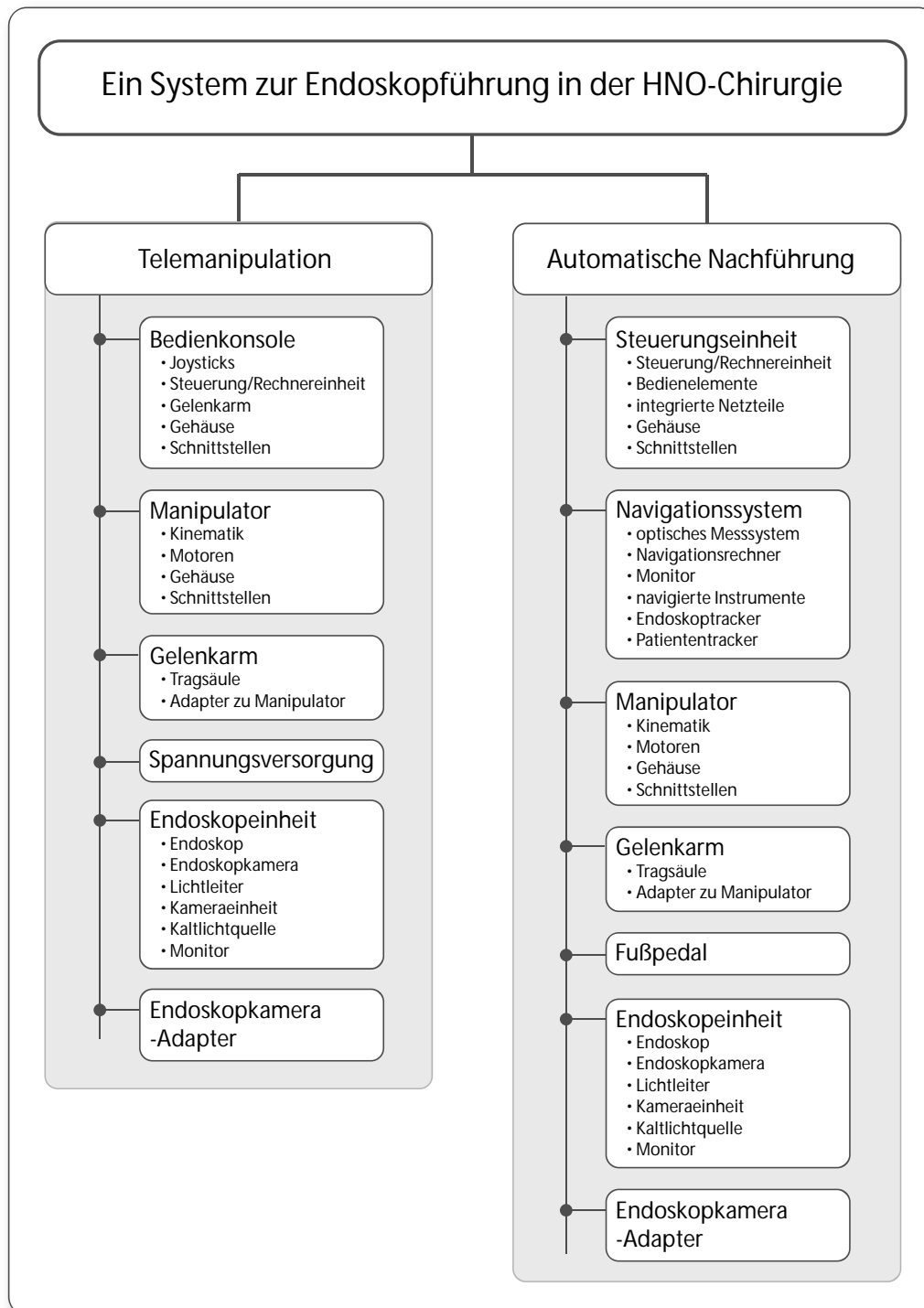


Abbildung 5.1: Komponenten des Gesamtsystems und seiner Teilsysteme, unterteilt nach Art der Konfiguration.

Im Folgenden werden der Benutzungsablauf und die einzelnen Komponenten der Teilsysteme vorgestellt.

5.1 Manipulator-assistierte Endoskopführung während der FESS

Dieses Kapitel gliedert sich in drei Teile. Im ersten Abschnitt wird der Benutzungsablauf einer Manipulator-assistierten Endoskopführung vorgestellt. Hierbei wird auf die Telemanipulation des Endoskops sowie auf die automatische Nachführung eingegangen. Im darauf folgenden Abschnitt wird die Lösungsstruktur des Gesamtsystems mit den Teilkomponenten vorgestellt. Abschließend werden die dynamischen Zusammenhänge zwischen den einzelnen Teilsystemen dargelegt.

5.1.1 Benutzungsablauf

Der Benutzungsablauf untergliedert sich grob in eine prä-, intra- und postoperative Phase (siehe Abbildung 5.2). Präoperativ werden die Systemkomponenten am Operationstisch befestigt, zum Operationstisch geschwenkt und anschließend steril abgedeckt. Soll die Steuerung des Endoskops mittels Telemanipulation über die Bedienkonsole erfolgen, so wird diese am Operationstisch befestigt.

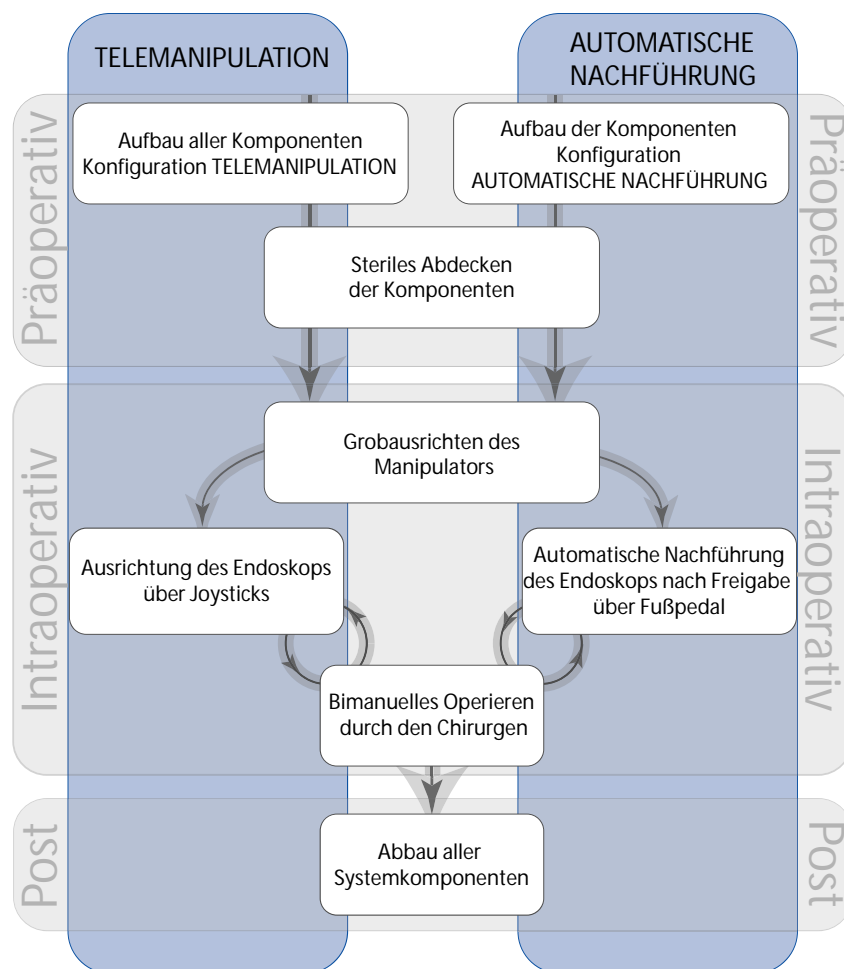


Abbildung 5.2: Geplanter Benutzungsablauf: Intraoperativ erfolgt der chirurgische Eingriff bimanuell, während die Endoskopführung von dem Assistenzsystem übernommen wird. Je nach Bedarf kann die Steuerung mittels Telemanipulation über eine Bedienkonsole mit Joysticks oder in Kombination mit einem Navigationssystem nach Freigabe über ein Fußpedal automatisch erfolgen.

Für eine automatische Nachführung während eines navigierten Eingriffs wird unterhalb des Operationstisches das Fußpedal zur Freigabe der Nachführung positioniert. Das Navigationssystem wird wie gewohnt aufgebaut und die Referenztracker an den Komponenten (Instrumente, Patient und Endoskop) angebracht. Intraoperativ wird dann das Endoskopmanipulatorsystem (EMS) bzgl. der Nase des Patienten grob ausgerichtet. Anschließend kann dann die motorisierte Präzisionsausrichtung des Endoskops erfolgen, sodass der Situs optimal eingestellt ist und der Chirurg beide aktiven Instrumente am Monitor sehen kann. Die Operation wird im Gegensatz zur konventionellen Technik beidhändig durchgeführt. Postoperativ wird das EMS abgebaut.

Präoperatives Aufbauen des EMS

Zu Beginn des operativen Eingriffs müssen die Systemkomponenten montiert und ein steriles Umfeld erzeugt werden. In Abhängigkeit der Steuerungskonfiguration unterscheiden sich hierbei die Arbeitsschritte. Der Operationssetup ist hierzu in Abbildung 5.3 dargestellt.

- **Montage des Manipulators am Operationstisch:** Der Manipulator mit Gelenkarm wird zunächst am Schienensystem des Operationstisches mittels Maquetkloben befestigt. Um die Integration in den chirurgischen Workflow optimal zu gestalten, bietet es sich an, den Manipulator auf der linken Patientenseite in Höhe des Ohres, 10cm überhalb des Gesichtes zu positionieren.
- **Montage Endoskopkameraadapter:** An der Endoskopkamera wird ein Adapter befestigt. Dieser dient zum einen zur Befestigung von Kamera mit Optik an dem Manipulator sowie zur Befestigung des Endoskoptrackers für den navigierten Einsatz.
- **Aufbauen der Steuerung:** Je nach Konfiguration sind zwei Bedienszenarien möglich, die sich etwas im Aufbau unterscheiden (siehe Abbildung 5.3). Zum einen kann der Manipulator über die Bedienkonsole als Telemanipulator betrieben werden, zum anderen kann das Endoskop auf das navigierte Zeigeinstrument (Probe) automatisch nach Freigabe über das Fußpedal über eine EMS-Steuerungseinheit und Navigationsdaten aus einem Navigationssystem ausgerichtet und nachgeführt werden.

Telemanipulation: Die Bedienkonsole kann beliebig nach individuellem Bedarf am Schienensystem des Operationstisches befestigt werden. Es bietet sich an, diese auf der rechten Patientenseite neben dem Chirurgen zu positionieren.

Automatische Nachführung: Erfolgt eine automatische Nachführung, so muss das Fußpedal zur Freigabe unterhalb des Operationstisches in der Nähe des Chirurgen positioniert werden. Das Navigationssystem muss dann wie bei allen navigierten Eingriffen an das Kopfende des Tisches geschoben werden. Der Arbeitsraum der Kamera muss auf den Kopf des Patienten ausgerichtet sein. Die EMS-Steuerungseinheit wird in den Endoskopieturm zu Endoskopkameraeinheit und Kaltlichtquelle gestellt. Am Endoskop und Patient wird jeweils ein Tracker befestigt.

- **Verkabelung:** Nach der Montage müssen die Systemkomponenten miteinander verkabelt und mit Spannung versorgt werden. Die Kabelführung darf das Ausrichten des EMS und des Endoskops später nicht blockieren.

- **Steriles Abdecken:** Am Operationstisch wird eine sterile Umgebung geschaffen. Hierbei muss das EMS und Bedienkonsole mit steriler Folie abgedeckt werden. Die Endoskopkamera wird ebenfalls mit einer sterilen Folie überzogen. Die sterile Optik wird auf die Kamera gesetzt. Dann erfolgen Scharfstellen und Weißabgleich der Endoskopkamera.
- **Einhängen der Endoskopkamera mit Optik am Manipulator:** Das Endoskop wird mit dem Endoskopkameraadapter an der Aufnahme am Manipulator eingehängt. Für die automatische Nachführung muss zusätzlich der Endoskoptracker an der Trackerbefestigung angeschraubt werden.

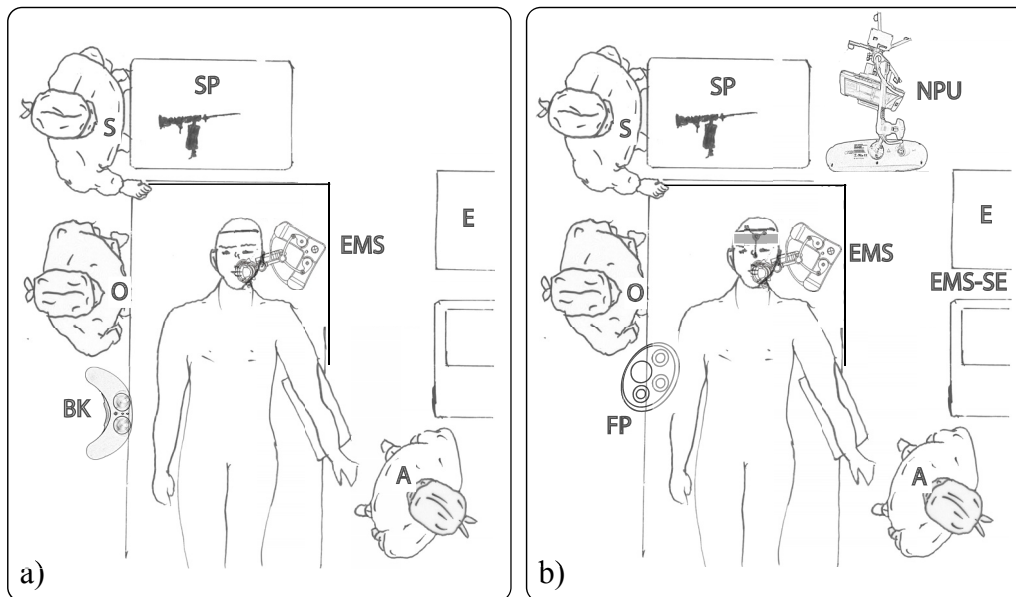


Abbildung 5.3: Operationssetup mit EMS-assistierter Endoskopführung: a) Setup für Telemanipulation über Bedienkonsole, b) Setup für automatische Endoskopführung. Legende: A= Anästhesist, O= Operateur, S= sterile Schwester, SP= Sauger, Spülung, weiteres Instrumentarium, E= Endoskopieturm und Basisinstrumentarium (Bipolare Koagulation), EMS= Endoskopmanipulatorsystem, EMS-SE= Steuerungseinheit EMS, BK= Bedienkonsole, FP= Fußpedal, NPU= Navigationssystem, (Navigation Panel Unit).

Grobausrichten des EMS

- **Grobausrichten.** Das EMS wird über den Gelenkarm zum Patienten bewegt, sodass die Endoskopspitze vor der Nasenöffnung zu liegen kommt. Das Endoskop sollte sich hierbei am oberen Anschlag der linearen Achse befinden. Die Einflugschneise für die Instrumente sowie der nötige Arbeitsraum zur Instrumentenmanipulation für den Chirurgen müssen hierbei berücksichtigt werden. Die Ausrichtung wird durch Festziehen der Feststellschraube gesichert.

Intraoperative Steuerung des Endoskops

- **Telemanipulation.** Intraoperativ kann die Steuerung des Endoskops durch den Chirurgen über eine Bedienkonsole erfolgen. Der Situs wird durch die Feinpositionierung der Endoskopposition mittels der Joysticks durch visuelle Rückkopplung am Monitor eingestellt. Die Bedienkonsole verfügt über zwei Joysticks, über die das Endoskop im Arbeitsbereich des EMS bewegt werden kann. Mittels des linken Joysticks kann das Endoskop um den Pivotpunkt am Naseneingang geschwenkt oder geneigt werden. Mit

dem rechten Joystick kann das Endoskop entsprechend einer Zoom-Funktion linear in die Nase hinein oder heraus gefahren werden, wodurch die Tiefeneinstellung erfolgt. Dann werden die chirurgischen Instrumente wie Taststab, Blakesley, Fasszange, Kürvette oder Sauger in die Nase eingeführt. Der Chirurg operiert nun bimanuell. Muss die Endoskopausrichtung im Verlaufe der Operation angepasst werden, so erfolgt eine Repositionierung der Endoskopspitze intraoperativ durch den Chirurgen.

- **Automatische Nachführung.** Bei navigierten FESS-Eingriffen besteht die Möglichkeit, das Endoskop automatisch auf die Spitze des Zeigeinstrumentes auszurichten. Der Chirurg kann durch Drücken des linken Fußpedals ein Schwenken oder Neigen des Endoskops erreichen, durch das Betätigen des rechten Pedals die Zoom-Funktion nutzen. Es können auch beide Funktionalitäten durch gleichzeitiges Betätigen der Pedale parallel genutzt werden. Die Instrumentenspitze soll immer im Sichtkegel des Endoskops verbleiben. Eine Nachführung erfolgt, wenn dieser Kegel verlassen wird. Befindet sich die Instrumentenspitze vor der Endoskopoptik und wird das linke Pedal betätigt, so wird der Abstand zwischen Optik und Instrumentenspitze ideal eingestellt. Befindet sich die Instrumentenspitze hinter der Optik, so wird das Endoskop solange aus der Nase heraus gefahren, bis die Instrumentenspitze wieder im Bild erscheint bzw. bis der obere Anschlagpunkt des Linearmoduls erreicht ist. Wie bei navigierten Eingriffen mit optischen Systemen üblich, muss eine freie Sichtachse zwischen Navigationskamera, Endoskop- und Instrumententracker bestehen. Die positions- und situationsgesteuerte Nachführung erfolgt nicht autonom, sondern nur nach Freigabe durch den Chirurgen. Das System führt das Endoskop mit kleinen langsamen Bewegungen und stoppt, wenn das Instrument wieder im Endoskopbild liegt. Ist der Chirurg mit der Bildausrichtung zufrieden, kann bimanuell mit Instrumenten operiert werden.
- **Reinigung.** Prinzipiell kann das Endoskop mit Kamera auf vier Weisen aus dem Situs zur Reinigung oder Optikwechsel entfernt werden. Entweder kann das Endoskop mit Kamera aus dem Manipulator genommen, der Manipulator mit Endoskop und Kamera aus dem Situs mittels des Gelenkarms geschwenkt, der Manipulator mit Endoskop und Kamera aus dem Adapter am Gelenkarm gelöst oder das Endoskop motorisiert aus dem Situs gefahren werden.

Bimanuelles Operieren

- **Bimanuelles Operieren.** Durch das EMS ist die assistierte bimanuelle Operationstechnik möglich. Der Chirurg kann mit beiden Händen Instrumente im Situs führen, während das Endoskop mit Kamera ruhig gehalten wird.

Abbau des Systems

- **Postoperativer Abbau.** Postoperativ wird das EMS wieder abgebaut. Zuerst wird das Endoskop aus der Nase gefahren und aus dem Kameraadapter entnommen. Der Manipulator wird vom Patienten weggeschwenkt und die neue Position gesichert (mittels Rändelschraube am Gelenkarm). Die sterile Folie wird entfernt. Anschließend werden alle Kabel abgezogen, nach dem Lösen des Rastbolzens die Antriebseinheit aus dem Schnellverschluss genommen. Der Gelenkarm (und die Bedienkonsole falls im Einsatz) wird durch Lösen des Maquetkloben vom Operationstisch entfernt und mit einer Desinfektionslösung wischdesinfiziert.

Der gesamte Operationsablauf für die prä-, intra-, und postoperative Phase ist in Abbildung 5.4 zusammenfassend dargestellt. Gemäß den beiden Bedienszenarien Telemanipulation oder automatische Nachführung ist hierbei eine phasenübergreifende Kaskade zu durchlaufen.

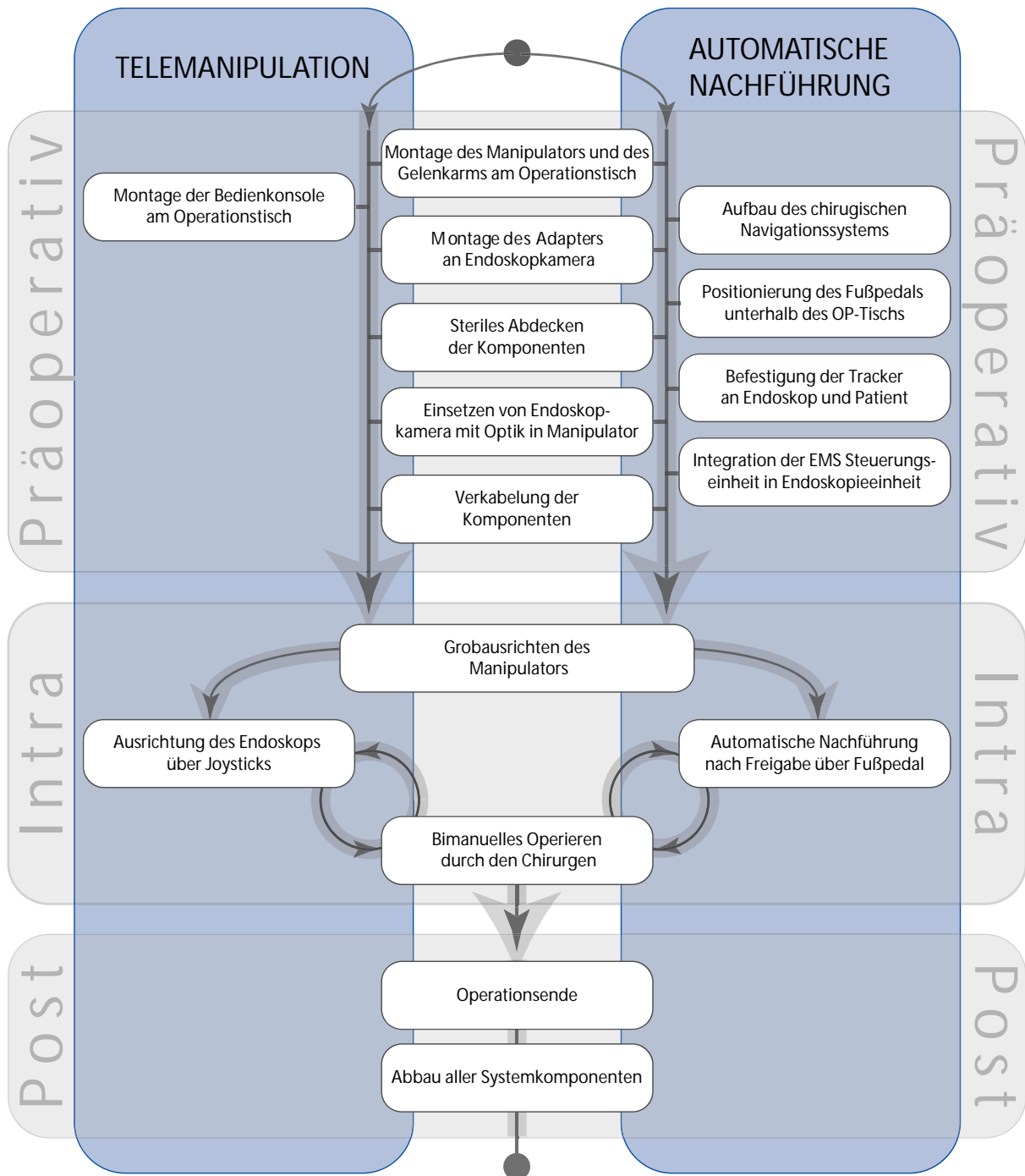


Abbildung 5.4: Darstellung des prä-, intra- und postoperativen Operationsablaufs für die Manipulator-assistierte Operationstechnik. Für die Systemkonfiguration „Telemanipulation“ wird die linke Kaskade durchlaufen. Präoperativ wird hierzu zusätzlich eine Bedienkonsole am Operationstisch montiert. Für das automatische Ausrichten des Endoskops werden die Systemkomponenten entsprechend der rechten Kaskade präoperativ aufgebaut.

5.1.2 Lösungsstruktur: Endoskopführung mittels Telemanipulation

Das System zur Endoskopführung in der Konfiguration als Telemanipulator besteht aus den folgenden Hauptkomponenten: einem Endoskopmanipulator und einer Bedienkonsole mit Steuerelektronik mit externer Spannungsversorgung. An dem Endoskopmanipulator ist die Endoskopkamera mit Optik über einen Adapter befestigt. Ein Gelenkarm an einer Haltestange ist am Operationstisch befestigt und über eine mechanische Schnittstelle mit dem Manipulator verbunden. Der Patient liegt auf dem Operationstisch. Die Endoskopeinheit ist auf einem Gerätekart untergebracht. Diese besteht aus einem Monitor, einer Kaltlichtquelle mit Lichtleiterkabel und einer Kameraeinheit. Die einzelnen Komponenten sind in Abbildung 5.5 abgebildet. Im Folgenden wird auf die einzelnen Systemkomponenten detailliert eingegangen.

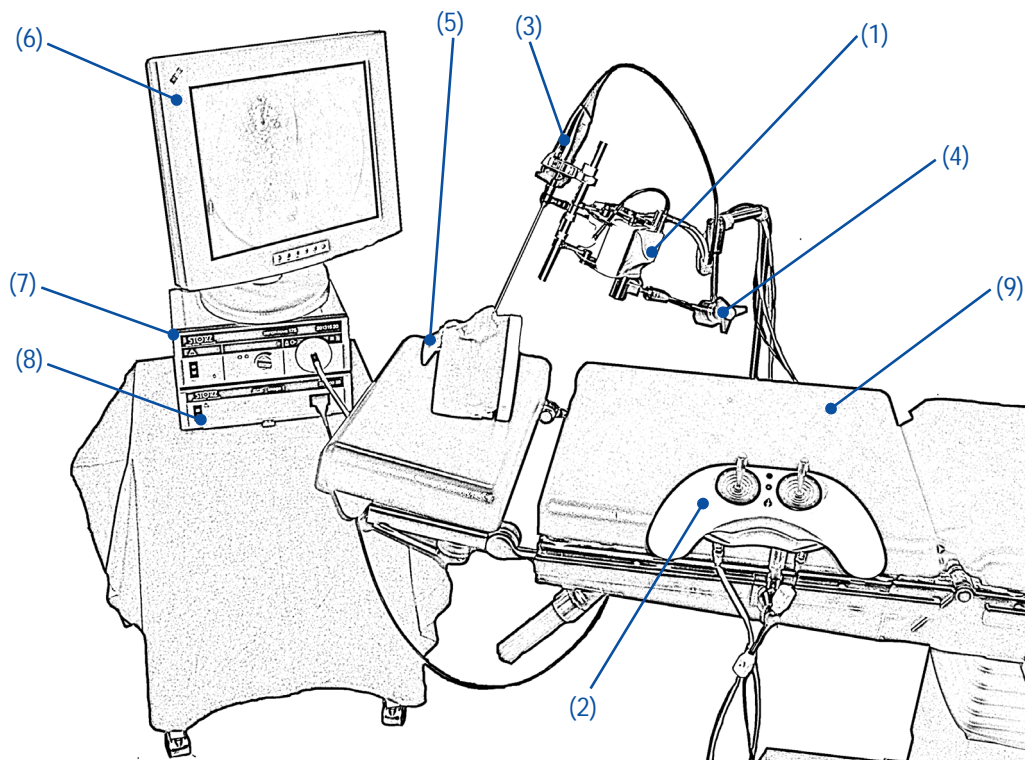


Abbildung 5.5: Komponenten des Gesamtsystems zur Endoskopführung in der Konfiguration Telemanipulation. Die Hauptbestandteile sind: Endoskopmanipulator (1), Bedienkonsole (2) mit Steuerelektronik und externer Spannungsversorgung, Endoskopkamera mit Adapter und Optik (3), Gelenkarm mit Haltestange (4), Patient (5), Endoskopeinheit auf Gerätekart mit Monitor (6), Kaltlichtquelle mit Lichtleiterkabel (7) und Kameraeinheit (8). Situsnahe Positionierung der Komponenten am Operationstisch (9).

Endoskopmanipulator. Der Manipulator besteht aus einem Gehäuse mit Motoren und Signalleuchte, einer Fünfgelenk-Kinematik mit zwei kardanischen Führungsarmen, einer Schnittstelle zur Signal- und Stromversorgung, einer mechanische Schnittstelle zur Montage des Manipulators am Gelenkarm sowie einem Linearmodul mit Schnittstelle zum Endoskopkameraadapter.

In dem Gehäuse sind vier Motoren untergebracht, deren Drehmoment die beiden Fünfgelenke und dadurch über die Führungsarme das Linearmodul und somit die Endoskopkamera mit Optik bewegen. An jeder Abgangswelle der Motoren sind kurze Hebel des Fünfgelenks befestigt. Jeweils zwei kurze Hebel sind mit zwei langen Hebeln in einem Koppelglied miteinander drehbar verbunden. Die Koppelglieder verfügen über eine Öffnung, in die ein kardana-

nisch gelagerter Führungsarm eingesteckt und befestigt werden kann. Somit kann jeweils ein Führungsarm in einer Ebene verschoben werden (2 DOF). Die Führungsarme halten und bewegen das Linearmodul, welches ebenfalls einen Motor mit Gehäuse in sich trägt. Über eine Zahnstange wird bei der Motorbewegung die Kameraaufnahme hoch und runter gefahren. Der Längenausgleich wird durch die Verschiebbarkeit des Linearmoduls im unteren Führungsarm gewährleistet. Über eine elektrische Schnittstelle erfolgen die Spannungs- und Signalversorgung sowie die Ankopplung an die Bedienkonsole. Der Manipulator verfügt über eine mechanische Schnittstelle zum Gelenkarm in Form einer Achse. Mittels dieser Achse wird der Manipulator über eine Passverbindung an der Aufnahme des Gelenkarms befestigt und mittels eines Rastbolzens gesichert. Eine LED zeigt den Betriebszustand an.

Die mathematische Beziehung zwischen der *Pose* des Endoskops und den hierzu notwendigen Stellwinkeln der Motoren ist in der inversen Kinematik hinterlegt. Die *Pose* des Endoskops in der Kinematik ist über die Position des Pivotpunkts $P(x,y,z)$ und über den Polarwinkel (α) und den Azimutwinkel (β) definiert. Der Rotationswinkel um die Endoskoplängsachse ist durch die feste Einspannung für das Modell der inversen Kinematik nicht relevant.

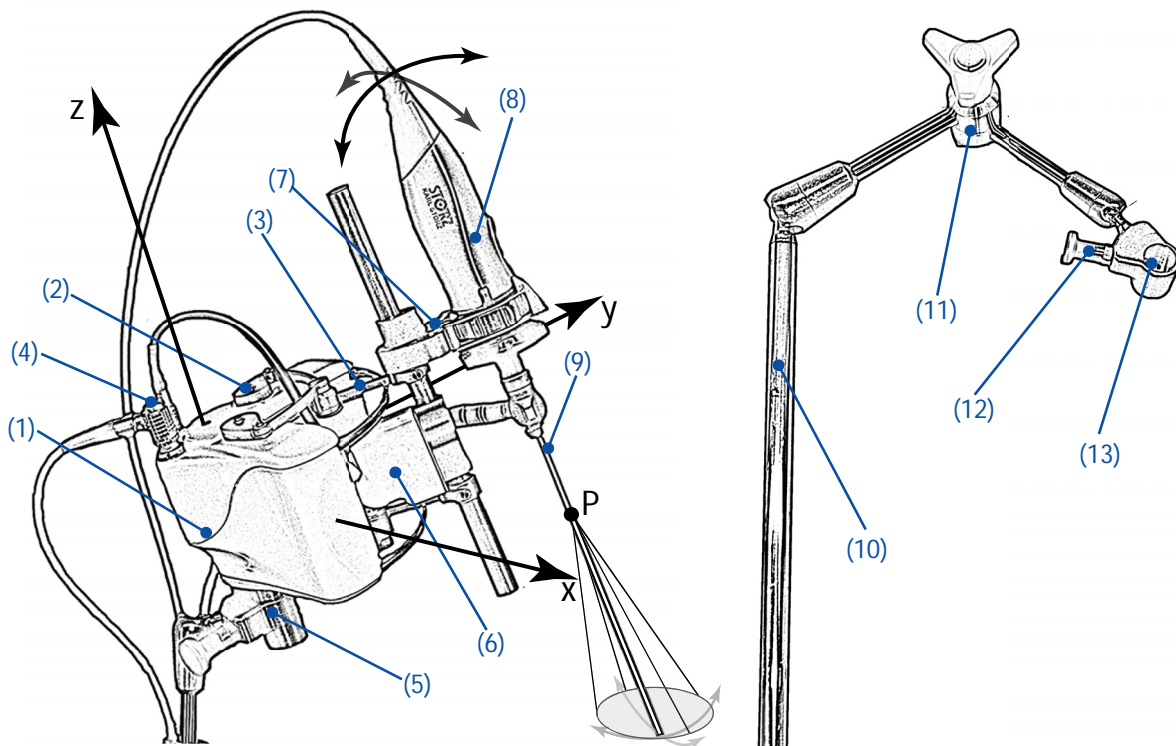


Abbildung 5.6: Der Manipulator besteht aus einem Gehäuse mit Motoren (1), zwei Fünfgelenken (2), die parallel zueinander angeordnet sind, kardanisch gelagerte Führungsarme (3), eine Schnittstelle zur Spannungs- und Signalversorgung (4), sowie eine mechanische Schnittstelle zur Ankopplung an den Gelenkarm (5), einem Linearmodul (6) mit Kameraaufnahme (7) der Endoskopkamera (8) mit Optik (9). Der Gelenkarm ist an einer Haltestange (10) zur Montage am Operationstisch befestigt. Der Gelenkarm wird über die Feststellschraube (11) in seiner Position arretiert. Der Manipulator wird durch einen Rastbolzen (12) in der Aufnahme (13) gesichert.

Gelenkarm. Der Gelenkarm verfügt über eine OP-Tischstange, über welche die Befestigung mittels Maquetkloben am Operationstisch erfolgt. An dem anderen Ende wird der Manipulator in die dafür vorgesehene Vorrichtung eingesetzt und mittels eines Rastbolzens gesichert. Die Arretierung der Position nach der Grobausrichtung erfolgt durch Festziehen der Feststellschraube.

Bedienkonsole und Netzteile. Die Bedienkonsole besteht aus einem Gehäuse mit Gelenkarm zur Befestigung am Schienensystem des Operationstisches. Der Gelenkarm wird mit einer Rändelschraube fixiert. Die Konsole verfügt an der Unterseite über zwei Stecker, um die externen medizinisch zugelassenen Netzteile sowie den Manipulator anschließen zu können. Die Konsole enthält die Steuerelektronik. Die Steuerelektronik basiert auf einem Mikrocontroller mit Platine. Zur Steuerung der Kinematik ist ein mathematisches Modell in Form einer inversen Kinematik hinterlegt. Auf der Oberseite befinden sich zwei Joysticks, die zur Feinausrichtung des Endoskops benützt werden. Zwei LEDs zeigen den Betriebszustand des Manipulators an. Über einen Kippschalter wird der Manipulator aktiviert.

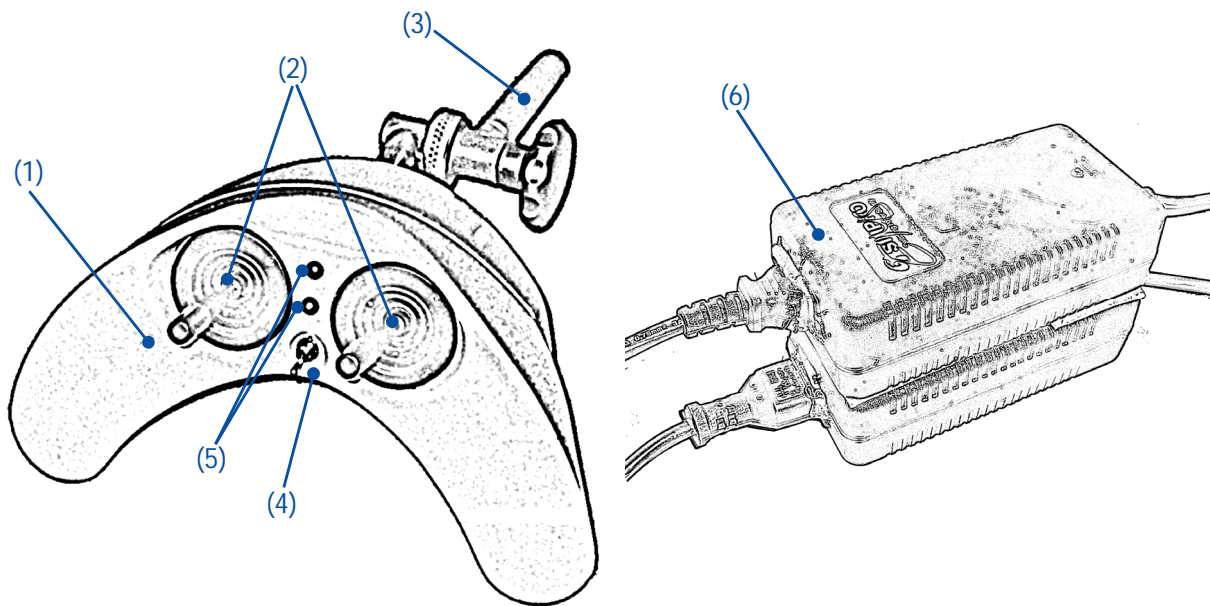


Abbildung 5.7: Die Bedienkonsole besteht aus einem Gehäuse (1) mit einer integrierten Steuerelektronik. Über zwei Joysticks (2) erfolgt die Steuerung des manipulatorgeführten Endoskops. Mittels eines Gelenkarms mit Rändelschraube (3) kann die Konsole am Schienensystem des Operationstisches montiert werden. Über den Kippschalter (4) wird der Betriebszustand gewechselt. Zwei LEDs (5) signalisieren dem Anwender den Betriebszustand. Die Spannungsversorgung für die Motoren und die Steuerelektronik wird über zwei voneinander unabhängige medizinische Netzteile (6) bereitgestellt.

Endoskopkamera mit Adapter und Optik. Das System kann generell zwei unterschiedliche Endoskopkameras der Firma KarlStorz Endoskope (Tuttlingen, Deutschland) der Bauform Image1 (Bauform S1 und S3) und Image1HD (Bauform H3) sowie mit diesen Kameras compatible Optiken aufnehmen. Hierzu werden die Kameras mit einem Adapter versehen, welcher eine Anbindung an das Manipulatorsystem ermöglicht. Der Adapter sitzt zwischen den Stellringen der Endoskopkamera und ist an der Gehäuseerhöhung des Menüfelds der Kamera fixiert. Der Adapter ist zweiteilig und wird mittels Schrauben in seiner Position auf den Endoskopkamera gesichert. Die Adapter sind aus Aluminium gefertigt und durch ihre Baustruktur auf ein minimales Gewicht (unter 10g) beschränkt. Die Verriegelung erfolgt bei beiden Adaptern auf der Kameraunterseite. Die Schrauben sind in dem Adapter versenkt und gesichert. Die Bedienelemente der Endoskopkamera bleiben für den Anwender erreichbar.

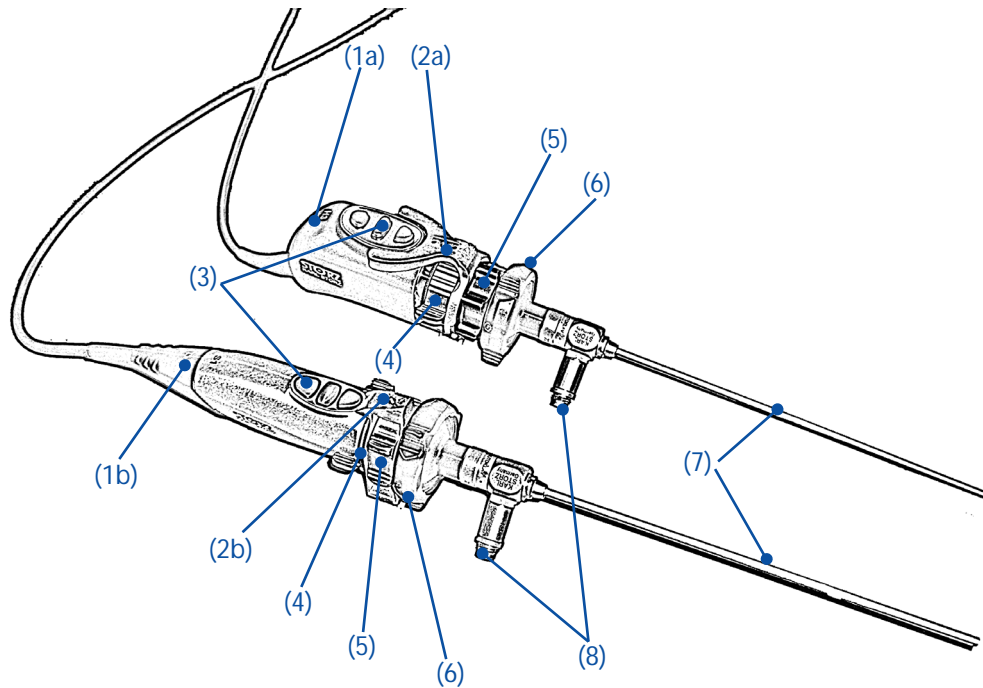


Abbildung 5.8: Endoskopkameras mit Adapter und Optik: An der Endoskopkamera Image1 (1a) oder Image1HD (1b) ist jeweils ein Endoskopkameraadapter (2a, 2b) befestigt. Dieser passt für eine definierte Bauform der Kamera. An der Kamera befinden sich ein Menüfeld (3), ein Stellring zum Zoomen (4), ein Stellring für die Bildschärfe (5) und ein Schnappmechanismus zur Befestigung der Optik (6). An der Endoskopoptik (7) ist seitlich die mechanische Schnittstelle für das Lichtleiterkabel vorhanden.

5.1.3 Lösungsprozess: Endoskopführung mittels Telemanipulation

Technische Systeme, die ihre Umgebung physikalisch verändern, wie beispielsweise autonome Robotersysteme oder autonome Fertigungssysteme für diskrete Fertigungsprozesse, erfordern Sensoren für die Zustandserfassung und Aktuatoren für die Zustandsveränderung (Lüth, 1998).

In der Konfiguration Bedienkonsole ist der Chirurg als übergeordnetes überwachendes Organ in das Gesamtsystem integriert und übernimmt ebenfalls sensorische Aufgaben. Er überwacht die intranasalen Bewegungen des Endoskops. Der Chirurg stellt über die beiden Joysticks der Bedienkonsole die Ausrichtung des Endoskops auf den Situs ein. Der Situs wird auf dem Endoskopmonitor der Endoskopieeinheit dargestellt und dem Chirurgen visuell rückgekoppelt. Die Joystickwerte werden durch Potentiometer erfasst und durch den Mikrocontroller der Bedienkonsole eingelesen. Hierbei wird über den rechten Joystick die Eindringtiefe des Endoskops und somit der Bildausschnitt und die Vergrößerung, mit dem linken Joystick die Ausrichtung des Endoskops eingestellt.

Die Joystickwerte werden über die mikrocontrollerbasierte Steuerung eingelesen. Diese analogen Spannungswerte bewegen sich zwischen 0-5V. Es handelt sich um eine Geschwindigkeitssteuerung. In der Datenverarbeitung werden zunächst die Joystickwerte auf das Geschwindigkeitsprofil der Endoskopbewegung gemäß der Auslenkung der einzelnen Joysticks skaliert. Dies dient zur Begrenzung der erreichbaren Endgeschwindigkeit. Es schließt sich eine Koordinatentransformation von dem Koordinatensystem der Joysticks in das Koordinatensystem des Manipulators an. Hieraus lassen sich die Eingabekoordinaten für die inverse Kinematik berechnen. Die Eingabekoordinaten für die inverse Kinematik der Parallelkinema-

tik sind, ausgehend von einem Pivotpunkt, um den das Endoskop geschwenkt wird, die anzufahrenden Positionen des oberen und unteren Fünfgelenkmechanismus. Dieses mathematische Modell wird sowohl für die obere, als auch für die untere Kette verwendet. Als Ergebnis erhält man die Motorwinkel. Mittels der Geschwindigkeitssteuerung wird erreicht, dass das Endoskop in der ausgerichteten Stelle verbleibt.

An die Datenverarbeitung schließt sich die Signalgenerierung an. Die PWM-Signale werden unter zu Hilfenahme eines Timers erzeugt. Die Signale werden dann über die Signalleitung an die Motoren gesendet, welche daraufhin die entsprechende Geschwindigkeit und Drehsinn annehmen. Die Motoren bewegen die Kinematik, wodurch sich die *Pose* des Endoskops mit Kamera verändert. Für die Schwenk- und Neigebewegung werden die Motoren der Parallelkinematik (Fünfgelenkmechanismen) aktuiert. Für das lineare Verfahren des Endoskops in oder aus dem Situs heraus wird lediglich der Motor des Linearmoduls angesteuert. Es können durch diese Steuerungskonfiguration auch alle drei Freiheitsgrade gleichmäßig angesteuert werden. Ein paralleles Verfahren des Endoskops in der x/y-Ebene ist durch die Kinematik ebenso möglich, jedoch aufgrund der anatomischen Verhältnisse der Nase und die Zugangsbegrenzung des Nasenlochs nicht sinnvoll. Durch das Bewegen der Endoskopkamera mit Optik ändert sich das Endoskopbild auf dem Monitor, wodurch beispielsweise Instrumente und/oder anatomische Strukturen entsprechend der Bedürfnisse des Chirurgen dargestellt und dem Operationsverlauf angepasst werden können. Die Datenübertragung des Endoskopbildes bleibt durch die Verwendung des Manipulatorsystems unbeeinflusst. Die Prozessbeschreibung ist in Abbildung 5.9 dargestellt.

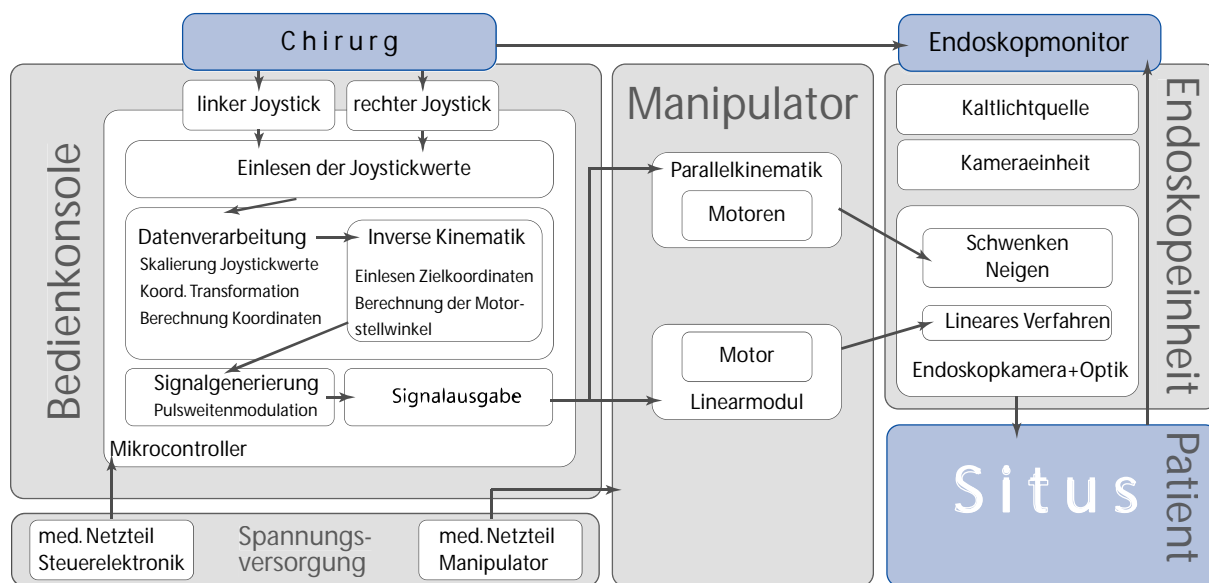


Abbildung 5.9: Lösungsprozess der Manipulator-assistierten Endoskopführung mittels Bedienkonsole. Die intraoperative Anpassung erfolgt durch den Chirurgen. Zentraler Gesichtspunkte ist die visuelle Rückkopplung des Endoskopbildes des Situs auf einem Monitor, wodurch die Adaption der Endoskopausrichtung erfolgt.

5.1.4 Lösungsstruktur: Automatische Nachführung des Endoskops

Das Gesamtsystem zur automatischen Endoskopführung in der HNO-Chirurgie besteht aus einem Manipulatorsystem, einem Navigationssystem sowie einer Endoskopieeinheit. Das Manipulatorsystem setzt sich zusammen aus dem Manipulator, der über den Gelenkarm mit Haltestange am Operationstisch befestigt ist, einer Steuerungseinheit die in dem Endoskopieturm untergebracht ist, einem Fußpedal unterhalb des Operationstisches, und einer Endoskop-

kamera mit Adapter und Optik. Das Navigationssystem besteht aus den Komponenten navigiertes Zeigeinstrument, Endoskopkamera- und Patiententracker, Navigationskamera sowie Monitor und Navigationsrechner. Die Endoskopieeinheit besteht wie bekannt aus Monitor, Kaltlichtquelle und Kameraeinheit. Das Gesamtsystem mit seinen Komponenten ist in Abbildung 5.10 skizziert.

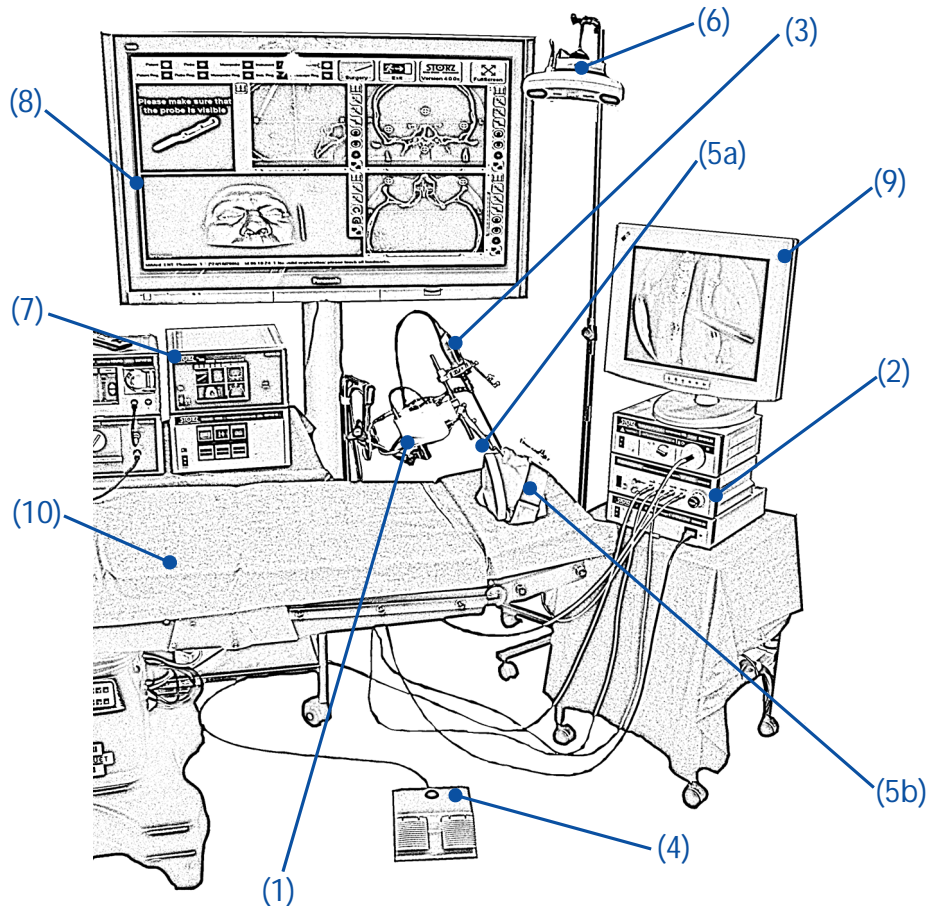


Abbildung 5.10: Gesamtaufbau am Operationstisch: Zu sehen sind der Endoskopmanipulator (1), der über den Gelenkarm und die Haltestange am Operationstisch befestigt wird, die Steuerungseinheit (2), die navigierte Endoskopkamera (3) mit Adapter und Optik und das Fußpedal (4). Zu dem Navigationssystem zählen das navigierte Zeigeinstrument (5a) und der Patient mit Patiententracker (5b), die Navigationskamera (6), der Navigationsrechner (7) und der Monitor (8). Das Endoskopkamerabild wird an dem Monitor der Endoskopieeinheit (9) auf dem Gerätekart dargestellt, die zudem die Kaltlichtquelle und die Kameraeinheit enthält. Alle Komponenten sind um den Operationstisch (10) angeordnet.

Da die Komponenten Manipulator und Gelenkarm sowie Endoskopkameraadapter im vorigen Abschnitt erläutert wurden, werden im Folgenden auf die Komponenten Steuerungseinheit mit Fußpedal und auf das Navigationssystem eingegangen.

Steuerungseinheit und Fußpedal. Die Steuerungseinheit besteht aus einem Gehäuse, mit darin integrierten medizinischen Netzteilen, einer Steuerelektronik sowie Schnittstellen zur Navigationskamera, zum Navigationsrechner, zum Manipulator, zum Fußpedal, verfügt über einen Kaltgerätesteckeranschluss auf der Gehäuserückseite und Netzschalter, zwei beleuchtete Taster zur Auswahl des Endoskopkameratyps (Standard oder HD), zwei Statusleuchten, einen Not-Ausschalter sowie einen An-/Ausschalter. In Gestalt und Abmessung entspricht die Steuerungseinheit den gängigen Endoskopiekomponenten wie Kameraeinheit oder Kaltlichtquelle. Die Steuerungseinheit kann in die Endoskopieeinheit integriert werden.

Das Fußpedal verfügt über zwei separate Pedale sowie im Gehäusedeckel über einen zusätzlichen Taster. Es wird das medizinisch zugelassene Fußpedal MGF 2-MED der Firma Steute (Löhne, Deutschland) verwendet, welches über eine IPX8 Schutzart verfügt. Beide Fußpedale sind als Öffner realisiert. Die Schaltung ermöglicht, dass die Funktionalitäten getrennt aber auch zusammen genutzt werden können. Die Komponenten sind in Abbildung 5.11 skizziert.

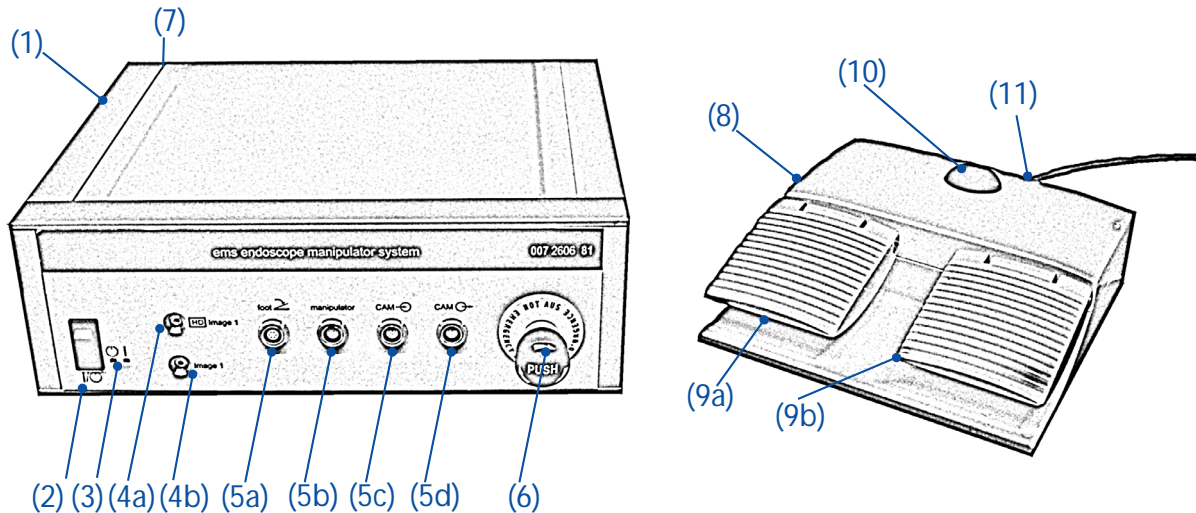


Abbildung 5.11: Steuerungseinheit mit Fußpedal des Endoskopmanipulatorsystems: Es setzt sich aus den folgenden Komponenten zusammen: Gehäuse mit integrierten medizinischen Netzteilen und Steuerungselektronik, An/Ausschalter (2) mit Zustandsleuchten (3), Auswahl-tastern für Endoskopkameras Image1 oder Image1HD der Firma Karl Storz (Tuttlngen, Deutschland), elektromechanische Schnittstellen zu Fußpedal (5a), Manipulator (5b), Navigationsrechner (5c) und Navigationskamera (5d), einem Notausschalter (6) und einem Kaltgerätesteckeranschluss (7) auf der Geräterückseite. Das Fußpedal (8) besitzt zwei Pedale (9a,9b) sowie einen Taster (10) auf dem Gehäuse- deckel und ein Ausgangskabel (11).

Navigationssystem. Für diese Arbeit wird das optoelektronische Navigationssystem „Navigation Base Unit (NBU)“ der Firma Karl Storz (Tuttlngen, Deutschland) verwendet (siehe Abbildung 5.12). Dieses besteht aus einem Navigationsrechner sowie der Navigationskamera Vicra Polaris (NDI, Northern Digital Imaging, Toronto, Kanada). Das Koordinatensystem der Navigationskamera wird mit *cam* bezeichnet. Die Navigationsinformation kann auf die in den Operationsraum integrierten OP-Monitore übertragen werden. Im vorliegenden Fall wird ein Monitor der Firma Panasonic (Panasonic Deutschland, Hamburg, Deutschland) eingesetzt. An dem Patienten wird über ein Kopfband der Patiententracker mit Registriermulde für das navigierte Zeigeinstrument und einer weiteren separaten Registriermulde für die navigierte Endoskopkamera mit Optik befestigt. Das Zeigeinstrument sowie der Patiententracker sind Bestandteile des Navigationssystems. Das Koordinatensystem des Patiententracker wird mit *pat*, das Koordinatensystem des Zeigeinstruments mit *ins* bezeichnet.

Navigierte Endoskopkamera mit Optik. Die Endoskopkameras mit Adapter zur Befestigung an dem Manipulator wurden bereits im vorigen Abschnitt vorgestellt. An dem Adapter wird für die automatische Nachführung ein Endoskoptracker über eine definierte mechanische Schnittstelle in Form zweier Bohrungen befestigt. Der Endoskoptracker wird mittels einer Rändelschraube in dem Gewinde des Adapters gesichert. Der Endoskoptracker besteht aus einem Grundträger aus Titan, vier Titanpfosten mit reflektierenden Glaskugeln sowie einer mechanischen Schnittstelle zur Befestigung. Das Koordinatensystem des Endoskoptrackers wird mit *end* bezeichnet (siehe Abbildung 5.13).

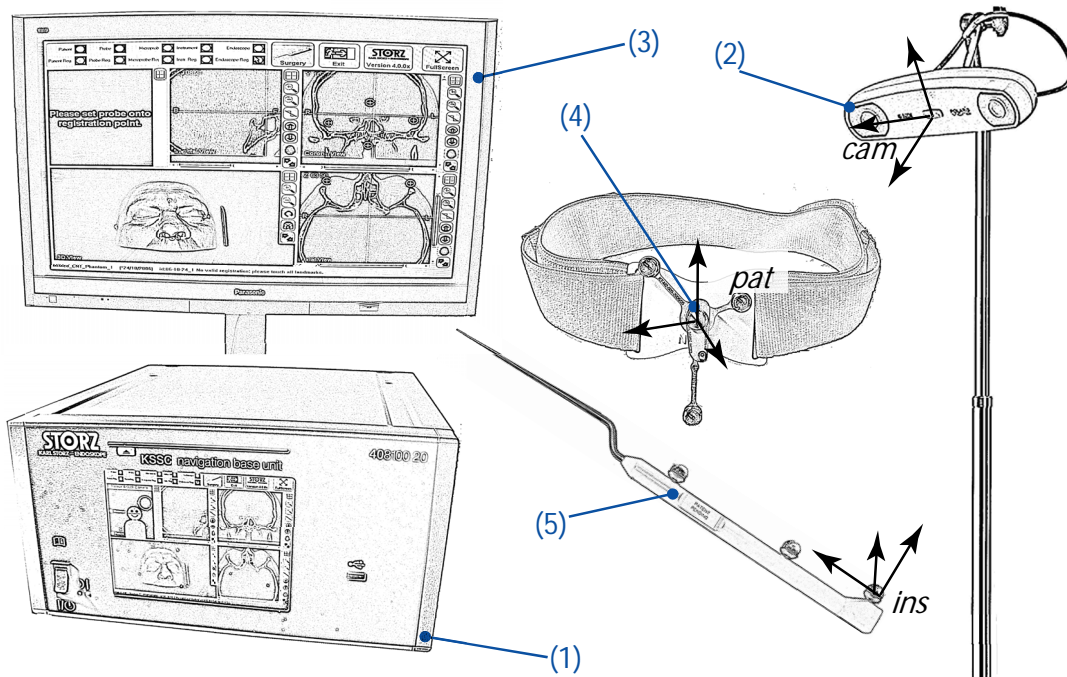


Abbildung 5.12: Medizinisches Navigationssystem der Firma Karl Storz: Es besteht aus einem Navigationsrechner (1) "Navigation Base Unit", einem Stativ mit Navigationskamera (2), einem Monitor (3), einem Patientenkopfband mit Patiententracker (4) sowie dem Zeigeinstrument (5).

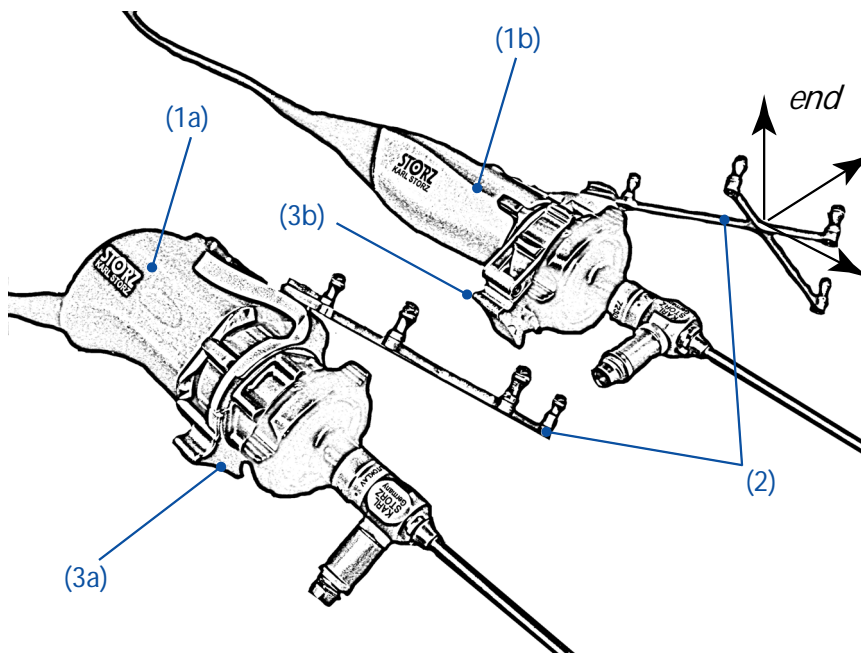


Abbildung 5.13: Navigierte Endoskopkameras (1): Endoskopkamera Image1HD (1a) und Endoskopkamera Image1 (1b) mit Endoskoptracker (2), der an den jeweiligen Adaptern (3a bzw. 3b) befestigt und mit einer Rändelschraube gesichert werden kann.

5.1.5 Lösungsprozess: Automatische Nachführung des Endoskops

Der Chirurg führt während eines navigierten Eingriffs in den Nasennebenhöhlen das navigierte Zeigeinstrument *ins* und ein beliebiges weiteres Instrument im Situs. Das optische Messsystem *cam* vermisst mit einer Frequenz von 20Hz die Position und Ausrichtung von Patien-

ten- (*pat*), Instrumenten (*ins*)- und Endoskoptracker (*end*). Diese Informationen werden mittels 4×4 Matrizen in Bezug auf das Koordinatensystem der Kamera an den Navigationsrechner übermittelt. Für die automatische Nachführung ist die Lage des Patienten nicht relevant und wird im Folgenden nicht berücksichtigt. Die Navigationskamera liefert demnach die folgenden Informationen:

$${}^{cam}T_{ins} \quad (5.1)$$

$${}^{cam}T_{end} \quad (5.2)$$

Aus den Konstruktionen sind die geometrischen Verhältnisse an Zeigeinstrument und Endoskop bekannt, wonach sich die Positionen der jeweiligen Spitze von Endoskop *end_tcp* bzw. Instrumenten *ins_tcp* wie folgt darstellen lassen:

$${}^{end}T_{end_tcp} \quad (5.3)$$

$${}^{ins}T_{ins_tcp} \quad (5.4)$$

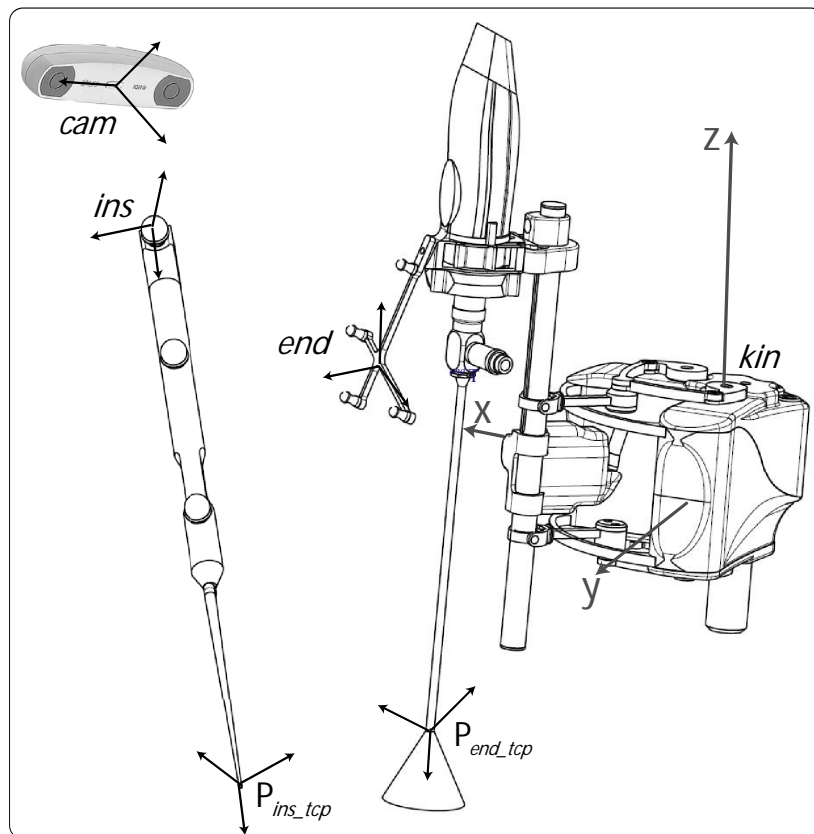


Abbildung 5.14: Die Navigationskamera vermisst die Position von Endoskoptracker und chirurgischem Zeigeinstrument. Hieraus lässt sich der Abstand zwischen den beiden Spitzen (*tcp*) bestimmen und zur automatischen Nachführung nutzen.

Eine Koordinatentransformation in das Kamerakoordinatensystem liefert:

$${}^{cam}T_{ins_tcp} = {}^{cam}T_{ins} {}^{ins}T_{ins_tcp} \quad (5.5)$$

$${}^{cam}T_{end_tcp} = {}^{cam}T_{end} \cdot {}^{end}T_{end_tcp} \quad (5.6)$$

Die Instrumentenspitze lässt sich dann in Bezug zur Endoskopspitze beschreiben mit:

$${}^{end_tcp}P_{ins_tcp} = \left({}^{cam}T_{end_tcp} \right)^{-1} {}^{cam}P_{ins_tcp} \quad (5.7)$$

Die Zusammenhänge sind in Abbildung 5.14 verdeutlicht.

Die Steuereinheit des Manipulators erfasst permanent passiv den Datenfluss zwischen Navigationskamera und Navigationsrechner. Hierbei werden die Transformationsmatrizen von Instrument und Endoskop aus dem vorbeilaufenden Datenstring extrahiert und durch den Mikrocontroller eingelesen. Auf dem Mikrocontroller sind zusätzlich die beiden Transformationsmatrizen für die HD-Endoskopkamera und die Standard-Endoskopkamera hinterlegt. Der Chirurg wählt die entsprechende Kamera vor Beginn des Eingriffs durch Berühren der Taster an der Steuerungseinheit aus.

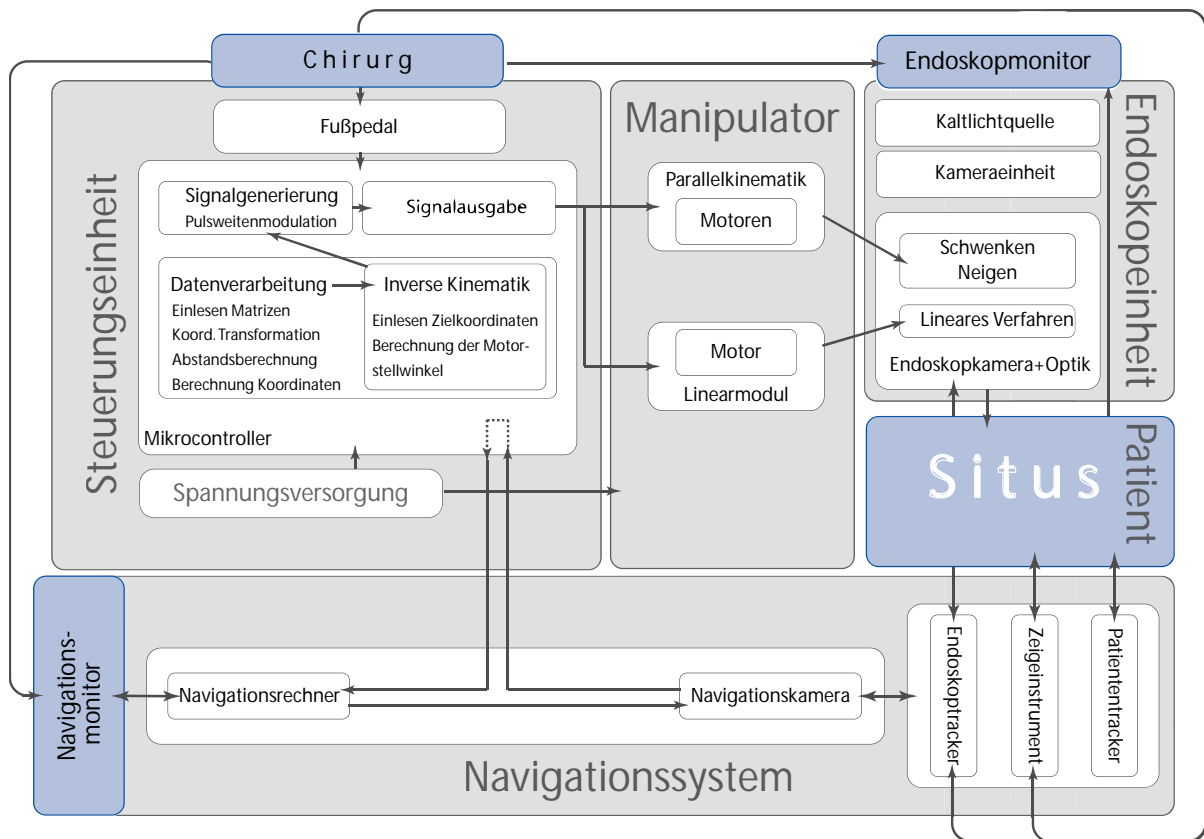


Abbildung 5.15: Lösungsprozess der Manipulator-assistierten automatischen Endoskopführung während navigierter FESS. Die intraoperative Anpassung der Endoskopausrichtung erfolgt automatisch auf die Spitze des Zeigeinstruments nach Freigabe über das Fußpedal durch den Chirurgen mittels des Manipulators. Zentrale Gesichtspunkte sind die visuelle Rückkopplung des Endoskopbildes des Situs auf dem Endoskop-, sowie der Navigationsinformation auf dem Navigationsmonitor.

Eine automatische Nachführung erfolgt, wenn der Chirurg die Nachführung freigibt, indem er das Fußpedal drückt und sich gleichzeitig die Instrumentenspitze außerhalb eines definierten Sichtkegels an der Endoskopspitze befindet. Wird das linke Fußpedal gedrückt, so wird die Endoskopspitze durch Schwenken und Neigen auf das Instrument ausgerichtet, durch das Be-

tätigen des rechten Pedals wird der Abstand zur Instrumentenspitze eingestellt. Es wird dann der Abstand zwischen der Endoskopspitze zur Instrumentenspitze berechnet und der entsprechende Nachführwinkel bzw. die entsprechende Nachführdistanz des Endoskops ermittelt. Dieser Nachführwinkel wird dann in das Koordinatensystem des Manipulators übertragen und daraus die beiden resultierenden Neige- und Schwenkwinkel bzw. die nötige lineare Bewegung bestimmt. Aus diesen Informationen wird dann, analog zur Steuerung über die Bedienkonsole, die anzufahrende Position der Parallelkinematik und dann über das Modell der inversen Kinematik letztendlich die nötigen Motorwinkel berechnet. Das Endoskop wird dann an die entsprechende Position gefahren. Analog hierzu wird die Drehrichtung des Motors für das lineare Verfahren ermittelt und die Endoskopkamera mit Optik in den Situs hinein oder heraus gefahren. Analog zur Konfiguration Bedienkonsole ist der Chirurg als überwachendes Organ in den Gesamtprozess eingebunden. Der gesamte Lösungsprozess ist in der Abbildung 5.15 dargestellt.

6. Realisierung eines Endoskopführungssystems für die HNO-Chirurgie

In Rahmen dieser Arbeit wurde ein klinisch einsetzbarer Prototyp zur situsnahen Endoskopführung in der HNO-Chirurgie realisiert, welcher über zwei unterschiedliche Steuerungskonzepte verfügt. Der Manipulator zeichnet sich durch seine kompakte Bauform (Größe etwa einer menschlichen Hand (110×110mm L×B) und einer Höhe von 300mm) und sein geringes Gewicht aus (~1kg). Das Endoskop kann um $\pm 4^\circ$ im Pivotpunkt geschwenkt und geneigt werden. Zudem kann das Endoskop um 50mm linear in der Tiefe verfahren werden. Über zwei spezielle Endoskopkameraadapter können die Endoskopkameras Image1 und Image1HD von dem System gehalten und geführt werden. Alle Komponenten lassen sich am Operationstisch befestigen. Der Arbeitsraum der Parallelkinematik ist durch die Software auf 30mm×15mm begrenzt und wird mit einer Winkelgeschwindigkeit von 50°/s abgedeckt (α und β). Das lineare Verfahren des Endoskops erfolgt mit max. 32,5mm/s.

Telemanipulation des Endoskops. In der Konfiguration „Telemanipulator“ erfolgt die Steuerung über eine Bedienkonsole mit Joysticks (siehe Abbildung 6.1).



Abbildung 6.1: Endoskopführungssystem für die HNO-Chirurgie dargestellt als Telemanipulator. Die Endoskopkamera (Image1 oder Image1HD, der Fa. Karl Storz, Tuttlingen) wird intraoperativ über die Joysticks der Bedienkonsole durch den Chirurgen bei Bedarf gesteuert. In der realisierten Konfiguration lässt sich das Endoskop im Pivotpunkt schwenken und neigen sowie linear in der Tiefe verfahren. Das System ist gekennzeichnet durch seine kompakte Bauform, sein geringes Gewicht und seine situsnahe Positionierung.

Automatische Nachführung des Endoskops. Das Endoskopführungssystem kann neben der Telemanipulation auch automatisch das Endoskop einem navigiertem Instrument in Kombination mit einem medizinischen Navigationssystem nach Freigabe über ein Fußpedal im Arbeitsraum der Kinematik nachführen. Hierbei werden an dem Endoskopkameraadapter sog. Tracker befestigt, welche eine Lokalisation des Endoskops im Raum für das Navigationssystem ermöglichen. In einer Steuerungseinheit erfolgen die Berechnung der einzunehmenden Pose des Endoskops und die Ansteuerung der Motoren.



Abbildung 6.2: In Kombination mit einem medizinischen Navigationssystem kann das Endoskopführungssystem in dem Arbeitsraum der Kinematik das navigierte Endoskop so ausrichten, sodass das Instrument des Chirurgen auf dem Endoskop zentriert in der Bildmitte erscheint. Über das Fußpedal kann die automatische Nachführung freigegeben werden. Die Steuerungseinheit kommuniziert mit dem Navigationssystem, berechnet die Nachführwinkel und steuert die Motoren an.

6.1 Mechanischer Aufbau der Systemkomponenten

Im folgenden Abschnitt wird der mechanische Aufbau der realisierten Systemkomponenten dargestellt. Eine Übersicht der Komponenten stellt Abbildung 6.3 dar. Hierbei sind die blau eingefärbten Systembestandteile im Rahmen dieser Arbeit konzeptioniert und realisiert worden. Die weißen Felder, enthalten die Endoskopieeinheit und das Navigationssystem, welche zur Funktionserfüllung des Endoskopführungssystems beitragen, jedoch nicht entwickelt worden sind.

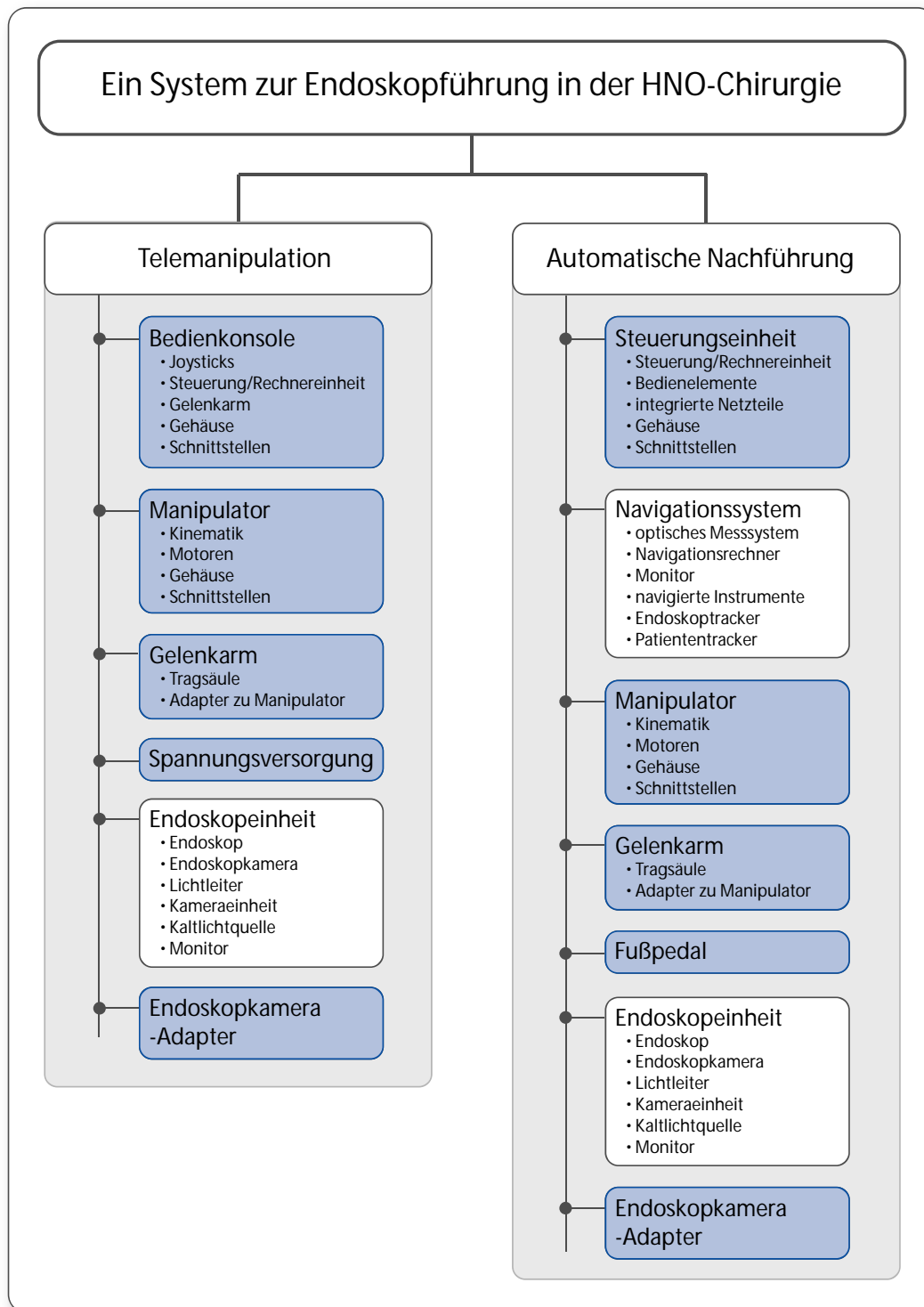


Abbildung 6.3: Darstellung des Gesamtsystems und den in dieser Arbeit realisierten Komponenten (blau eingefärbt).

6.1.1 Aufbau des Manipulators

Der miniaturisierte Manipulator zum Halten und Führen eines Endoskops mit Kamera in der FESS besteht aus den Komponenten Gehäuse, Tragstruktur, Kinematik, Antrieb, und Schnittstellen. Bei der Realisierung haben die zentralen Anforderungen wie Situsnähe, Miniaturisierung, Sichtbarkeit und Zugänglichkeit zum Situs, intranasaler Arbeitsraum, Sterilkonzept, ho-

hes spezifische Leistungsgewicht sowie Integrierbarkeit in den OP das Design und den Aufbau maßgeblich beeinflusst. Der Manipulator weißt die Form einer geöffneten menschlichen Hand in Gestalt und Abmessungen auf. Hierdurch kann der Anwender durch die kinematischen Elemente „hindurchblicken“ und sich auf das Zielgebiet konzentrieren. Dies wird durch den Effekt, dass alle Elemente zum Tool-Center Point (*tcp*) immer schlanker werden, verstärkt.

Gehäuse. Das Gehäuse setzt sich aus vier Teilen, einer Ober-, einer Mittel- und einer Unterschale des Manipulators sowie dem Gehäuse der Lineartriebseinheit zusammen (Abbildung 6.4). Dem Gehäuse hat mehrere wichtige Funktionen zu erfüllen und deren Umsetzung wird im Folgenden dargestellt:

- *Design und Handhabbarkeit:* Das Gehäusedesign gibt dem Manipulator die äußere Gestalt und hat Einfluss auf die Akzeptanz des Anwenders. Die Gehäusegestalt hat entscheidenden Einfluss auf die Zugänglich- und Sichtbarkeit auf den Situs. Dieser Forderungen wurde durch ein Gehäuse mit minimaler Raumforderung Rechnung getragen. Das Gehäuse umgibt die tragende Struktur des Manipulators, ohne hierbei zusätzlich übermäßig Volumen aufzutragen. Durch die situsnahe Positionierung stellt das Gehäuse die Schnittstelle zwischen System und Chirurgen dar, da dieser beim Grobausrichten den Manipulator am Gehäuse anfasst, hält und bewegt. Für die Handhabbarkeit ist deshalb die äußere Form mit großen Radien versehen, um den Manipulator gut halten zu können und gleichzeitig scharfe Kanten und Ecken zu vermeiden. Scharfkantige Gehäuseübergänge würden zudem eine Gefahr für die sterile Folie darstellen, welche beim klinischen Einsatz zur Verwendung kommt.
- *Desinfizierbare Oberfläche:* Für die Oberfläche des Gehäuses wurde eine glatte und Reinigungsmittel resistente Lackierung gewählt. Somit kann der Manipulator wischdesinfiziert werden. Dies ist nach dem klinischen Gebrauch trotz steriler Abdeckung notwendig.
- *Schutz der innenliegenden Komponenten.* Die elektronischen Komponenten müssen durch das Gehäuse geschützt werden. Das Gehäuse weist an den Stellen der erhöhten Kontaktwahrscheinlichkeit dickere Wandstärken auf als an Stellen reduzierter mechanischer Belastung. Die Gehäuseteile der Parallelkinematik weisen einzeln betrachtet teilweise sehr dünnwandige Bereiche auf, durch die Verspannung der drei Komponenten miteinander konnte jedoch ein stoßfestes, stabiles Gehäuse erreicht werden. Die einzelnen Gehäuseteile greifen durch einen umlaufenden Absatz ineinander, wodurch ein Verzahnungseffekt genutzt werden kann. Dies führt zu einer erhöhten Stabilität des gesamten Gehäuses.
- *Dämpfung von Geräuschen.* Das Gehäuse kann wie ein Resonanzkörper wirken und die durch die Motoren erzeugten Geräusche ungedämpft weitergeben oder sogar verstärken. Dies ist für den klinischen Gebrauch nicht wünschenswert und muss durch konstruktive Maßnahmen unterbunden werden. Das Gehäuse umgibt deswegen die Motoren, um die akustische Weitergabe von Schwingungen zu reduzieren, ohne jedoch direkten Kontakt zu haben.
- *Montierbarkeit.* Das Gehäuse muss sich in wenigen Arbeitsschritten öffnen lassen, um die Zugänglichkeit zu den Elektronikkomponenten zu ermöglichen und Reparaturen durchführen zu können. Gleichzeitig soll aber die Zugänglichkeit zum Innenleben des Manipulators dem Anwender verborgen bleiben und mechanische Verbindungsele-

mente auf den ersten Blick nicht sichtbar erscheinen lassen. Dies wurde durch eine Verschraubungstechnik von der Unterseite des Manipulators erreicht, welche einmal vollständig durch den Manipulator reicht und Ober- und Unterschale mit der Mittelschale verspannt. Gleiches wurde für das Gehäuse des Linearmoduls umgesetzt.

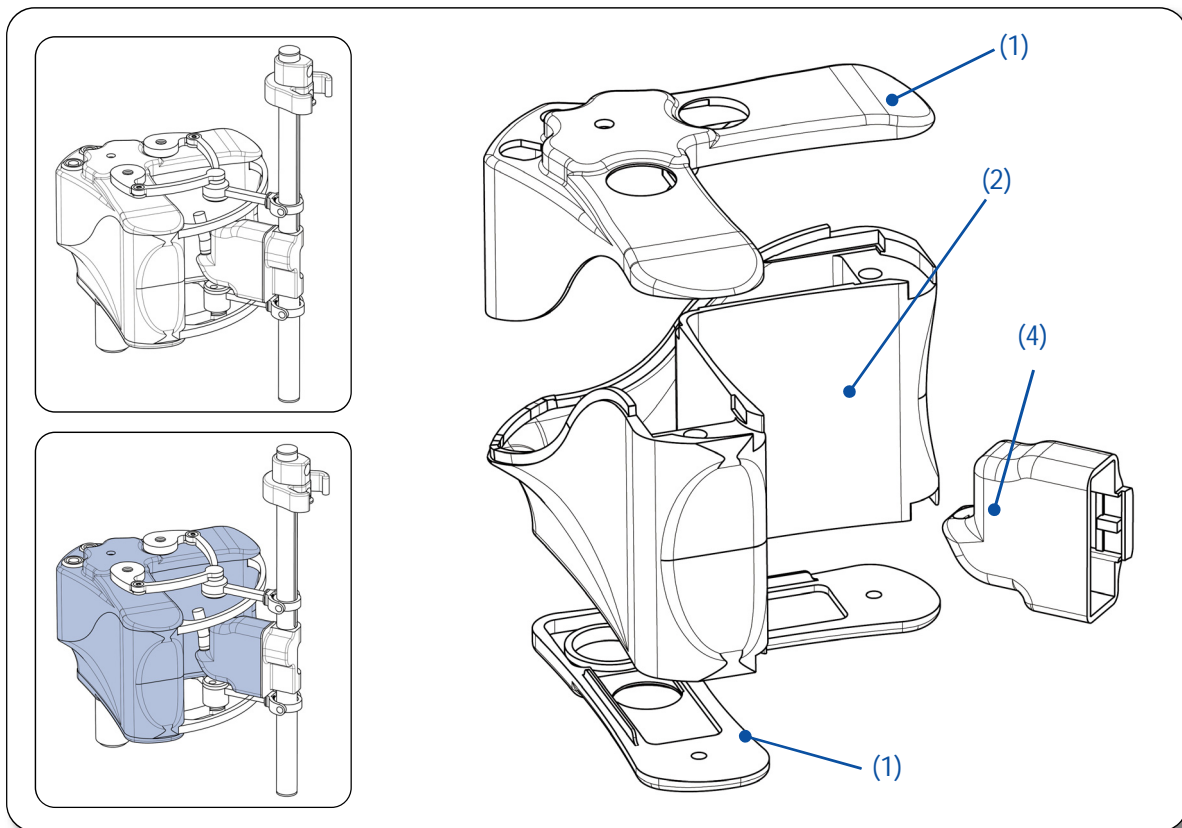


Abbildung 6.4: Das Gehäuse des Manipulators setzt sich aus insgesamt vier Teilen zusammen: Ober- schale (1), Mittelschale (2), Unterschale (3) sowie Gehäuse der Linearantriebseinheit (4).

Das Gehäuse wurde mittels moderner RP-Verfahren im 3D-Druck hergestellt. Anschließend erfolgte eine Infiltration mit Kunststoff, welcher nach dem Härteprozess dem Gehäuse die entsprechende Festigkeit gibt. Die Oberflächengüte wurde im Schleifprozess eingestellt. Abschließend erfolgte eine Grundierung und Lackierung. Durch das Einbrennen des Lacks in der Brennkammer kann eine resistente und stoßfeste Lackschicht erreicht werden.

Tragstruktur. Die Tragstruktur des Manipulators stellt im Wesentlichen das mechanische Rückrat des Systems dar. Ihm kommt die Aufgabe der Abstützung der äußeren und inneren Kräfte und Momente zu. Neben der Steifigkeit des Gesamtsystems ist jedoch die Minimalisierung des Systemgewichts eine zentrale Herausforderung. Die Tragstruktur setzt sich aus zwei Trägerplatten, zwei Abstandssäulen, einer Tragsäule sowie den Lagerböcken für die Abtriebswellen der Motoren zusammen (siehe Abbildung 6.5). Folgende Eigenschaften und Funktionen wurden konstruktiv umgesetzt:

- *Leichtbau:* Die gesamte Tragstruktur ist hinsichtlich Aspekten des Leichtbaus optimiert. Die Tragsäule, welche die beiden Trägerplatten miteinander verbindet und die mechanische Schnittstelle zur Ankopplung an den Gelenkarm darstellt, ist aus Aluminium gefertigt und an den Bereichen geringer mechanischer Belastung im Querschnitt minimiert. Die Trägerplatten, welche das Linearmodul mit Endoskopkamera und Op-

tik abstützen und die Motoren aufnehmen, sind aus chirurgischem Edelstahl realisiert. Hiermit kann eine erhöhte Beständigkeit gegen die Reibungsbelastung erreicht werden. Die hohe Oberflächengüte der Führungsbügel ist durch einen Polierprozess realisiert und ermöglicht eine Reduzierung der Reibung zwischen den gegeneinander artikulierenden Kinematikbauteilen. Bei den Trägerplatten erfolgte ebenfalls eine funktionsorientierte Dimensionierung bspw. sind die Führungsbügel hinsichtlich der Querkraftaufnahme in ihrem Querschnitt mit einem hohen Flächenträgheitsmoment versehen. Die Abstandssäulen stützen die Trägerplatten an der Vorderseite ab. Sie sind aus kohlefaserverstärktem Kunststoff als Rohr realisiert und bieten den Durchgang der Verschraubung für das Gehäuse.

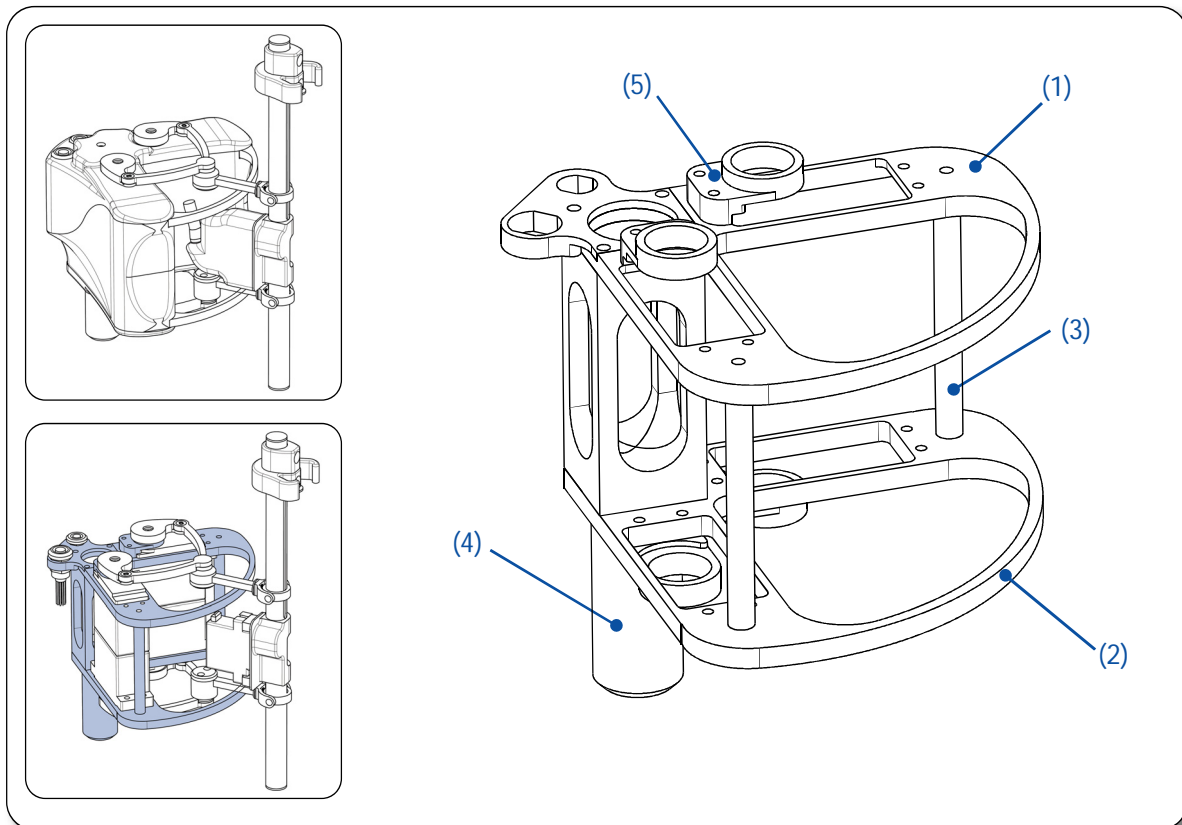


Abbildung 6.5: Die Tragstruktur des Manipulators stellt das mechanische Rückrat dar und setzt sich aus insgesamt fünf Teilen zusammen: einer oberen (1) sowie unteren (2) Trägerplatte, zwei Abstandssäulen (3), einer Tragsäule (4), sowie den vier Lagerböcken für die Motorabtriebswellen (5).

- *Lastaufnahme.* Die Lagerböcke haben die Aufgabe, die von außen über die Kinematik auf die Abtriebswellen der Motoren wirkenden Kräfte und Momente abzufangen und an die Tragstruktur weiterzuleiten. Die Lagerböcke beinhalten Gleitlagerringe zur Reduktion von Verschleiß und Reibung. Die Lagerböcke sitzen auf den Trägerplatten, wobei die Lagerringe aus dem Gehäuse hervorragen.
- *Motorenaufnahme.* Die Motoren werden an den Trägerplatten befestigt. Um Schwingungen und damit die akustische Geräuschentwicklung einzudämmen, sind alle Motoren auf Vibrationsdämpfern aus Gummi gelagert. Jede Abtriebswelle der Motoren liegt zentrisch im Lagerring.

Die Fertigung der Komponenten der Tragstruktur erfolgte mit spanenden Fertigungsmethoden. Hierbei wurde bei der Auslegung darauf geachtet, dass prinzipiell der Großteil der Bauteile aus einer Platte heraus auf einmal hergestellt werden können.

Kinematik. Die Kinematik besteht aus einer Serienschaltung von einer Parallelkinematik und einem Linearmodul (siehe Abbildung 6.6). Die Kinematik hat die Aufgabe, das Endoskop mit Kamera gemäß der Steuerbefehle an die gewünschte Position und entsprechender Ausrichtung zu bewegen aber auch zu halten. Dies erfolgt durch die Umsetzung von den Motormomenten in Kräfte am *tcp*.

- **Parallelkinematik.** Die Parallelkinematik ist durch zwei Fünfgelenke realisiert. Ein Fünfgelenk ist eine Serie von vier Lenkern mit einer Basis, welche über fünf Gelenke miteinander verbunden sind, um eine geschlossene kinematische Kette zu formen. Jeder Lenker hat zwei Gelenke. Die Gelenke haben jeweils einen Freiheitsgrad, um eine rotatorische Bewegung der Lenker zu ermöglichen. Die Achsen der Gelenke sind zueinander parallel und ermöglichen eine zweidimensionale Bewegung des Fünfgelenks in der Ebene. Durch den Einsatz von zwei Fünfgelenken können somit vier Freiheitsgrade realisiert werden. Die Fünfgelenke ermöglichen demnach die Schwenk- und Neigebewegung aber auch das parallele Verfahren des Linearmoduls mit Endoskopkamera und Optik in x- und y-Richtung. Das Fünfgelenk verfügt über eine Basis in Form des Grundgerüsts des ortsfesten Manipulators sowie über zwei hierzu bewegliche motornahe kurze Lenker mit Verzahnung, welche zwei motorferne lange Lenker bewegen. Die kinematische Kette wird über ein Koppelglied geschlossen, welche zur Aufnahme der kardanischen Gelenkarme dienen. Alle Gelenke verfügen über Gleitlageringringe zur Reduktion der Reibung und zur Optimierung der Bewegungsgüte. Zur Entkopplung der rotatorischen Bewegung auf die mechanische Sicherung der Verbindungen (Gelenke) der Lenker dienen reibungsreduzierende Verdrehschutzscheiben.
- **Linearmodul.** Das Linearmodul mit einem Freiheitsgrad kann das Endoskop mit Kamera in die Nase ein- und ausfahren. Hierzu ist in einem abgeschlossenen, geschlitzten Führungsrohr eine Zahnstange verdrehsicher gelagert, welche mit der ebenfalls gelagerten Aufnahme für die Endoskopkamera verbunden ist. Die Aufnahme für die Endoskopkamera ermöglicht eine schnelle Fixierung, jedoch kann durch die offene Gestalt das Endoskop jederzeit entnommen werden. Die Zahnstange ist ebenfalls aus Leichtbauaspekten in ihrem Volumen durch Ausfräsungen reduziert. Zudem ist eine Sensor-Nut mit Endanschlägen integriert, welche durch Abnehmer abgetastet wird und beim Erreichen der Extremlagen ein Signal an die Steuerung sendet. Die Zahnstange wird mittels in einem Gehäuse gelagerten Motors über ein Zahnrad angetrieben. Das Linearmodul ist mittels eines Verbindungskabels mit dem Hauptgehäuse über eine Buchse mit Stecker und kurzem Verbindungskabel angeschlossen. Die kardanischen Gelenkarme sind an den Koppelgliedern der Fünfgelenke angebracht. Durch eine Fest-Loslagerung des Führungsrohres in der kardanischen Aufhängung können die Längenänderungen zwischen den beiden Gelenkarmen bei Schwenk- und Neigebewegungen ausgeglichen werden.

Die Kinematik hat die folgenden Aufgaben und deren Erfüllung in der Realisierung ist im Folgenden dargestellt:

- *Sicherstellung des Kraftflusses.* Die Kinematik hat demnach die Aufgabe, die Antriebsmomente an das Linearmodul und somit auf das Endoskop weiterzuleiten und dort eine Bewegung zu erzeugen. Zusätzlich muss die Kinematik die Querkräfte, die

aus den Gewichtskräften von Linearmodul und Endoskopkamera resultieren, aufnehmen und an die Trägerplatten weitergeben. Die Dimensionierung der kinematischen Komponenten erfolgte demnach auf die Erfüllung dieser Aufgabe unter der Berücksichtigung der „Durchsichtigkeit“ durch den L-förmig gestalteten Manipulator und des zum tcp schlank zulaufenden Designs. Durch den Einsatz von Werkstoffen mit höchsten Festigkeitswerten wie Titan und chirurgischem Edelstahl konnten die Komponenten in ihren Abmessungen filigran gehalten werden.

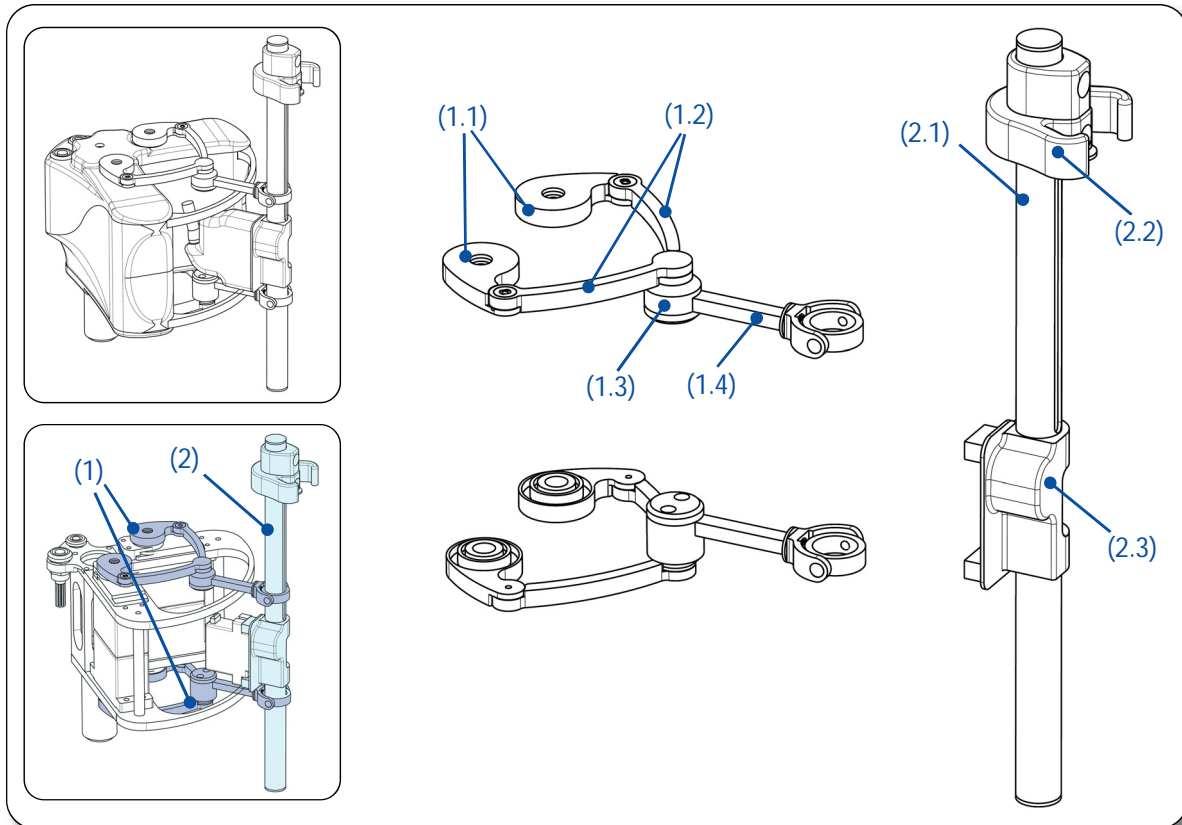


Abbildung 6.6: Die Kinematik des Manipulators besteht aus einer Serienschaltung von Parallelkinematik (1) und einem Linearmodul (2). Die Parallelkinematik ist aus zwei Fünfgelenken zusammengesetzt, welche mit Ausnahme der Basis als bewegliche Elemente über jeweils zwei kurze Lenker (1.1), zwei lange Lenker (1.2), sowie über ein Koppelglied verfügen (1.3). Das Koppelglied nimmt den kardanischen Gelenkarm auf (1.4). Das Linearmodul führt in dem Führungsrohr (2.1) die Zahnstange, welche die Aufnahme (2.2) für die Endoskopkamera bewegt. Die Lagerung der Motorwelle erfolgt in der Motorlagerung (2.3).

- *Abdeckung des intranasalen Arbeitsraumes.* Die Kinematik muss den geforderten intranasalen Arbeitsraum abdecken können. Dies soll durch kleine präzise Bewegungen der Hebel möglich sein. Aus diesem Grund weisen die Lenker eine Krümmung auf, damit der Bewegungsbereich der Lenker zueinander vergrößert wird und Kollisionen unterbunden werden. Ausladend gestaltete Hebel oder raumfordernde Hebelbewegungen können somit vermieden werden. Dies ist auch aus dem Gesichtspunkt der Sicherheit von Bedeutung, um das Einklemmen beispielsweise von Fingern zu verhindern. Der Abstand der beiden Fünfgelenke zueinander hat einen entscheidenden Einfluss auf die Lage des Pivotpunktes, der gemäß den Anforderungen nahe an der Patientennase zu liegen hat. Zusätzlich kann durch den Einsatz der Parallelkinematik die

Lage des Pivotpunktes durch die Steuerung ohne Änderung der Kinematik variabel eingestellt werden.

- *Bereitstellung von Steifigkeit und Nachgiebigkeit* Die Steifigkeit sollte ausreichen, um die Bewegungen sauber übertragen zu können, jedoch eine Nachgiebigkeit bei Patienten- oder Instrumentenkontakt sicherzustellen. Parallelkinematiken zeichnen sich prinzipbedingt durch eine vergleichsweise hohe Steifigkeit aus. Um die Vorteile der Parallelkinematik nutzen und gleichzeitig diese Anforderung erfüllen zu können, wurde aus diesem Grund die Nachgiebigkeit durch einen U-förmigen, verlängerten Kraftfluss zwischen Parallelkinematik zur Endoskopkamera realisiert.

Antrieb. Die Parallelkinematik wird mittels vier identischen Servomotoren (HS-5645MG-Digi, Hitec, Bretten, Deutschland) angetrieben. Das Linearmodul wird ebenfalls mit einem Servomotor (HS-5085MG, Hitec, Bretten, Deutschland) aktuiert (siehe Abbildung 6.7). Die Motoren zeichnen sich durch ein sehr hohes spezifisches Leistungsgewicht aus. Mittels eines PWM Signals werden entweder Motorposition im Stellbetrieb (Parallelkinematik) oder die Geschwindigkeit vorgegeben (Linearmodul).

Tabelle 6.1: Übersicht und Leistungsdaten der im Manipulator eingesetzten Motoren

Übersicht und Leistungsdaten der im Manipulator eingesetzten Motoren		
Parameter\ Verwendungsort	Parallelkinematik	Linearmodul
• Motortyp	HS-5645MG-Digi	HS-5085MG
• Anzahl der verbauten Motoren	4	1
• Steuerungsmodus	PWM-Signal	PWM-Signal
• Betriebsmodus	Stellbetrieb	Geschwindigkeitsbetrieb
• Spannungsversorgung [V]	6	6
• Gewicht [g]	60	22
• Drehmoment [Nm]	1,2	0,43
• Abmessungen [mm]	40.6×19.8×37.8	29×13×30
• Geschwindigkeit [sec/60°]	0.18	0.14
• Lagerung Abtriebswelle	doppelt kugelgelagert	einfach kugelgelagert
• Getriebeart	Metall	Metall

Die Kenndaten sind in Tabelle 6.1 gegenübergestellt. Neben den mechanischen Leistungsdaten ist die Geräuschentwicklung ein wesentlicher Auswahlfaktor für die Motoren gewesen, da durch die situsnahe Positionierung des Manipulators die Motorengeräusche in direkter Nähe zum Chirurgen wären und diesen stören könnten. Demnach musste die Geräuschentwicklung der Motoren unter elektromechanischer Leistungsabgabe evaluiert werden.

Elektronische Schnittstellen. Der Manipulator weist an seinem Gehäuse zwei elektronische Schnittstellen zur Spannungs- und Signalversorgung auf (siehe Abbildung 6.7). Es müssen folgende Funktionen erfüllt werden:

- *Sichere mechanische Verbindung:* Die Verbindung von Steuerung und Manipulator muss mechanisch sicher sein. Diese soll sich zu Setup-Zwecken lösen und zusammenstecken lassen. Die Steckverbindung muss medizinischen Standards genügen.
- *Handhabung und Bedienbarkeit:* Die Steckverbindung muss, für den Anwender ersichtlich, in einer definierten Position einrasten. Gleichzeitig muss sich diese Verbindung auch einfach lösen lassen. Zudem müssen sich die Stecker der Kabel den entsprechenden Buchsen durch Farbringe und Knickschutztüllen zuordnen lassen.

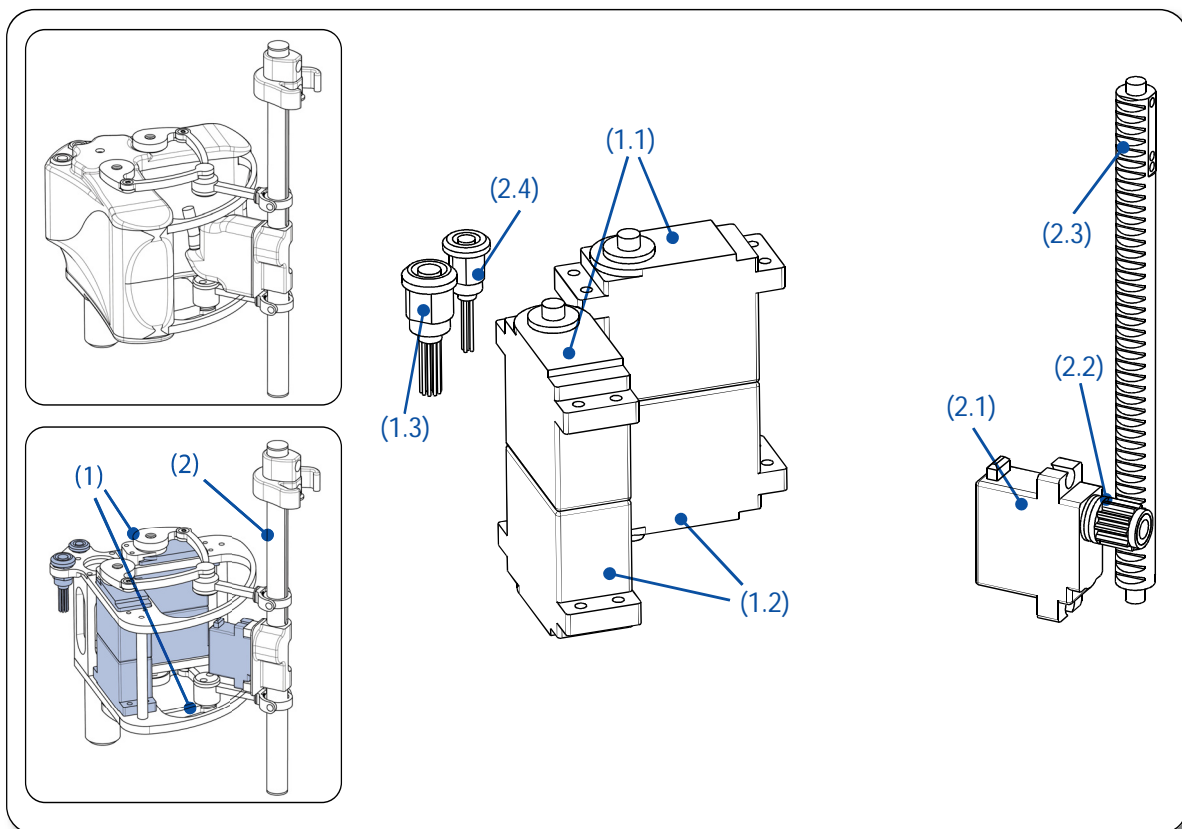


Abbildung 6.7: Die Antriebselemente des Manipulators lassen sich in die Motoren für die Parallelkinematik (1) und das Linearmodul (2) unterteilen. Jeweils ein Motorenpaar treibt ein Fünfgelenk an. Das obere Fünfgelenk wird durch das Motorenpaar (1.1) das Untere durch das zweite Motorenpaar (1.2) aktuiert. Die Übertragung der Motorsignale und die Spannungsversorgung erfolgen über die elektronische Schnittstelle (1.3). Der Motor (2.1) des Linearmoduls treibt über das Zahnrad (2.2) die Zahnstange (2.3) an. Die elektronische Anbindung erfolgt über eine Buchse (2.4)

Aus diesen Gründen wurden Steckverbindungen der Firma Lemo (Lemo S.A., Ecublens, Schweiz) eingesetzt. Diese zeichnen sich durch ihre hohe Qualität aus und haben sich in der Medizintechnik etabliert und sind dem medizinischen Personal vertraut. Über Führungsnocken sind Stecker und Buchsen kodiert und rasten in einer definierten Position ein. Zudem können Farbringe und Knickschutztüllen in zueinander passenden Farben bezogen werden, um die Identifikation zu erleichtern. Für die Anbindung des Manipulators an die Steuerung (Bedienkonsole oder EMS-Steuereinheit) werden 16-polige Verbindungen (EGA.1B.316.

CLAD), für die Anbindung des Linearmoduls eine 5-polige Verbindung (EGA.0B.305. CLAD) verwendet. Hierüber wird ebenfalls die Zustands-LED versorgt.

6.1.2 Aufbau des Gelenkarms

Die Integration in den Operationssaal und den chirurgischen Workflow sowie die situsnahe Positionierung des Manipulators erfordern eine einfache und handhabbare Lösung zur Installation des Manipulators im OP. Zudem müssen sicherheitsrelevante Aspekte berücksichtigt werden. Zum einen ist eine schnelle Montierbarkeit der Komponenten an den Operationstisch während der präoperativen Setup-Phase gefordert zum anderen eine intraoperative Flexibilität hinsichtlich Grobausrichtung und Hin- oder Wegschwenken des Systems. Zusätzlich muss der Manipulator nahe am Patienten sicher reversibel positioniert werden. Hierzu kommen eine L-förmige Haltestange mit Gelenkarm und mechanischer Schnittstelle zum Manipulator zum Einsatz (siehe Abbildung 6.8).

Bei der Haltestange handelt es sich eine L-förmige Edelstahlstange der Firma Baitella (Baitella AG, Zürich, Schweiz) mit den Abmessungen von 450mm×100mm und einem Gewicht von 0.9kg. Von der gleichen Firma wird der Gelenkarm G14 mit einer maximalen Auslagelänge von 400mm und einem Eigengewicht von 0.9kg eingesetzt. Dieser ermöglicht bei einem Anzugsmoment der Feststellschraube von 5Nm eine Haltekraft von ca. 50N.

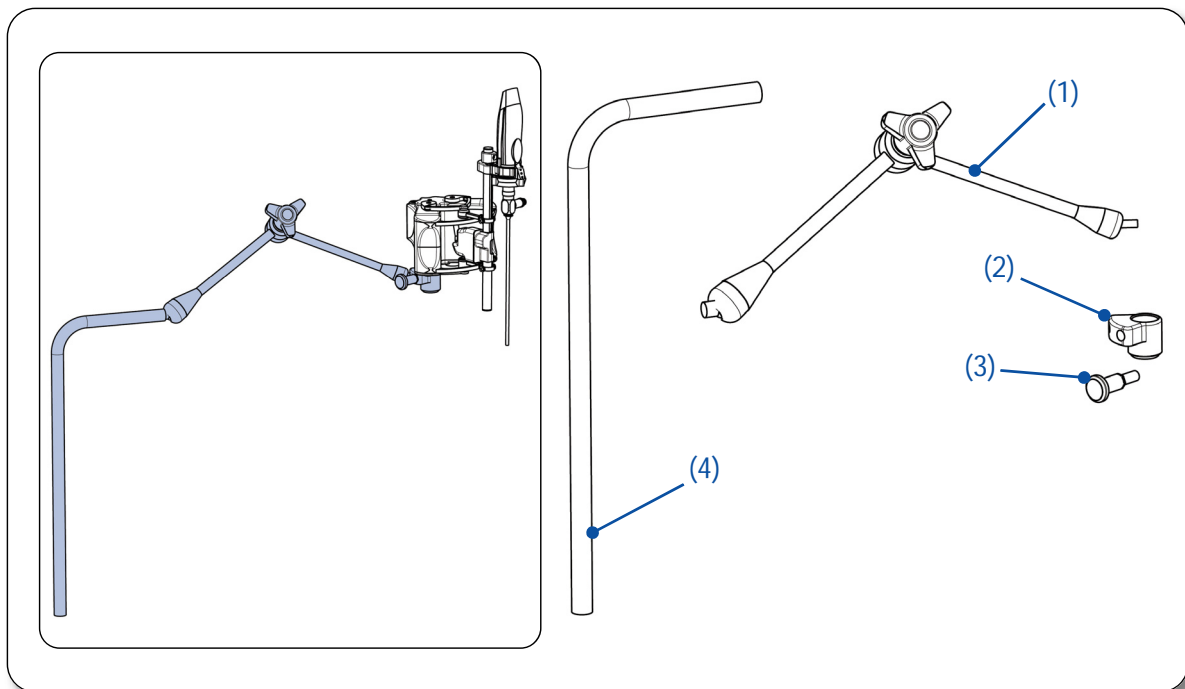


Abbildung 6.8: Der Gelenkarm (1) trägt eine Aufnahme (2) für den Manipulator, dessen Position darin über einen Rastbolzen (3) gesichert wird. Über die L-förmige Haltestange (4) kann eine Befestigung am Operationstisch erfolgen.

Nachfolgend sind die konstruktiv umzusetzenden Funktionen zur Erfüllung der Anforderungen gelistet:

- *Situsnahe Positionierbarkeit:* Der Manipulator muss stabil situsnah positioniert werden. Der Arbeitsraum der Kinematik muss über den Nasenlöchern zu liegen kommen. Der Gelenkarm ermöglicht eine flexible Positionierung des Manipulators und stabile

Arretierung. Die Auswahl des Gelenkarms richtete sich nach den äußeren Abmessungen, des Bewegungsraumes und der Tragkraft.

- *Schnelles und sicheres Aufnehmen des Manipulators:* Der Manipulator wird über eine Aufnahme am Gelenkarm angebracht, welche durch ihre Bauweise ein sofortiges Entnehmen ermöglicht. Der Manipulator wird in seiner Position in der Aufnahme über einen Rastbolzen gesichert. Die Aufnahme ist aus Edelstahl gefertigt und stellt das Gegenstück zu der Tragsäule des Manipulators dar. Hier galt es, eine Abstimmung zwischen der Spielfreiheit einerseits und der Praktikabilität beim Einsetzen des Manipulators andererseits, zu finden. Hier wurde eine Spielpassung mit Entlüftungsloch realisiert, welche eine ausreichende Positionierbarkeit ermöglicht und durch das Entweichen der Luft Über- bzw. Unterdrucksituationen beim Einsetzen bzw. Entnehmen des Manipulators erleichtert.
- *Integration in den OP-Saal:* Die Integration in den Operationssaal des Systems erfolgt über die Anbindung an das Schienensystem des Operationstisches. Die Schnittstelle hierzu stellt die Haltestange dar, die sich in die Kloben des OP-Tischs einsetzen, ausrichten und fixieren lassen. Die Auswahl der Haltestange richtet sich nach der Ausladung des kurzen Schenkels über den Operationstisch sowie nach der Montierbarkeit in den Kloben.
- *Grobausrichten des Manipulators:* Der Gelenkarm ermöglicht in seinem Bewegungsraum die Grobausrichtung des Manipulators. Der verwendete Gelenkarm ermöglicht in Kombination mit der L-förmigen Haltestange eine Abdeckung des mittleren Bereichs des Operationstisches. Hierdurch kann ein kürzerer Gelenkarm verwendet werden, welcher sich durch eine bessere Handhabung auszeichnet. Zudem ermöglicht die situsnahe Bereitstellung einer hochsteifen Basis eine schwingungsärmere Haltekette des Manipulators.

6.1.3 Aufbau der Endoskopkameraadapter

Die Endoskopkamera wird über einen speziellen Adapter an der Aufnahme am Linearmodul des Manipulators befestigt. Hierbei müssen die zwei unterschiedlich dimensionierten Endoskopkamerateypen Image1 und Image1HD berücksichtigt werden. Zudem soll der Kameraadapter zusätzlich als Trackerbefestigung fungieren. Hierzu wurden zwei unterschiedliche Adapter entwickelt und realisiert (siehe Abbildung 6.9). Beide sind zweiteilig ausgelegt, weisen auf der Rückseite die Schnittstelle zur Aufnahme am Linearmodul und auf der Vorderseite zum Endoskopkameratracker auf. Es stand die Umsetzung der folgenden Funktionen im Vordergrund:

- *Erhalten der Kamerabedienebarkeit:* Die Adapter für Image1 und Image1HD müssen die Bedienerbarkeit der Menütaster sowie der mechanischen Stellringe weiterhin ermöglichen. Zudem darf der Adapter das Handling der Kamera mit Optik nicht beeinflussen. Zusätzlich dürfen Optikwechsel nicht eingeschränkt werden. Deswegen wurde bei der Realisierung der Bereich für die Montage des Adapters ausgewählt, der einerseits ausreichend Platz bietet und das Handling am wenigsten einschränkt. Zudem wurde auf das geringe Gewicht des Adapters durch den Einsatz von Leichtmetalllegierung geachtet, um die zu bewegenden Massen gering zu halten.
- *Identische Achslage des Endoskops zum Manipulator:* Beide Kameratypen sollen die Endoskopachse an gleicher Stelle im Manipulator haben, um die vergleichbaren Be-

wegungseigenschaften zu besitzen. Diese hängen von dem Abstand der Endoskopachse zum Pivotpunkt der Bewegung ab. Dies wurde bei der Entwicklung der Adapter zwischen den beiden Kameratypen abgeglichen und berücksichtigt.

- *Schnelles Entnehmen des Endoskops mit Kamera:* Die Verbindung von Manipulator zu Endoskopkamera muss garantieren, dass das Endoskop intraoperativ jederzeit entnommen werden kann. Trotzdem müssen sich Kamera und Optik sicher in der Aufnahme zentrieren und befestigen lassen. Diese Anforderung wurde durch die Gestaltung des Adapters und der Aufnahme ähnlich zweier Puzzlestücken umgesetzt. In z-Richtung ist der Adapter in der Aufnahme durch einen Anschlag gesichert. Nach oben lassen sich Kamera mit Endoskop einfach entnehmen. Seitlich ist die Position durch ein Umklammern des Adapters in der Aufnahme definiert. Hinterschneidungen bieten für die sterile Folie Platz, um beim Einsetzen nicht zu blockieren oder um beschädigt zu werden.

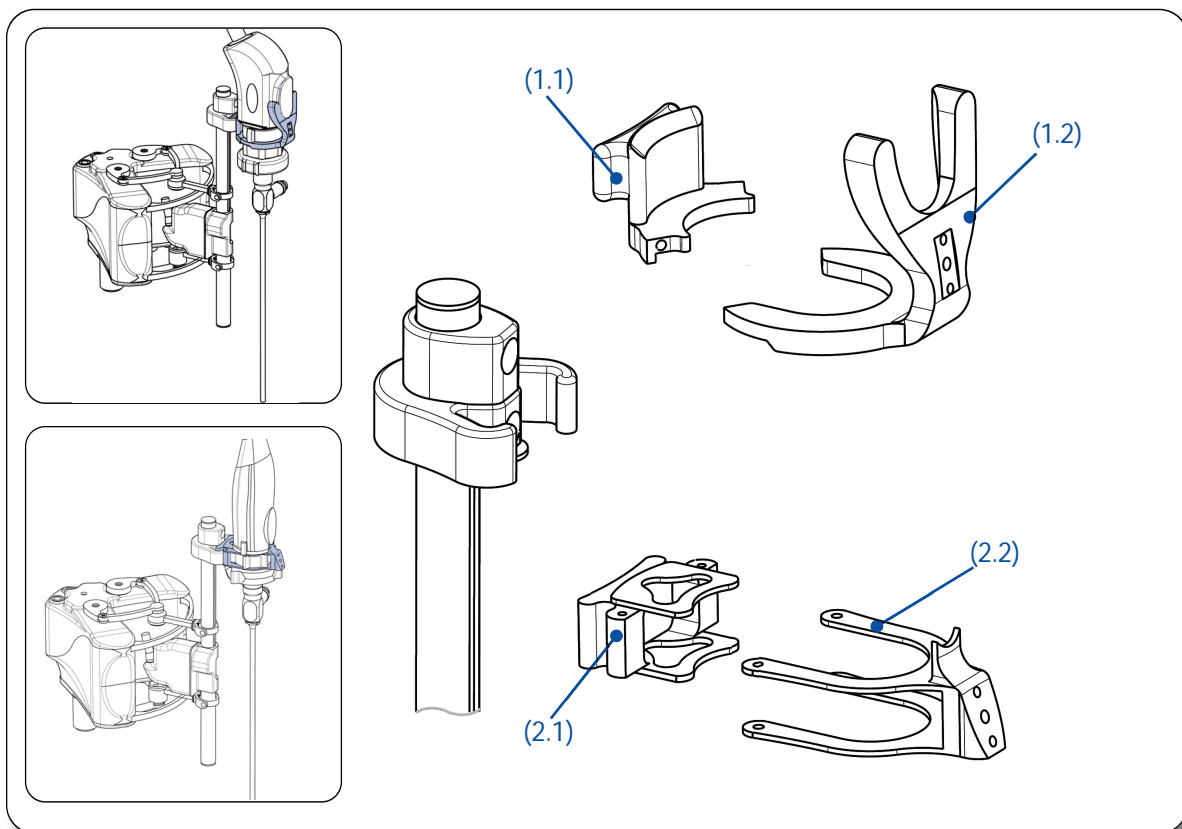


Abbildung 6.9: Es wurden zwei Endoskopkameraadapter zur Befestigung der Kamera mit Endoskop am Linearmodul realisiert. So kann mit dem zweiteiligen Adapter (1) die Image1HD (kleines Bild oben links), mit dem Adapter (2) die Image1 (kleines Bild unten links) Endoskopkamera befestigt werden. Zudem verfügen beide über eine mechanische Schnittstelle zum Tracker des Navigationssystems.

- *Trackeraufnahme:* Die Trackeraufnahme stellt die Schnittstelle zu den Trackern des Navigationssystems dar und ermöglicht die Verwendung des Standardendoskops als navigiertes Endoskops. Hierdurch kann der Funktionsbereich des Endoskops erweitert werden. Der Tracker muss so zur Navigationskamera ausgerichtet sein, sodass die Kamera im intraoperativen Einsatz möglichst senkrecht auf den Tracker blicken kann. Zudem muss die Trackerbefestigung ein sicheres Befestigen des Trackers an einer definierten Position ermöglichen. Der Tracker darf zugleich die Handhabung von Ka-

mera oder Endoskop nicht einschränken. Der Kameraadapter wurde aus diesem Grund an der Oberseite mit einer abgewinkelten mechanischen Schnittstelle versehen, welche den Tracker aufnehmen und während manueller oder Manipulator-unterstützten Endoskopführung zur Navigationskamera hält.

6.1.4 Aufbau der Bedienkonsole

Für die Steuerung des Endoskopführungssystems als Telemanipulator wurde eine Bedienkonsole entworfen. Diese muss die Anforderungen der Kompaktheit, der Integrierbarkeit in den Operationsraum, der Ergonomie und Bedienbarkeit erfüllen. Die Bedienkonsole besteht aus einem Gehäuse, einer Tragstruktur, elektronischen Schnittstellen, Bedienelementen sowie der Steuerelektronik (siehe Abbildung 6.10). Zubehörkomponenten wie Verbindungskabel und medizinische Netzteil werden an die Bedienkonsole angeschlossen.

Gehäuse. Das Gehäuse ist zweiteilig aufgebaut, es verfügt über eine Ober- sowie über eine Unterschale. Es hat neben den allgemeinen Anforderungen wie dem Schutz der innenliegenden Systemkomponenten, der Montierbarkeit und der Handhabbarkeit zusätzlich noch folgende Funktionen:

- *Ergonomisches Design und Handablage:* Das Design der Bedienkonsole muss dem Anwender eine ergonomische Körperhaltung und Handablage ermöglichen. Die Handablagen sind aus diesem Grund mit großen Radien versehen, somit kann anwenderspezifisch eine bequeme Handhaltung gefunden werden. Die Gewichtskräfte der Hände müssen durch das Gehäuse aufgenommen und an die Tragstruktur weitergeleitet werden. Die zweiteilige Konsole ist massiv ausgelegt. Dicke Wandstärken garantieren eine optimale Kraftweiterleitung. Die Überleitung zur Tragstruktur ist über einen doppelt gesicherten Kraftschluss sichergestellt. Die äußere Form der Konsole soll es ermöglichen, dass der Anwender nahe an dem Operationstisch stehen kann. Die Konsole weist aus diesem Grund eine sichelförmige Gestalt auf, wodurch dem Anwender Raum geboten wird, vor die Bedienelemente zu treten.
- *Abschirmung von elektromagnetischer Strahlung:* Die Bedienkonsole enthält die Steuerelektronik und führt die Kabel der Joystick- und Motorsignale und die elektrische Spannung für Motoren und Steuerung. Äußere elektromagnetische Störfelder dürfen die elektronischen Komponenten nicht beeinflussen. Eine integrierte EMV-Folie dichtet den inneren Hohlraum der Konsole durch das Bilden eines Faraday'schen Käfigs für äußere Störungen ab.

Analog zu den Gehäuseteilen des Manipulators wurde das Gehäuse der Bedienkonsole im 3D-Druckverfahren hergestellt und behandelt.

Tragstruktur. Die Tragstruktur der Bedienkonsole besteht aus einem winkelförmigen L-Profil sowie einem zweiteiligen Gelenkarm mit Rändelschraube. Die Tragstruktur der Bedienkonsole muss folgende Eigenschaften erfüllen:

- *Anwenderspezifische Einstellung und Anbindung an den Operationstisch.* Die Konsole muss sich an die vom Anwender gewünschte intraoperative Situation anpassen lassen. Hierzu enthält die Tragstruktur einen Gelenkarm, welcher den Anstellwinkel der Konsole variabel hält. Der Gelenkarm ist so dimensioniert, sodass dieser in den Kloben des Operationstisches passt und somit die Konsole in der Höhe zusätzlich einstellbar ist.

- *Ermöglichung des Kraftflusses:* Die von dem Gehäuse der Bedienkonsole aufgenommenen Kräfte und Momente müssen von der Tragstruktur auf den Operationstisch übertragen werden können. Hierbei übernimmt das L-Profil die äußeren Kräfte als Flächenlast vom Gehäuse und leitet sie an den Gelenkarm an den Operationstisch weiter.

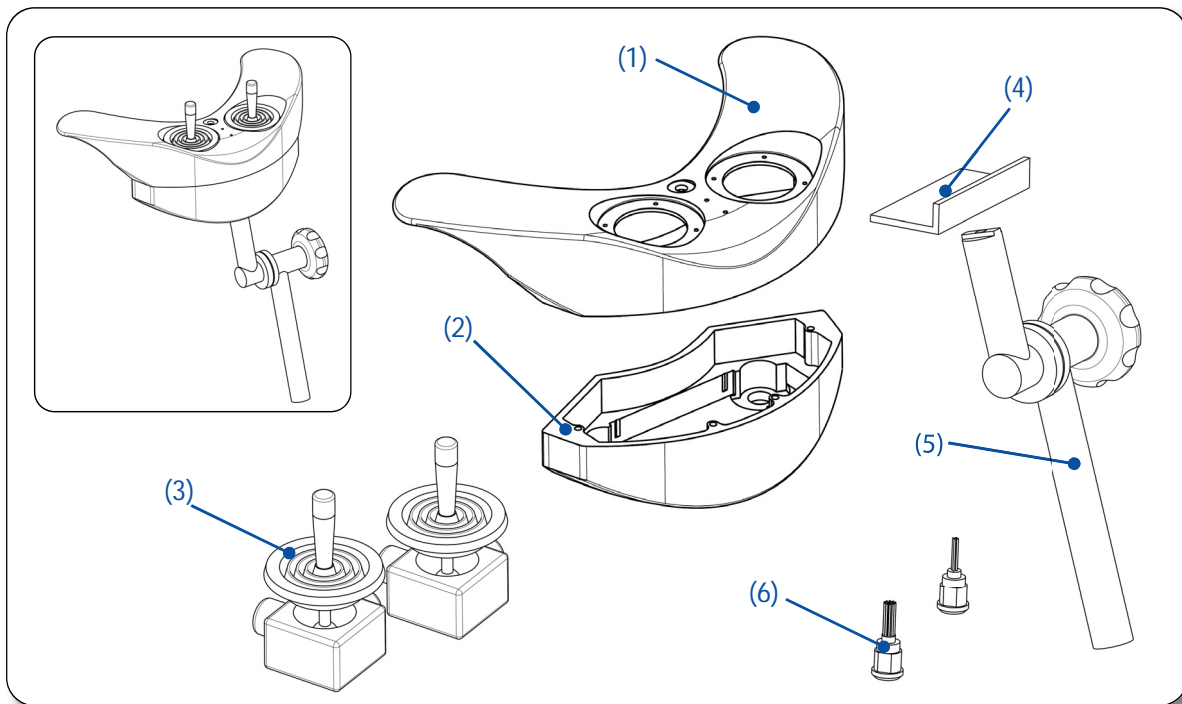


Abbildung 6.10: Die Bedienkonsole verfügt über ein zweiteiliges Gehäuse, das sich aus einer Ober- und einer Unterschale (1) zusammensetzt, über zwei Joysticks (3) welche in der Oberschale befestigt werden, über eine Tragstruktur bestehend aus L-Profil (4) und verstellbarem Gelenkarm (5) und elektronischen Schnittstellen (6). Die Steuerelektronik ist nicht dargestellt.

Elektronische Schnittstellen. Die elektronischen Schnittstellen müssen eine Anbindung an den Manipulator sowie an die medizinischen Netzteile ermöglichen. Hierbei gelten die gleichen Bedingungen wie bereits für die Schnittstellen des Manipulators. Die Konsole verfügt dementsprechend über eine 16-polige Verbindung (EGA.1B.316.CLAD) für das Manipulatorkabel und eine 4-polige Verbindung (EGA.1B.304.CLAD) für die Spannungsversorgung.

Elektronische Komponenten. Die elektronischen Komponenten dienen zur Benutzerinteraktion und zur Steuerung des Endoskopführungssystems. Sie setzen sich zusammen aus zwei Joysticks, einer Steuerplatine mit Mikrocontroller, einem Spannungsmodul, zwei LEDs sowie einem Kippschalter.

- *Aufnahme der Benutzerbefehle.* Der Benutzer steuert das Endoskop über feine Handbewegungen. Die Bewegungen müssen erfasst und an die Steuerplatine weitergeleitet werden. Der Joystick soll aus mechanischer Sicht zudem über eine kleine Einbautiefe, kleine Abmessungen sowie über eine Federrückstellung auf Mittellage nach der Verwendung und mindestens über zwei Freiheitsgrade verfügen. Zudem sollte der Joystick zur Umgebung mit einer Manschette abgekapselt sein. Diese Anforderungen werden durch die Joysticks Typ 812/B der Fa. Megatron (Megatron, Haifa, Israel) erfüllt.

- *Kontrolle der Motoren.* Die Motoren des Manipulators müssen sich aus Sicherheitsgründen jederzeit von der Spannungsversorgung trennen lassen. Dem Anwender muss zudem visualisiert werden, ob die Steuereinheit aktiv ist und ob der Manipulator mit Spannung versorgt wird. Hierzu wurde ein Kippschalter in die Konsole integriert, welcher dem Anwender zu jedem Zeitpunkt ermöglicht, die Motoren von der Spannung zu trennen und den Manipulator passiv zu schalten. Zwei LEDs an der Bedienkonsole zeigen an, ob nur die Konsole oder auch der Manipulator mit Spannung versorgt wird. Zudem wird dies über eine zusätzliche LED am Manipulator visualisiert.
- *Steuerung des Endoskopführungssystems:* Der Manipulator muss ohne Bootzeiten nach dem Anschalten sofort einsatzbereit sein. Die Steuerung sollte sich des Weiteren in die Konsole oder den Manipulator integrieren lassen, um den Ansatz des einfach gehaltenen Systemaufbaus beibehalten zu können. Die Steuerung hat die operativen Aufgaben des Einlesens von analogen und digitalen Signalen, der Generierung und Ausgabe von pulsweitenmodulierten Signalen sowie dem Speichern des Modells der direkten und inversen Kinematik. Die Steuerung muss echtzeitfähig sein. Diese Eigenschaften konnten durch die realisierte Steuerung auf Mikrocontrollerbasis umgesetzt werden. Es wurde ein leistungsstarkes Mikrocontrollermodul mit AVR-Controller eingesetzt. Es handelt sich um das RN-MEGA 2560 Steuermodul der Fa. Robotikhardware (Robotikhardware, Sontra, Deutschland), mit ATmega2560 Mikrocontrollerchip der Firma Atmel (Atmel, San Jose, CA, USA). Das Steuermodul erfüllt alle steuerungsspezifischen Anforderungen und verfügt zudem über einen kompakten Bauraum (63×43mm). Die Spannungsversorgung der Platine wird über ein Spannungsmodul bereitgestellt.

Zubehör. Das Zubehör setzt sich aus den Kabeln und den Netzteilen zur Spannungsversorgung der Motoren zusammen. Die Kabel sind abgeschirmt und sind mehradrig ausgelegt. Das Kabel zur Versorgung des Manipulators und zur Signalübertragung an die Motoren verfügt an seinen Enden über zwei Lemostecker, welche die elektromechanisch sichere Verbindung garantieren. Diese passen durch die mechanische Kodierung in nur einer Position in die dafür vorgesehene Buchse an Konsole und Manipulator. Das Kabel für die Anbindung der medizinischen Netzteile verfügt ebenfalls über einen Lemostecker und bietet dadurch die gleichen Vorteile gegenüber konventionellen Steckverbindungen. Die medizinischen Netzteile der Fa. Günter (Günter Netzteile, Neuenbürg, Deutschland) stellen die geforderte Konstanz der Spannungsversorgung der Motoren (6V) und der Steuerelektronik (5V) sicher. Die Netzteile sind externe Komponenten und werden unter dem Operationstisch abgelegt. Dies ermöglicht gegenüber einer Integrationslösung eine kompakte und leichtere Bauweise der Bedienkonsole.

6.1.5 Aufbau der Steuerungseinheit und des Fußpedals

Die Steuerungseinheit besteht zum einen aus einem Gehäuse mit darin integrierten medizinischen Netzteilen und einer Steuerelektronik, zum anderen aus Schnittstellen zur Navigationskamera, zum Navigationsrechner, zum Manipulator sowie zum Fußpedal. Sie verfügt über einen Kaltgerätesteckeranschluss auf der Gehäuserückseite und über einen Netzschalter, über zwei beleuchtete Taster zur Auswahl der Endoskopkamerateyps (Standard oder HD), über zwei Statusleuchten, über einen Not-Ausschalter sowie über einen An-/Ausschalter.

- *Integrierbarkeit in den Endoskopieturm:* Die Steuerungseinheit soll sich in den Endoskopieturm leicht und einfach integrieren lassen und keinen zusätzlichen Gerätekart beanspruchen. Durch die Verwendung eines von der Firma KarlStorz (Tuttligen,

Deutschland) bereitgestellten Gehäuses für chirurgische Geräte konnten diese Anforderungen leicht erfüllt werden.

- *Zugänglichkeit und Sichtbarkeit aller Bedienelemente und Schnittstellen:* Die Frontplatte mit Beschriftung, elektromechanische Schnittstellen und Bedienelemente müssen für den Anwender leicht zugänglich sein, eindeutig interpretierbar sowie bedienbar bleiben. Die Abstände zwischen den einzelnen Buchsen und Bedienelementen wurden deswegen größtmöglich über die Frontplatte verteilt. Die Positionierung der Anschlussbuchsen für Fußpedal, Manipulator und Navigationssystem sowie Navigationskamera auf der Frontplatte ermöglichen demnach eine schnelle Inbetriebnahme nach der Installation.
- *Bedienbarer medizinischer Fußschalter.* Der Fußschalter muss die allgemeinen Anforderungen an einen medizinischen Fußschalter erfüllen. Hierzu zählen beispielsweise die mechanische solide Bauweise, die mechanisch sichere Anbindung des Kabels, die rutschfeste Positionierbarkeit auf dem Boden usw. Für die gewünschte Funktionalität im vorliegenden Fall sollte der Fußschalter über zwei Pedale und einen Taster verfügen, um die lineare und die Schwenk/-Neigebewegung getrennt voneinander bedienen zu können. Zudem sollte sich das Endoskop durch das Betätigen des Tasters in die kinematische Mittelstellung fahren lassen. Die Erfüllung dieser geforderten Eigenschaften konnte durch den Bezug des medizinischen Fußschalters MGF 2-MED der Firma Steute (Löhne, Deutschland) umgesetzt werden.

6.2 Mathematisches Modell der inversen Kinematik

Die inverse Kinematik ermöglicht bei einem Roboter in Abhängigkeit der Position und Orientierung des Endeffektors die Bestimmung der Gelenkwinkel der kinematischen Elemente. Die Beschreibung der inversen Kinematik erfolgt in dieser Arbeit in zwei Schritten. Zunächst wird ausgehend von der *Pose* des *tcp* des Endoskops (*end_tcp*) die einzunehmende Position des oberen und unteren Führungsarms (P_1 und P_2) berechnet. Im zweiten Teil werden dann basierend auf P_1 und P_2 durch die inverse Kinematik des Fünfgelenks die resultierenden Motorwinkel (ω_i) bestimmt (Krinninger *et al.*, 2009a). Das Modell der inversen Kinematik kann für das obere und untere Fünfgelenk verwendet werden.

6.2.1 Geometrische Betrachtung und Notation

Die in diesem Kapitel verwendeten Parameter zur Beschreibung der Kinematikelemente sind in Tabelle 6.2, die Notation der Koordinatensysteme ist in Abbildung 6.11 dargestellt.

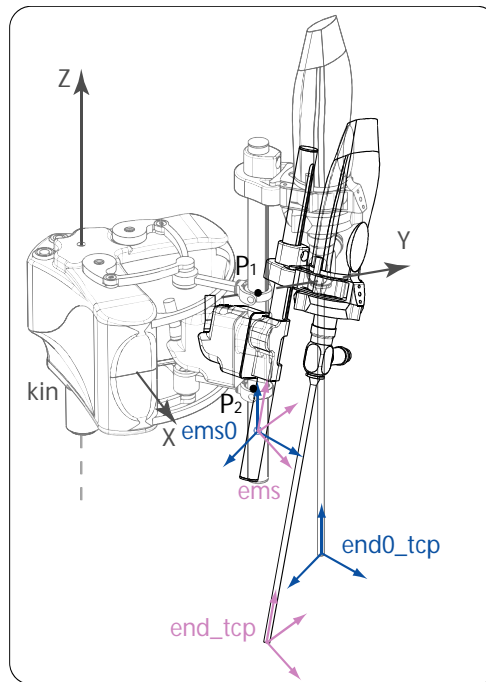


Abbildung 6.11: Definition der Koordinatensysteme von Endoskop ($end, end0$), Manipulator ($ems, ems0$) und Kinematik (kin).

Tabelle 6.2: Übersicht der verwendeten Parameter:

Parameter	Beschreibung
kin	Ortsfestes Basiskoordinatensystem der Kinematik
ems	Aktuelles Koordinatensystem des Manipulators
$ems0$	Initiale Ausrichtung des Koordinatensystems des Manipulators
end_tcp	Aktuelle Lage des Koordinatensystems des Endoskops
$end0_tcp$	Initiale Ausrichtung des Koordinatensystems den Endoskops
J_1	Gelenk 1, ermöglicht Rotation des Lenkers L_1 in J_1 bzgl. Basis
J_2	Gelenk 2, ermöglicht Rotation des Lenkers L_1 in J_2 zu Lenker L_2
J_3	Gelenk 3, ermöglicht Rotation des Lenkers L_2 in J_3 zu Lenker L_3
J_4	Gelenk 4, ermöglicht Rotation des Lenkers L_3 in J_4 zu Lenker L_5
L_1	Basisnaher Lenker des Fünfgelenks
L_2	Basisferner Lenker des Fünfgelenks
L_3	Basisferner Lenker des Fünfgelenks
L_4	Basisnaher Lenker des Fünfgelenks
$P_i(x_i, y_i)$	Koordinaten des Zentrums des Kardangelenks des oberen oder unteren kardanischen Gelenkarms

Parameter	Beschreibung
P_1	Zentrum des Kardangelenks des oberen kardanischen Gelenkarms
P_2	Zentrum des Kardangelenks des unteren kardanischen Gelenkarms
P_{pvp}	Pivotpunkt
x_{J_i}	x-Koordinate des Gelenks J_i
y_{J_i}	y-Koordinate des Gelenks J_i
a	Länge vom basisnahen Lenkern L_1 und L_4 [20mm]
b	Länge vom basisfernen Lenkern L_2 und L_3 [47,5mm]
c	Länge des kardanischen Gelenkarms, (Zentrum Kardangelenk $P(x_i, y_i)$ zu Gelenks J_3 .) [46mm]
d	Länge des Abstands: Zentrum des Kardangelenks $P(x_i, y_i)$ zu Gelenks J_3 [85mm]
e	Länge des Abstands: Ursprung Basiskoordinatensystems ${}^{kin}T$ zu Motorabtriebswelle [30.3mm]
f	Länge des Abstands: Zentrum des Kardangelenks $P(x_i, y_i)$ zu Gelenks J_5
h	Länge des senkrechten Achsabstands: Linearmodul: Motorachse zu Lin.-achse [10mm]
k	Länge des Abstands: Gelenks J_1 zu Gelenks J_3
r	Länge des Abstands: Schwerpunkt Linearmodul zu Zentrum des Kardangelenks P_1 [36mm]
r_{p2}	Länge des Abstands: Pivotpunkt P_{pvp} zu P_2
s	Länge des Abstands: Endoskopachse zu Linearmodulachse [40mm]
t	Länge des Abstands: Schwerpunkt Linearmodul zu Zentrum Kardangelenk P_2 [30mm]
u	Länge des Abstands: Zentrum des Kardangelenks P_1 zu Schwerpunkt des Endoskops [100mm]
v	Länge des Abstands: Pivotpunkt zu Zentrum Kardangelenk P_2 [20mm]
z_0	Länge des Abstands: KOS $end0_tcp$ zu KOS end_tcp in z-Richtung [78mm]
z_{p1}	z-Komponente des Punktes P_1 : aus Konstruktion bekannt [+33mm]
z_{p2}	z-Komponente des Punktes P_2 : aus Konstruktion bekannt [-33mm]
α	Polarwinkel zwischen positiver z-Achse und r_{p2}
β	Azimutwinkel zwischen positiver x-Achse und Projektion von r_{p2} in xy-Ebene
δ	$\sphericalangle J_4 P(x_i / y_i) J_3$ konstanter Wert, konstruktionsbedingt [0,43rad bzw. 24,67°]
ε	$\sphericalangle J_4 J_5 P(x_i / y_i)$
ζ	Winkel zwischen x-Achse und Vektor $\overrightarrow{J_5 P(x_i / y_i)}$
η	Winkel zwischen der Vertikalen und Vektor $\overrightarrow{J_5 J_4}$
θ	Winkel zwischen der Vertikalen und Vektor $\overrightarrow{J_3 P(x_i / y_i)}$
ι	Winkel zwischen der Horizontalen und Vektor $\overrightarrow{J_1 J_3}$

κ	$\sphericalangle J_3 J_1 J_2$
λ	Winkel zwischen y -Achse und Vektor $\overrightarrow{J_1 J_3}$
ρ	Winkel zwischen der Horizontalen und Vektor $\overrightarrow{J_5 J_4}$
ς	Winkel zwischen der Horizontalen und Vektor $\overrightarrow{J_4 J_{P1}}$
χ	Winkel zwischen der Vertikalen und Vektor $\overrightarrow{J_4 J_3}$
ψ	Winkel zwischen der Achse $\overrightarrow{J_4 J_3}$ und der Senkrechten auf $\overrightarrow{J_5 J_4}$ durch J_4
ω_1	Winkel zwischen y -Achse und Vektor $\overrightarrow{J_1 J_2}$
ω_2	Winkel zwischen x -Achse und Vektor $\overrightarrow{J_4 J_5}$

6.2.2 Inverse Kinematik vom Endeffektor zu den Fünfgelenken

Es können über eine Reihe von Koordinatentransformationen die Positionen der kardanischen Führungsarme ermittelt werden. Es lässt sich folgende Gleichung aufstellen:

$${}^{end_tcp}T_{kin} = {}^{end_tcp}T_{end0_tcp} {}^{end0_tcp}T_{ems} {}^{ems}T_{ems0} {}^{ems0}T_{kin} \quad (6.1)$$

Die Transformation ${}^{kin}T_{ems0}$ ist aus der Konstruktion bekannt. Der Übergang von end_tcp nach $end0_tcp$, welche durch eine translatorische Verschiebung des Endoskops im Linearmodul zu Stande kommt, ist direkt von dem Motorwinkel ω_5 abhängig. Die Transformation ist bekannt zu:

$${}^{end0_tcp}T_{end0_tcp} = \left({}^{end0_tcp}T_{end_tcp} \right)^{-1} \quad \text{mit} \quad {}^{end0_tcp}T_{end_tcp} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ & 1 & 0 \\ & & 1 & z(\omega_5) \\ 0 & & & 1 \end{pmatrix} \quad (6.2)$$

Die Transformation des ems -Koordinatensystems in das $end0_tcp$ -Koordinatensystem wird beschrieben durch:

$${}^{end0_tcp}T_{ems} = \left({}^{ems}T_{end0_tcp} \right)^{-1} \quad \text{mit} \quad {}^{ems}T_{end0_tcp} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ & 1 & s \\ & & 1 & z_0 \\ 0 & & & 1 \end{pmatrix} \quad (6.3)$$

wobei s und z_0 feste, aus der Konstruktion bekannte Größen sind. Führt man eine Koordinatentransformation von end_tcp nach ems durch, so ergibt sich eine Transformationsmatrix in kartesischer Darstellung. Da ems zu $ems0$ um die beiden Winkel α und β rotiert ist, die nicht voneinander abhängig sind, wird aus der kartesischen Darstellung dieser Matrix in die Darstellung in Kugelkoordinaten gewechselt.

$${}^{end_tcp}T_{ems} = {}^{end_tcp}T_{end0_tcp} {}^{end0_tcp}T_{ems} \quad (\text{kartesische Darstellung}) \quad (6.4)$$

Der Übergang von ems zu $ems0$ lässt sich in Abhängigkeit von den beiden Winkeln α und β darstellen, welche aus den Relativverschiebungen zwischen P_1 und P_2 resultieren (siehe Abbildung 6.12).

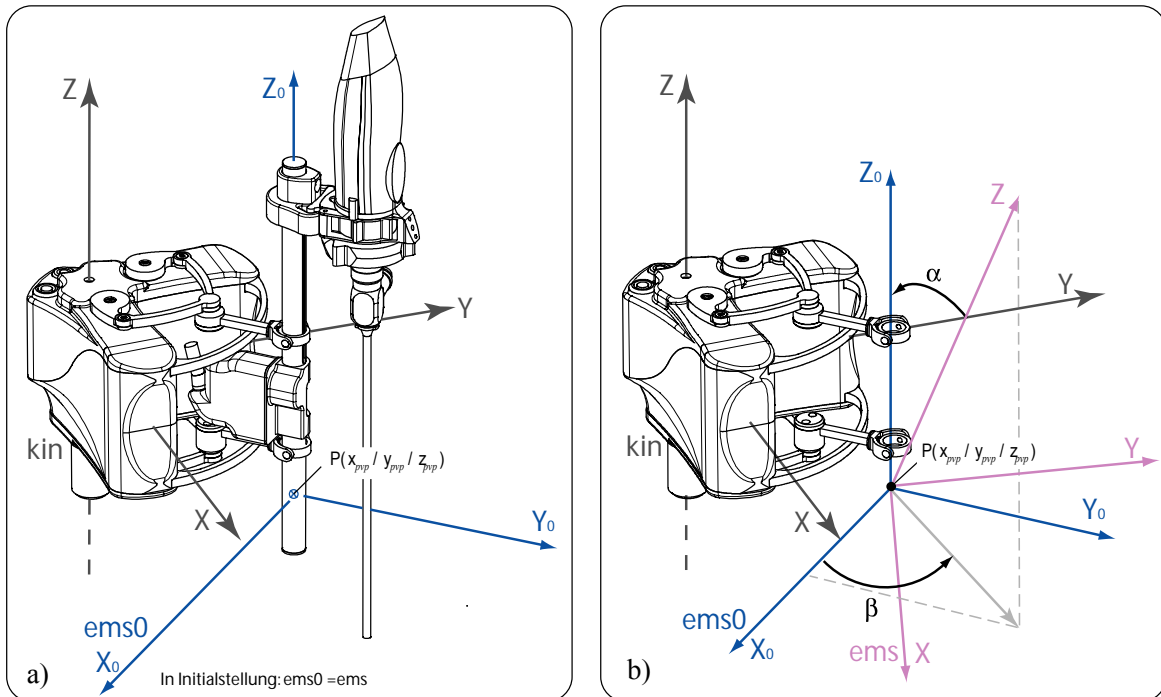


Abbildung 6.12: a) Lage der Koordinatensysteme kin und $ems0$ in der Initialstellung zueinander. b) Wird das Endoskop ausgelenkt, so wird das Koordinatensystem ems zu der Initialstellung um zwei Winkel α und β rotiert. Da die beiden Rotationen unabhängig voneinander erfolgen können, wird diese Rotation in Kugelkoordinaten angegeben.

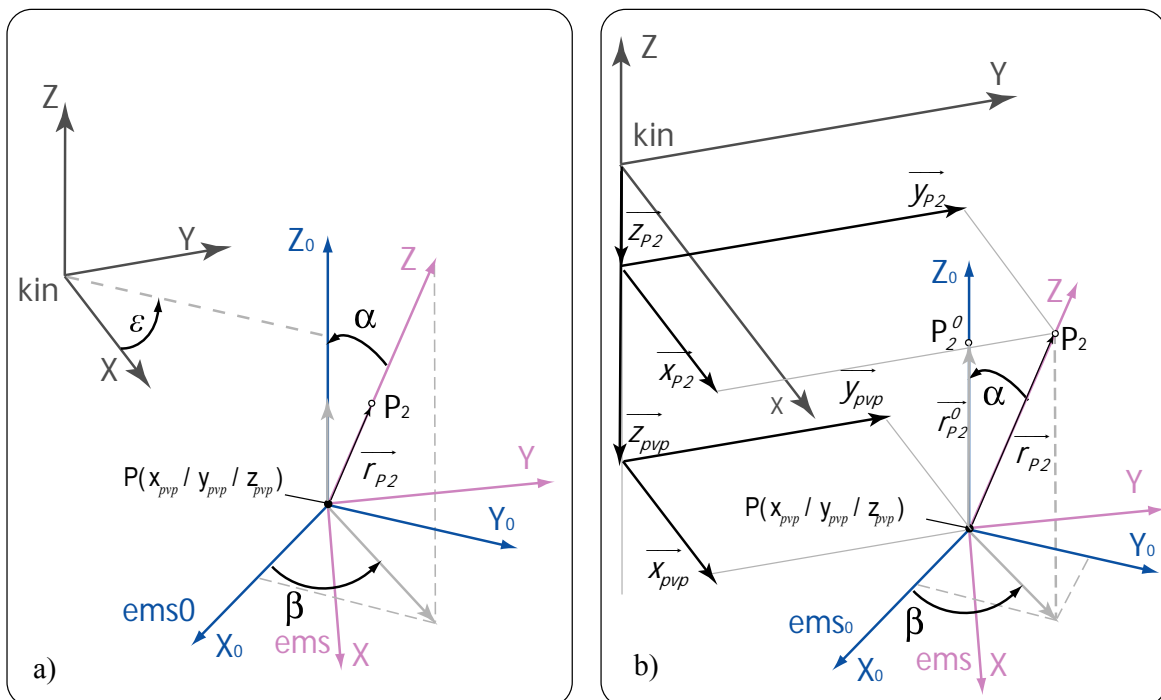


Abbildung 6.13: a) Das Initialsystem $ems0$ ist gegenüber dem ortsfesten Koordinatensystem der Kinematik kin um den Winkel ϵ um die z -Achse gedreht. b) Die Berechnungen des Polarwinkels α und des Azimutwinkels β erfolgen in Abhängigkeit des Punktes P_2 .

Die Rotation wird mit Kugelkoordinaten beschrieben, da die beiden Rotationen unabhängig voneinander erfolgen können. Der Winkel β (Azimutwinkel) ist der Winkel zwischen der positiven x -Achse und der Projektion von r_{P_2} in der xy -Ebene von $ems0$, gezählt von 0 bis 2π (0° bis 360°) gegen den Uhrzeigersinn. Der Winkel α (Polarwinkel) ist der Winkel zwischen der positiven z -Achse und r_{P_2} , gezählt von 0 bis π (0° bis 180°). Das Rotationszentrum ist der Punkt P_{pvp} . Die beiden Winkel α und β hängen von den Positionen von P_1 und P_2 ab. Da P_1 und P_2 prinzipbedingt immer mit P_{pvp} auf einer Geraden liegen, genügt es, den Vektor r_{P_2} zu betrachten, welcher von P_{pvp} zu P_2 gerichtet ist. Die Auslenkung des Linearmoduls über die Parallelkinematik resultiert in einer Längenveränderung des Vektors r_{P_2} . In der Initialstellung hat der Vektor die Länge $r_{P_2}^0$.

Die Rotationsmatrix lässt sich beschreiben als:

$${}^{ems}R_{ems0}(r_{P_2}, \alpha, \beta) = \begin{pmatrix} \sin \alpha \cos \beta & \sin \alpha \sin \beta & \cos \alpha \\ \frac{1}{r_{P_2}} \cos \alpha \cos \beta & \frac{1}{r_{P_2}} \cos \alpha \sin \beta & -\frac{1}{r_{P_2}} \sin \alpha \\ -\frac{1}{r_{P_2}} \frac{\sin \beta}{\sin \alpha} & \frac{1}{r_{P_2}} \frac{\cos \beta}{\sin \alpha} & 0 \end{pmatrix} \quad (6.5)$$

bzw.

$${}^{ems}R_{ems0}(r_{P_2}, x_{P_2}, y_{P_2}, z_{P_2}) = \begin{pmatrix} \frac{x_{P_2}}{r_{P_2}} & \frac{y_{P_2}}{r_{P_2}} & \frac{z_{P_2}}{r_{P_2}} \\ \frac{x_{P_2} z_{P_2}}{r_{P_2} \sqrt{x_{P_2}^2 + y_{P_2}^2}} & \frac{y_{P_2} z_{P_2}}{r_{P_2} \sqrt{x_{P_2}^2 + y_{P_2}^2}} & -\frac{(x_{P_2}^2 + y_{P_2}^2)}{r_{P_2} \sqrt{x_{P_2}^2 + y_{P_2}^2}} \\ \frac{-y_{P_2}}{x_{P_2}^2 + y_{P_2}^2} & \frac{x_{P_2}}{x_{P_2}^2 + y_{P_2}^2} & 0 \end{pmatrix} \quad (6.6)$$

Die kartesische Transformationsmatrix (6.6) gibt die *Pose* des Vektor r_{P_2} in Abhängigkeit von x_{P_2} , y_{P_2} und z_{P_2} an. Um von der kartesischen Darstellung in die Darstellung in Kugelkoordinaten wechseln zu können werden aus den Komponenten des Rotationsanteils der kartesischen Transformationsmatrix die beiden Winkel α und β berechnet, um die *ems* zu der Initialstellung $ems0$ rotiert ist. Dies erfolgt über den Punkt P_2 , welcher in kartesischer Form zu $(x_{P_2}, y_{P_2}, z_{P_2})$ eindeutig beschrieben ist. Somit kann aus der Komponente xz der kartesischen Form folgende Gleichung aufgestellt werden:

$$\alpha = \arccos(xz) \quad \text{bzw.} \quad xz = \frac{z_{P_2}}{r_{P_2}} \quad (\text{mit } z_{P_2} = r_{P_2}^0) \quad (6.7)$$

Die Komponente xx liefert:

$$x_{P_2} = r_{P_2} \sin \alpha \cos \beta \quad \beta = \arccos \frac{x_{P_2}}{r_{P_2} \sin \alpha} \quad (6.8)$$

Der Vektor $\overrightarrow{r_{P_2}}$ lässt sich als Vektorsumme beschreiben:

$$\overrightarrow{r_{P_2}} = \begin{pmatrix} x_{P_2} - x_{pvp} \\ y_{P_2} - y_{pvp} \\ z_{P_2} - z_{pvp} \end{pmatrix} \quad |\overrightarrow{r_{P_2}}| = \sqrt{(x_{P_2} - x_{pvp})^2 + (y_{P_2} - y_{pvp})^2 + (z_{P_2} - z_{pvp})^2} \quad (6.9)$$

$$\overrightarrow{r_{P_2}^0} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ z_{P_2} - z_{pvp} \end{pmatrix} \quad |\overrightarrow{r_{P_2}^0}| = \sqrt{(z_{P_2} - z_{pvp})^2} \quad (6.10)$$

Somit kann die Transformationsmatrix in Abhängigkeit der Winkel von ems nach $ems0$ angegeben werden:

$${}^{ems}T_{ems0} = \begin{pmatrix} {}^{ems}R_{ems0} & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6.11)$$

In der Initialstellung ist das kin -Koordinatensystem um den Winkel $-\varepsilon$ um die z -Achse des $ems0$ -Koordinatensystems rotiert und translatorisch in den Ursprung von kin verschoben.

$${}^{ems0}T_{kin} = ({}^{kin}T_{ems0})^{-1} \quad {}^{kin}T_{ems0} = \begin{pmatrix} R_z(\varepsilon) & x_{pvp} \\ & y_{pvp} \\ & z_{pvp} \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6.12)$$

wobei die Koordinaten von P_{pvp} bekannt sind. Ebenfalls bekannt ist aus der Konstruktion z_{Pi} . Das Ergebnis für die Eingabekoordinaten der inversen Kinematik des Fünfgelenks lautet dann:

$$\overrightarrow{{}^{kin}P_1} = {}^{kin}T_{ems0} \overrightarrow{{}^{ems0}P_1} \quad \overrightarrow{{}^{kin}P_1} = \begin{pmatrix} x_{P_1} \\ y_{P_1} \\ z_{P_1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{pvp} + r_{P_1} \sin \alpha \cos \beta \cos \varepsilon \\ y_{pvp} - r_{P_1} \sin \alpha \cos \beta \sin \varepsilon \\ z_{P_1} \end{pmatrix} \quad (6.13),$$

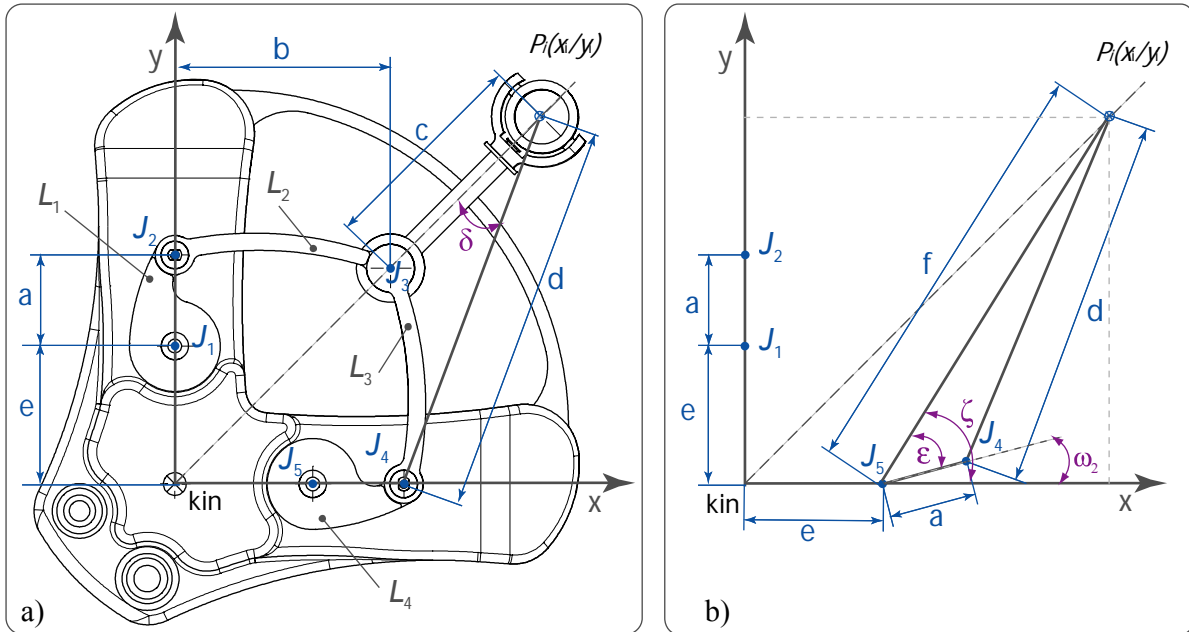
$$\overrightarrow{{}^{kin}P_2} = {}^{kin}T_{ems0} \overrightarrow{{}^{ems0}P_2} \quad \overrightarrow{{}^{kin}P_2} = \begin{pmatrix} x_{P_2} \\ y_{P_2} \\ z_{P_2} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{pvp} + r_{P_2} \sin \alpha \cos \beta \cos \varepsilon \\ y_{pvp} - r_{P_2} \sin \alpha \cos \beta \sin \varepsilon \\ z_{P_2} \end{pmatrix} \quad (6.14).$$

6.2.3 Inverse Kinematik des Fünfgelenks

Die Parallelkinematik des Endoskopmanipulators wird mittels vier identischen Servomotoren bewegt. Jeweils zwei Motoren treiben eine kinematische Kette in Form eines Fünfgelenks an. Beide Fünfgelenke sind parallel zueinander angeordnet und in ihren Abmessungen identisch. Die beiden kinematischen Ketten bewegen zwei kardalische Gelenkarme, welche das Linearmodul mit der Aufnahme für das Endoskop aufnehmen können. In Abhängigkeit der Position der Zentren der kardalischen Gelenkarme P_i lässt sich über die inverse Kinematik des Fünfgelenks auf die einzunehmenden Motorpositionen schließen.

Berechnung des Motorwinkels ω_2

In Abhängigkeit der Lage des Zentrums der kardanischen Gelenkarme $P_i(x_i/y_i)$ wird der Motorwinkel ω_2 bestimmt. Der Motor 2 treibt über das Gelenk J_5 den Lenker L_4 an (siehe Abbildung 6.14). Hierzu müssen die zwei Hilfswinkel ε und ζ eingeführt und berechnet werden. Da das obere und untere Fünfgelenk identisch sind, genügt es, für ein Fünfgelenk die inverse Kinematik aufzustellen. Diese kann dann ebenfalls zur Ermittlung der beiden Motorwinkel des zweiten Fünfgelenks verwendet werden.


 Abbildung 6.14: Skizze zur Ermittlung des Motorwinkels ω_2 .

Mittels des Kosinussatzes im Dreieck $P_i J_5 J_4$ erhält man für ε :

$$\varepsilon = \arccos \left(\frac{(x_i - e)^2 + y_i^2 + a^2 - d^2}{2a\sqrt{(x_i - e)^2 + y_i^2}} \right) \quad (6.15)$$

der zweite Hilfswinkel ζ lässt sich bestimmen zu:

$$\zeta = \arctan \left(\frac{y_i}{x_i - e} \right) \quad (6.16)$$

woraus sich das Ergebnis für den Motorstellwinkel von Motor 2 (ω_2) ergibt:

$$\omega_2 = \zeta - \varepsilon \quad (6.17)$$

Berechnung der Position von Gelenkpunkt J_4 . Die Lage des Gelenkpunktes J_4 hängt vom Motorwinkel ω_2 ab und lässt sich bestimmen zu:

$$x_{J_4} = e + a \cos(\omega_2) \quad (6.18)$$

$$y_{J_4} = a \sin(\omega_2) \quad (6.19)$$

Bestimmung des Motorstellwinkels ω_1

In Abhängigkeit des Gelenkpunktes J_3 kann nun der Motorstellwinkel ω_1 unter der Einführung von den drei Hilfswinkeln ι , κ und λ ermittelt werden. Der Hilfswinkel ι lässt sich sofort mittels der Tangensbeziehung berechnen (siehe Abbildung 6.15b):

$$\iota = \arctan\left(\frac{y_{J_3} - e}{x_{J_3}}\right) \quad (6.24)$$

Die Verbindungsstrecke k zwischen dem Gelenkpunkt J_3 und der Motorabtriebswelle ω_1 beträgt nach Pythagoras:

$$k = \sqrt{\left((y_{J_3} - e)^2 + x_{J_3}^2\right)} \quad (6.25)$$

Hieraus ergibt sich für den Hilfswinkel κ :

$$\kappa = \arccos\left(\frac{(a^2 + k^2 - b^2)}{2ak}\right) \quad (6.26)$$

Der Hilfswinkel λ beträgt demnach:

$$\lambda = \frac{\pi}{2} - \iota \quad (6.27)$$

Woraus sich das Ergebnis für den Motorwinkel ω_1 ergibt:

$$\omega_1 = \lambda - \kappa \quad (6.28)$$

Position des Gelenkpunktes J_2 . Die Koordinaten für den Gelenkpunkt J_2 lassen sich berechnen zu:

$$x_{J_2} = a \sin(\omega_1) \quad (6.29)$$

$$y_{J_2} = e + a \cos(\omega_1) \quad (6.30)$$

Das Modell der inversen Kinematik wird für beide Fünfgelenke verwendet. Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass die Motoren der unteren Kette um 180° zu den oberen Motoren an der z -Ebene gespiegelt sind. Dies muss bei der Pulsweitenberechnung mit einer Negation des Vorzeichens berücksichtigt werden.

6.3 Mathematisches Modell der direkten Kinematik

Die direkte Kinematik (Vorwärtskinematik) ermöglicht bei einem Roboter in Abhängigkeit der Gelenkwinkel eine Bestimmung der *Pose* des Endeffektors im Bezug zu der Basis des Roboters. Analog zur Beschreibung der inversen Kinematik erfolgt auch hier die mathematische Beschreibung in zwei Schritten. Zunächst wird im ersten Abschnitt die direkte Kinematik des Fünfgelenks dargelegt. Hieraus können dann die Positionen der beiden Gelenkarme P_1

und P_2 angegeben werden. Im zweiten Teil erfolgt dann die Beschreibung des *tcp* des Endoskops in Abhängigkeit dieser beiden Punkte.

6.3.1 Direkte Kinematik des Fünfgelenks

Die Formulierung der direkten Kinematik des Fünfgelenks erfolgt in fünf Schritten. Beginnend von den Gelenkpunkten J_1 und J_5 wird über die folgenden kinematischen Elemente die Position des Zentrums des kardanischen Gelenkarmes beschrieben (siehe Abbildung 6.16). Da die beiden Fünfgelenke eine Bewegung nur in der Ebene ermöglichen, wird im Folgenden die z -Komponente nicht betrachtet. Die beiden Fünfgelenke sind jeweils um einen festen Wert z_{P1} bzw. z_{P2} zum *kin*-Koordinatensystem verschoben (siehe Tabelle 6.2).

Bestimmung der Positionen von J_1 und J_5 . Die Positionen der Motorabtriebswellen J_1 (x_{J1}/y_{J1}) und J_5 (x_{J5}/y_{J5}) sind bekannt:

$$J_1 (x_{J1}/y_{J1}): \quad x_{J1} = 0 \quad y_{J1} = e \quad (6.31)$$

$$J_5 (x_{J5}/y_{J5}): \quad x_{J5} = e \quad y_{J5} = 0 \quad (6.32)$$

Berechnung der Positionen der Gelenkpunkte J_2 und J_4 . Die beiden Positionen hängen von den beiden Motorwinkeln ω_1 und ω_2 ab:

$$J_2 (x_{J2}/y_{J2}): \quad x_{J2} = a \sin \omega_1 \quad y_{J2} = a \cos \omega_1 + y_{J1} \quad (6.33)$$

$$J_4 (x_{J4}/y_{J4}): \quad x_{J4} = x_{J5} + a \cos \omega_2 \quad y_{J4} = a \sin \omega_2 \quad (6.34)$$

Berechnung der Position des Gelenkpunktes J_3 . Die Berechnung von J_3 erfolgt über den Hilfspunkt J' . Von dort gelangt man über die Höhe m des gleichschenkligen Dreiecks $J_2J_3J_4$ zu J_3 . J' liegt auf der Hälfte der Strecke von J_2 zu J_4 , dem Schnittpunkt zwischen m und der Strecke von J_2 zu J_4 . Die Strecke lässt sich als Vektor mit der Länge l ausgehend vom Punkt J_2 beschreiben:

$$\overrightarrow{J_2J_4} = \begin{pmatrix} x_{J4} - x_{J2} \\ y_{J4} - y_{J2} \end{pmatrix} \quad |\overrightarrow{J_2J_4}| = l \quad l = \sqrt{(y_{J2} - y_{J4})^2 + (x_{J4} - x_{J2})^2} \quad (6.35)$$

Um die Mittelsenkrechte zu der Strecke von J_2 zu J_4 zu erhalten, wird der Vektor im Punkt J' um die z -Achse ($\sigma=90^\circ$) gedreht.

$$R_z(\sigma) = \begin{pmatrix} \cos \sigma & -\sin \sigma \\ \sin \sigma & \cos \sigma \end{pmatrix} \quad (6.36)$$

$$\overrightarrow{J_2J_4}' = R_z(\sigma) \begin{pmatrix} x_{J4} - x_{J2} \\ y_{J4} - y_{J2} \end{pmatrix} \quad (6.37)$$

Die Dreieckshöhe m lässt sich berechnen zu:

$$m = \sqrt{k^2 - \frac{l}{2}} \quad (6.38)$$

Der Vektor $\overrightarrow{J_2 J_4}'$ muss normiert und um den Faktor m skaliert werden, um den Punkt J_3 erreichen zu können.

$$\vec{m} = \frac{1}{|\overrightarrow{J_2 J_4}'|} \overrightarrow{J_2 J_4}' m \quad \vec{m} = \begin{pmatrix} x_m \\ y_m \end{pmatrix} \quad (6.39)$$

Anschließend wird der Vektor \vec{m} auf J' addiert, um die Koordinaten von J_3 zu erhalten.

$$J_3 (x_{J_3}/y_{J_3}): \quad x_{J_3} = x_{J'} + x_m \quad y_{J_3} = y_{J'} + y_m \quad (6.40)$$

Berechnung der Zielkoordinate $P_i(x_i, y_i)$. Ausgehend von J_3 kann das Zentrum des kardani- schen Gelenkarms bestimmt werden. Hierzu wird der Vektor von J_3 zu J_4 um den konstruktions- bedingten fixen Winkel δ' um die z -Achse gedreht und auf die Länge c des Führungsarmes skaliert. Anschließend wird der Vektor auf J_3 addiert, wodurch die Position des Zentrums des Gelenkarms bestimmt ist.

$$\overrightarrow{J_3 J_4} = \begin{pmatrix} x_{J_4} - x_{J_3} \\ y_{J_4} - y_{J_3} \end{pmatrix} \quad (6.41)$$

Rotation um die z -Achse im Punkt J_3 mit dem konstanten Winkel δ' und Skalierung mit c liefert:

$$\overrightarrow{J_3 J_4}' = R_z(\delta') \begin{pmatrix} x_{J_4} - x_{J_3} \\ y_{J_4} - y_{J_3} \end{pmatrix} \quad (6.42)$$

$$\vec{c} = \frac{1}{|\overrightarrow{J_3 J_4}'|} \overrightarrow{J_3 J_4}' c \quad \vec{c} = \begin{pmatrix} x_c \\ y_c \end{pmatrix} \quad (6.43)$$

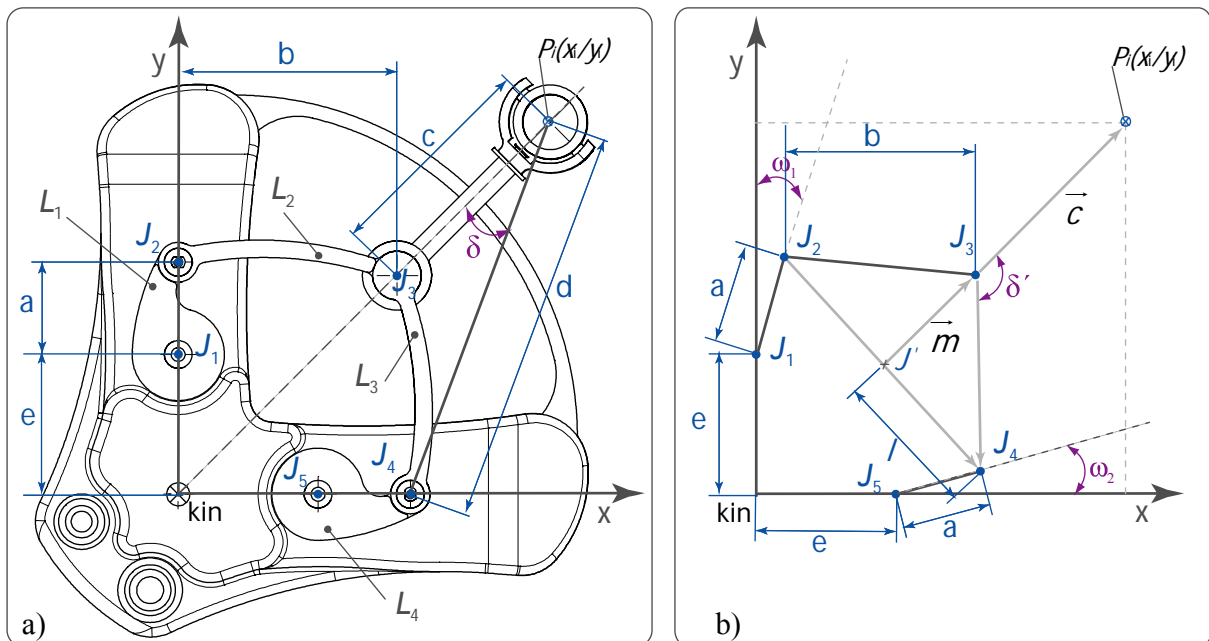


Abbildung 6.16: Berechnung der direkten Kinematik des Fünfgelenks zur Darstellung der Position des Zentrums des kardani- schen Gelenkarms $P_i(x_i/y_i)$.

Der Vektor c muss nun auf den Punkt J_3 addiert werden um das Ergebnis P_i zu erhalten.

$$P_i (x_i/y_i): \quad x_i = x_{J_3} + x_c \quad y_i = y_{J_3} + y_c \quad (6.44)$$

6.3.2 Direkte Kinematik von den Fünfgelenken zum Endeffektor

In der direkten Kinematik wird in Abhängigkeit der Gelenkwinkel (ω_i) der Kinematik die *Pose* des Endeffektors angegeben. Die direkte Kinematik des Fünfgelenks ist bereits bekannt, demnach liegen die Positionen der Punkte P_1 und P_2 sowie der Pivotpunkt P_{pvp} vor. Zur Berechnung der *Pose* des Endoskops (end_tcp) lässt sich folgende Gleichung aufstellen:

$${}^{kin}T_{end_tcp} = {}^{kin}T_{ems0} {}^{ems0}T_{ems} {}^{ems}T_{end0_tcp} {}^{end0_tcp}T_{end_tcp} \quad (6.45)$$

Die Transformationsmatrizen sind bereits in der Beschreibung der inversen Kinematik formuliert worden:

$${}^{end0_tcp}T_{end_tcp} \text{ siehe (6.2),} \quad {}^{ems}T_{end0_tcp} \text{ siehe (6.3),} \quad {}^{kin}T_{ems0} \text{ siehe (6.12).}$$

Der Übergang von $ems0$ zu ems hängt von den beiden Winkeln α und β ab, welche aus den Relativverschiebungen zwischen P_1 und P_2 resultieren. Die Rotation wird mit Kugelkoordinaten beschrieben. Der Winkel β (Azimutwinkel) ist der Winkel zwischen der positiven x -Achse und der Projektion von r_{P_2} in der xy -Ebene von $ems0$, gezählt von 0 bis 2π (0° bis 360°) gegen den Uhrzeigersinn. Der Winkel α (Polarwinkel) ist der Winkel zwischen der positiven z -Achse und r_{P_2} , gezählt von 0 bis π (0° bis 180°). Das Rotationszentrum ist der Punkt P_{pvp} . Die Rotationsmatrix lässt sich beschreiben zu:

$${}^{ems0}R_{ems} = \begin{pmatrix} \sin \alpha \cos \beta & \cos \alpha \cos \beta & -\sin \alpha \sin \beta \\ \sin \alpha \sin \beta & \cos \alpha \sin \beta & \sin \alpha \cos \beta \\ \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \end{pmatrix} \quad (6.46)$$

Für die Transformationsmatrix lässt sich dann formulieren:

$${}^{ems0}T_{ems} = \begin{pmatrix} {}^{ems0}R_{ems} & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6.47)$$

Die beiden Winkel α und β lassen sich folgendermaßen beschreiben:

$$r_{P_2}^0 = r_{P_2} \cos \alpha \quad \alpha = \arccos \frac{r_{P_2}^0}{r_{P_2}} \quad (6.48)$$

$$x_{P_2} = r_{P_2} \sin \alpha \cos \beta \quad \beta = \arccos \frac{x_{P_2}}{r_{P_2} \sin \alpha} \quad (6.49)$$

Wobei r_{P_2} mittels der Vektorsumme berechnet werden kann (siehe (6.9)) und $r_{P_2}^0$ ebenfalls bekannt ist (siehe (6.10)). Somit ist die kinematische Kette beginnend bei den Motoren der Parallelkinematik bis zur *Pose* des Endoskops geschlossen. Die Umrechnung von der kartesischen Darstellung des Punktes P_1 sei hier noch angefügt. Analog zu r_{P_2} lässt sich der Vektor r_{P_1} ebenfalls als Vektorsumme beschreiben:

$$\vec{r}_{P_1} = \begin{pmatrix} x_{P_1} - x_{pvp} \\ y_{P_1} - y_{pvp} \\ z_{P_1} - z_{pvp} \end{pmatrix} \quad |\vec{r}_{P_1}| = \sqrt{(x_{P_1} - x_{pvp})^2 + (y_{P_1} - y_{pvp})^2 + (z_{P_1} - z_{pvp})^2} \quad (6.50)$$

$$\vec{r}_{P_1}^0 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ z_{P_1} - z_{pvp} \end{pmatrix} \quad |\vec{r}_{P_1}^0| = \sqrt{(z_{P_1} - z_{pvp})^2} \quad (6.51)$$

Da die beiden Winkel bekannt sind, ergibt sich für P_1 in Abhängigkeit von α und β :

$$x_{P_1} = r_{P_1} \sin \alpha \cos \beta \quad y_{P_1} = r_{P_1} \sin \alpha \sin \beta \quad (6.52)$$

Mit diesem Ergebnis kann die Matrix ${}^{ems^0}T_{ems}$ (siehe (6.47)) und damit ${}^{kin}T_{end_tcp}$ nun berechnet werden.

6.4 Mechanische Auslegungsberechnung der Motoren– Kräfte und Momente

Für die funktionsorientierte und sichere Dimensionierung der Antriebselemente müssen die zu bereitstellenden Drehmomente bekannt sein. Hierzu wird mittels der Auslegungsberechnung die statische und kinetische Belastung berechnet und hieraus über die geometrischen Bedingungen der Kinematik auf das nötige Haltemoment bzw. kinetische Moment der Motoren geschlossen. Ziel ist es, die Motoren so auszuwählen, sodass das Halten und Führen der Endoskopkamera mit Optik gewährleistet ist. Gleichzeitig sind die am Endoskop wirkenden Kräfte gering zu halten, um Verletzungen im intraoperativen Gebrauch auszuschließen.

Unter Vernachlässigung der Reibung in den Gelenken setzt sich das von den Motoren aufzubringende gesamte Drehmoment M_{ges} aus einem statischen Haltemoment M_{stat} und einem kinetischen Moment M_{kin} zusammen.

$$M_{ges} = M_{stat} + M_{kin} \quad (6.53)$$

Während die Motoren die entsprechenden Drehmomente zum Halten und Führen des Linearmoduls mit Endoskopkamera und Optik bereitstellen müssen, muss der Motor des Linearmoduls die Endoskopkamera mit Optik halten und translatorisch in der Endoskopachsrichtung verfahren. So wird im folgenden Abschnitt sowohl für die Motoren der Parallelkinematik, als auch für den Motor des Linearmoduls die mechanische Belastung betrachtet.

Parallelkinematik. Das Moment M_{ges} für einen Motor der Parallelkinematik wird durch die einwirkenden Kräfte F_1 und F_2 an den kardanischen Gelenkarmen an den Punkten P_1 und P_2 sowie der Reibung zwischen allen beweglichen Komponenten definiert. Das statisch aufzubringende Haltemoment M_{stat} ist von der Ausrichtung des Manipulators zum Gravitationsvektor g und der Relativposition der zu haltenden Massen zum Manipulator (resultierende Hebelarme) abhängig. Für die Auslegungsberechnung wird der Einfluss der Reibung vernachlässigt.

Für die kinetische Betrachtung müssen die rotatorischen und die translatorischen Bewegung berücksichtigt werden. Die rotatorischen Bewegungen sind für das Schwenken und Neigen des Linearmoduls mit Endoskopkamera und Optik nötig, während die translatorischen Bewe-

gungen zum parallelen Verfahren in zwei Achsen notwendig sind. Für die rotatorische Bewegungen um die ortsfesten Drehachsen (x -Achse, y -Achse) durch den Pivotpunkt sind die Einzelmassenverteilung zu den Drehachsen sowie deren spezifische Massenträgheiten und die entsprechenden Winkelbeschleunigungen relevant. Für die translatorischen Bewegungen sind die Massen der Einzelkörper und die translatorische Beschleunigung von Bedeutung. Aus den Momenten der rotatorischen Bewegung sowie den Kräften aus den translatorischen Bewegungen müssen die an den kardanischen Gelenkarmen (Punkten P_1 und P_2) wirkenden Kräfte ermittelt werden.

Die wirkenden Kräfte aus der statischen und kinetischen Belastung erzeugen über die beiden kinematischen Ketten der Fünfgelenke das gesamte mechanische Moment M_{ges} , das durch die Motoren mindestens aufgebracht werden muss. Das Motormoment muss aufgrund von Vereinfachungen größer gewählt werden, da beispielsweise die Reibung in den Gelenken, der Einfluss der sterilen Verpackung, die Masse von Kamerakabel und Lichtleiter nicht berücksichtigt wurden. Die Endoskopkamera ist für die Auslegungsberechnung maximal nach oben gefahren.

Linearmodul. Der Motor des Linearmoduls muss im statischen Fall die Endoskopkamera mit Optik sicher halten können. Die Gewichtskraft des Endoskops wirkt demnach über die Zahnstange und das Zahnrad direkt auf den Motor und erfordert das entsprechende Haltemoment. Auch hier spielt die Ausrichtung zum Gravitationsvektor g die entscheidende Rolle. Im kinetischen Belastungsfall muss durch den Motor das Endoskop beschleunigt werden. Hierbei ist nur eine eindimensionale translatorische Beschleunigung möglich.

6.4.1 Statik

Die mechanische Belastung auf die Kinematik und damit auf die Motoren hängt maßgeblich von der Ausrichtung des Manipulators zum Gravitationsvektor g ab ($g=9,81N/kg$). Die Motoren sollten in allen Orientierungen des Manipulators mit Endoskopkamera und Optik in der Lage sein, das nötige Haltemoment aufbringen zu können – unabhängig davon, ob diese

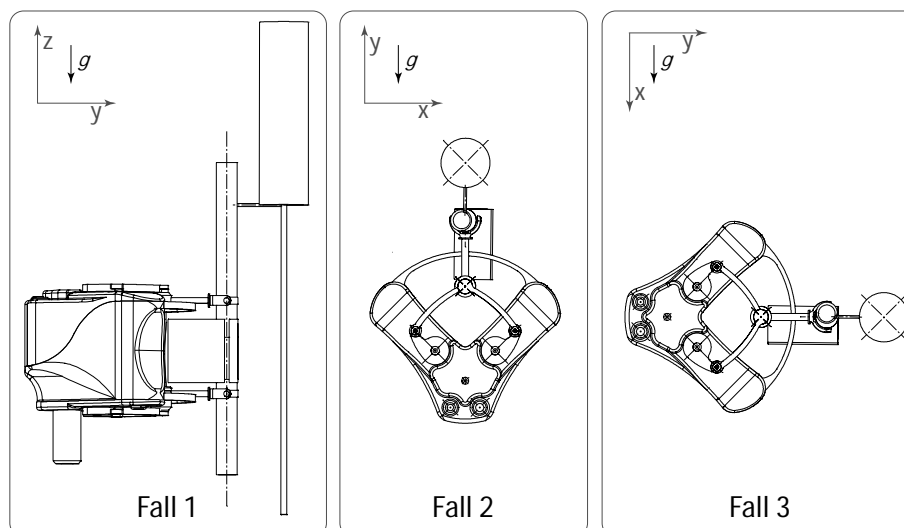


Abbildung 6.17: Für die statische Analyse der auf die Kinematik einwirkenden Kräfte zur Ermittlung der resultierenden Haltemomente der Motoren ist die Ausrichtung des Manipulators zum Gravitationsvektor g entscheidend.

Lage intraoperativ relevant ist oder nicht. Im statischen Teil der Auslegungsberechnung wird der Manipulator in drei Extremlagen betrachtet (siehe Abbildung 6.17). Hierbei ist zu berücksichtigen, dass sich somit die effektiven Hebelverhältnisse der Parallelkinematik fallspezifisch ändern.

Dies liegt an der Konzeptionierung der Fünfgelenke und den daran befestigten kardanischen Gelenkarmen, woraus sich verschiedene Hebelverhältnisse zwischen den Gelenken J_2 und J_5 bezüglich des Punktes P_1 und P_2 ergeben. Für die Berechnung wird immer mit der ungünstigen Hebelseite der Parallelkinematik gerechnet. Die Kräfteverteilung an den Punkten P_1 und P_2 wird erwartungsgemäß nicht identisch sein. Auch hier wird immer mit der betragsmäßig höheren Kraft gerechnet. Es lassen sich demnach drei Fälle unterscheiden, wobei für die weitere Berechnung das höchste aufzubringende Haltemoment berücksichtigt wird:

- *Fall 1:* Der Manipulator ist vertikal ausgerichtet (Normallage) und die Motordrehachse ist parallel zu dem Gravitationsvektor g ausgerichtet ($z \parallel g$, Indize z)
- *Fall 2:* Der Manipulator ist horizontal ausgerichtet und der Gravitationsvektor g wirkt senkrecht auf Motordrehachse ($y \parallel g$, Indize y)
- *Fall 3:* Der Manipulator ist horizontal ausgerichtet und um 90° zur Seite gegen den mathematischen Drehsinn rotiert. Der Gravitationsvektor g wirkt senkrecht auf Motordrehachse ($x \parallel g$, Indize x)

Für die Berechnung der statischen Belastung werden die in Tabelle 6.3 dargestellten Massen verwendet:

Tabelle 6.3: Massen der durch den Manipulator zu haltenden Komponenten:

Parameter	Beschreibung
m_{cam}	Masse der Endoskopkamera [320g]
m_{opt}	Masse der Optik [80g]
m_{lin}	Masse des Linearmoduls [120g]

Fall 1: Der häufigste Anwendungsfall im intraoperativen Einsatz wird die vertikale Orientierung von Manipulator, Endoskopkamera und Optik in einem Toleranzfeld von $\pm 30^\circ$ sein (siehe Abbildung 6.18).

Linearmodul. Für den senkrechten Belastungsfall wirkt auf den Motor des Linearmoduls das maximal aufzubringende Haltemoment, da die Motorachse senkrecht zum Gravitationsvektor g gerichtet ist. Die in die Zahnstangenachse verschobene Gewichtskraft F_{endo}^* erzeugt demnach über den Hebel h dem Achsabstand zwischen über Zahnstangenachse und Motorachse ein statisches Moment, das von dem Motor aufgenommen werden muss.

$$\text{Es gilt: } F_{endo} = (m_{cam} + m_{opt})g \quad [F_{endo} = 4N] \quad (6.54)$$

Das statische Haltemoment des Motors des Linearmoduls lässt sich unter Vernachlässigung der Reibung im Linearmodul einfach berechnen zu:

$$M_{stat}^{lin} = F_{endo}^* h \quad [M_{stat}^{lin} = -40Nmm] \quad (6.55)$$

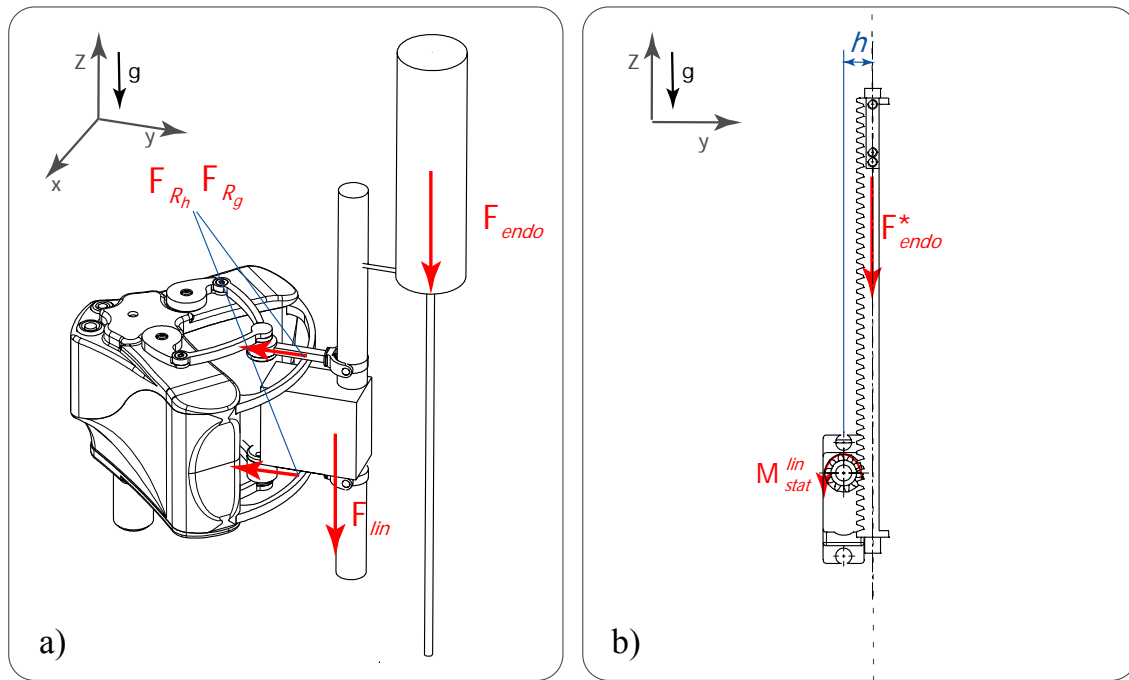


Abbildung 6.18: a) Der Einfluss der Reibung in den Kontaktstellen zwischen Trägerplatten und kardanischen Gelenkarmen spielt für die statische Auslegungsberechnung der nötigen Motordrehmomente der Motoren der Parallelkinematik eine untergeordnete Rolle, obwohl dieser Belastungsfall in der klinischen Anwendung am häufigsten auftreten wird. Im Gegensatz hierzu ist dies in der dynamischen Auslegungsberechnung relevant b) Für den Motor des Linearmoduls stellt dieser Belastungsfall die maximale statische Beanspruchung dar.

Parallelkinematik. Im Gegensatz zum Motor des Linearmoduls erzwingen die Gewichtskräfte für den senkrechten Betrachtungsfall durch die Parallelität zwischen der Wirkungsachse des Gravitationsvektors und der Motorachsen kein Haltemoment der Motoren. Die Gewichtskräfte von Linearmodul und Endoskopkamera mit Optik erzeugen Reibungskräfte zwischen den kardanischen Gelenkarmen und den Trägerplatten. Wird das Linearmodul bewegt, so müssen aus statischer Sicht diese Haft- und Gleitreibungskräfte überwunden werden (die Beschleunigung wird in der Kinetik betrachtet). Die Reibungskräfte sind direkt proportional zur Normalkraft in Abhängigkeit des Haft- bzw. Gleitreibungskoeffizienten für die ungeschmierte Paarung Stahl/Stahl $\mu_h=0,2$ bzw. $\mu_g=0,15$. Im Vergleich zu den beiden noch folgenden Belastungsfällen ist der Einfluss von Reibungskräften sehr gering. Somit spielt für die Grobauslegung der Motoren dieser Fall nicht die entscheidende Rolle. Es gilt:

$$F_{lin} = m_{lin}g \quad [F_{lin} = 1,2N] \quad (6.56)$$

Die Summe liefert die auf den Manipulator wirkende gesamte Gewichtskraft:

$$F_G = F_{lin} + F_{endo} \quad [F_G = 1,2N] \quad (6.57)$$

Die Reibung beträgt demnach:

$$\begin{aligned} F_{R_h} &= \mu_h F_G \text{ (Haften)} & [F_{R_h} = 1N] \text{ und} \\ F_{R_g} &= \mu_g F_G \text{ (Gleiten)} & [F_{R_g} = 0,8N]. \end{aligned} \quad (6.58)$$

Fall 2: Bei einer vertikalen Ausrichtung des Manipulators (der Gravitationsvektor g kann senkrecht auf die Motordrehachse wirken), werden die Kinematik und die Motoren statisch stärker belastet. Dieser Fall ist in der klinischen Anwendung in seinem Auftreten sehr unwahrscheinlich, denn das Endoskop würde demnach horizontal liegen. Befindet sich die Endoskopkamera am oberen Ende des Linearmoduls, so ist dies die statisch ungünstigste Po-

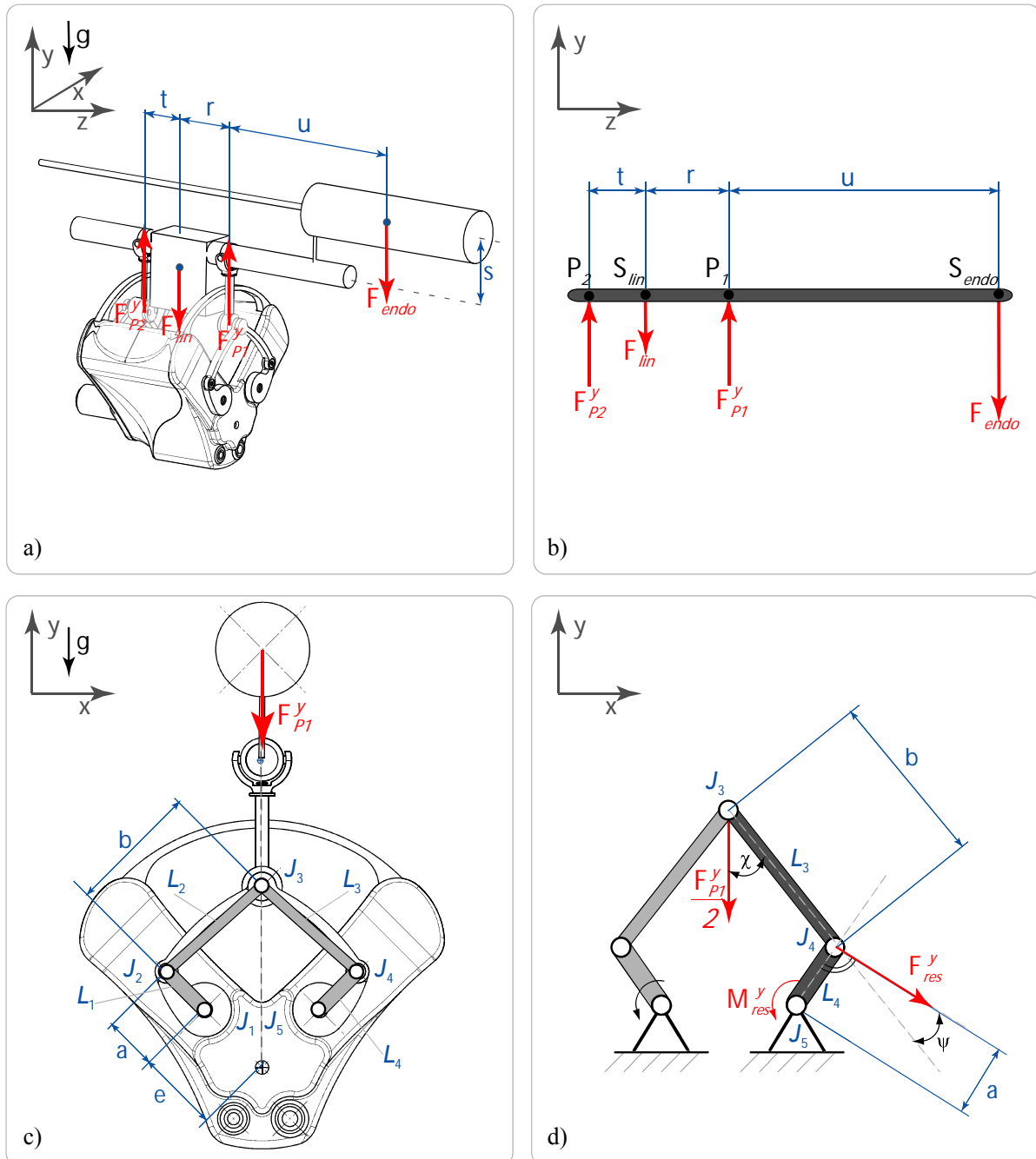


Abbildung 6.19: Analyse der statischen Belastung für die Motoren bei der Ausrichtung des Manipulators gemäß Fall 2. a) Die Gewichtskräfte F_{endo} und F_{lin} erzeugen die Gegenkräfte an den Gelenkarmen der Kinematik F_{p1} und F_{p2} . b) mechanisches Ersatzmodell. c) F_{p1} wirkt vertikal auf das obere Fünfgelenk. d) Im Gelenkpunkt J_3 teilt sich die Kraft auf die beiden Hebelarme auf. Die resultierende Kraft F_{res} wird dann in Abhängigkeit von χ über Lenker L_3 auf L_4 in Abhängigkeit des Winkels ψ übertragen und erzwingt das resultierende statische Haltemoment des Motors M_{res} .

sition. Hierbei erzeugen die Gewichtskräfte der Endoskopkamera mit Optik und des Linearmoduls über die Abstände zu den beiden Gelenkarmen die resultierenden Kräfte $F_{P_1}^y$ und $F_{P_2}^y$, die das entsprechende Gegenmoment an den Antriebsachsen erfordern. Die Kräfte $F_{P_1}^y$ und $F_{P_2}^y$ in den Punkten P_1 und P_2 lassen sich durch ein Kräfte- und Momentengleichgewicht ermitteln (siehe Abbildung 6.19).

Kräftegleichgewicht in y -Richtung:

$$\sum_y F = 0: \quad F_{P_1}^y + F_{P_2}^y - F_{lin} - F_{endo} = 0 \quad (6.59)$$

Momentengleichgewicht um die x -Achse im Punkt P_1 :

$$\sum_x^R M = 0: \quad F_{P_2}^y(t+r) - F_{lin}(r) + F_{endo}(u) = 0 \quad (6.60)$$

Momenten GGW liefert $F_{P_2}^y$:

$$F_{P_2}^y = \frac{F_{lin}(r) - F_{endo}(u)}{(t+r)} \quad [F_{P_2}^y = -5,4N] \quad (6.61)$$

Kräfte GGW nach $F_{P_1}^y$ aufgelöst und $F_{P_2}^y$ ersetzt:

$$F_{P_1}^y = F_{lin} + F_{endo} - \frac{F_{lin}(r) - F_{endo}(u)}{(t+r)} \quad [F_{P_1}^y = -10,6N] \quad (6.62)$$

Da $F_{P_1}^y$ betragsmäßig größer als $F_{P_2}^y$ ist, wird im Folgenden mit $F_{P_1}^y$ weitergerechnet. Das Fünfgelenk wird von der Kraft $F_{P_1}^y$ belastet, welche über die Kinematik und die dortigen Hebelverhältnisse ein Moment an der Motordrehachse erzeugt. An dem Gelenkpunkt J_3 teilt sich diese Kraft auf die beiden Hebelpaare auf. Demnach wirken auf jedes Hebelpaar (L_1/L_2 und L_3/L_4) $F_{P_1}^y/2$. Entsprechend des Winkels χ wird diese Kraft über den Lenker L_3 auf den Lenker L_4 übertragen. Unter der Berücksichtigung des Winkels ψ lässt sich die resultierende Kraft F_{res}^y bestimmen, welche senkrecht auf den Lenker L_4 einwirkt und das nötige Gegenmoment des Motors M_{res}^y bestimmt. Dieses aufzubringende statische Haltemoment des Motors würde maximal werden, wenn $L_3 \perp L_4$ ($\psi=0$) und $L_3 \perp y$ -Achse ($\chi=0$). Dieser Fall kann aufgrund einer mechanischen Begrenzung nicht eintreten, wird jedoch für die Auslegungsberechnung betrachtet. Für die resultierende Kraft F_{res}^y kann demnach angesetzt werden:

$$F_{res}^y = \frac{F_{P_1}^y}{2} (\cos \chi)(\cos \psi) a \quad [F_{res}^y = -5,3N] \quad (6.63)$$

wird max. für $\cos \chi = 1$ ($\chi = 0^\circ$) und $\cos \psi = 1$ ($\psi = 0^\circ$).

Das maximal aufzubringende statische Motordrehmoment M_{res}^y beträgt dann:

$$M_{res}^y = \frac{F_{res}^y}{2} a \quad [M_{res}^y = -106Nmm] \quad (6.64)$$

Fall 3: Rotiert man den Manipulator in der horizontalen Ausrichtung um 90° um die z -Achse entgegen des mathematischen Drehsinns zur Seite, trifft der Gravitationsvektor senkrecht auf die Kinematik und erzeugt über die Hebelverhältnisse der Kinematik und den Massen von Endoskop, Optik und Linearmodul ein durch die Motoren zu kompensierendes Haltemoment

(siehe Abbildung 6.20). Diese Konfiguration stellt aus mechanischer Sicht im Vergleich zu den beiden vorher diskutierten Fällen die ungünstigste Situation dar. Die aus Fallbeispiel 2 ermittelten Kräfte F_{P1}^y und F_{P2}^y wirken nun in x -Richtung. An den Punkten P_1 und P_2 gilt:

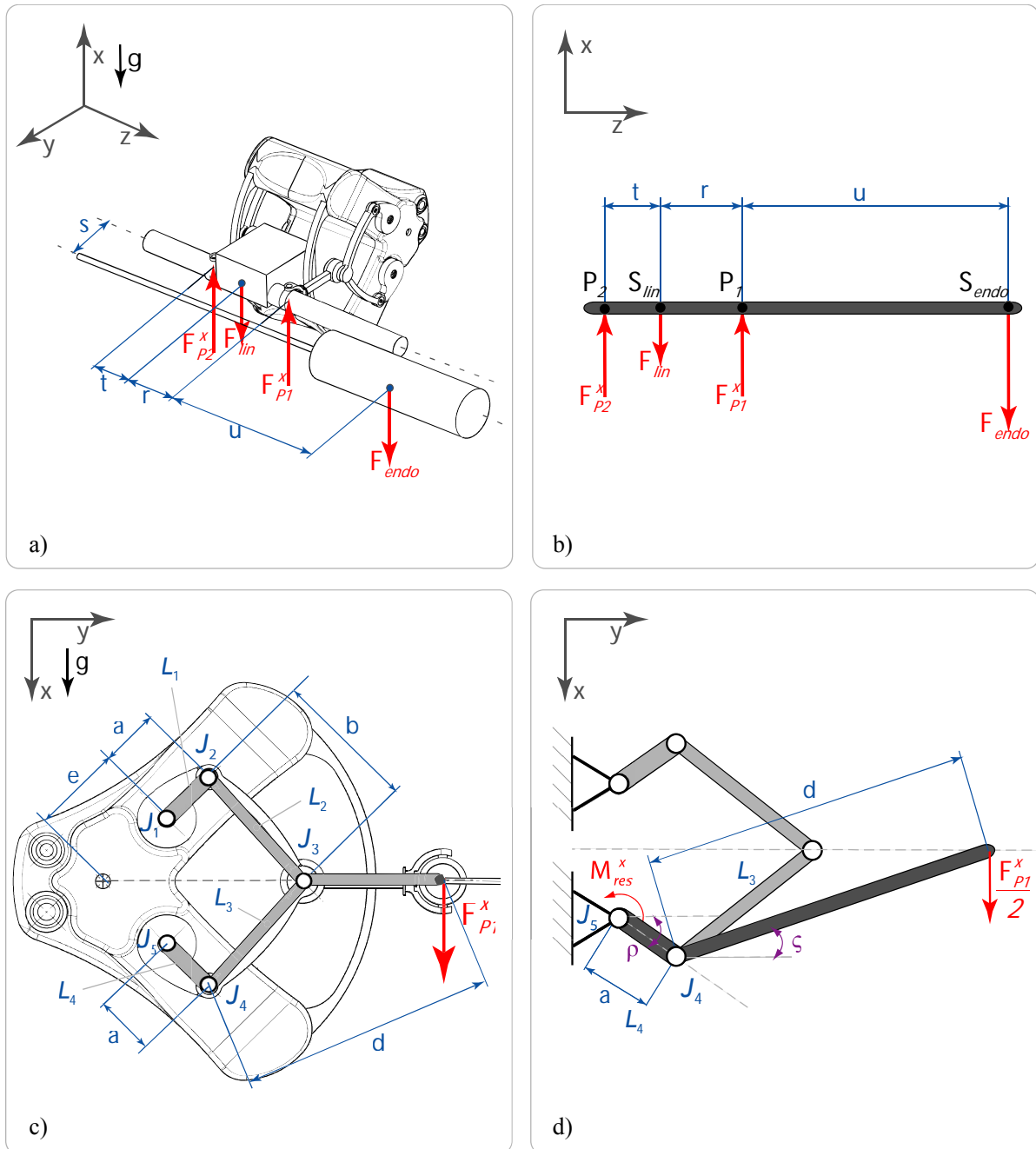


Abbildung 6.20: Analyse der statischen Belastung für die Motoren bei der Ausrichtung des Manipulators gemäß Fall 3. a) Die Gewichtskräfte F_{endo} und F_{lin} erzeugen die Gegenkräfte an den Gelenkarmen der Kinematik F_{P1}^x und F_{P2}^x . b) mechanisches Ersatzmodell. c) F_{P1}^x wirkt seitlich auf das obere Fünfgelenk. d) Durch die steife Ankopplung ohne rotatorischen Freiheitsgrad des Lenkers L_3 an den Gelenkarm kann der Lenker L_3 durch den Ersatzlenker mit der Länge d ersetzt werden, wodurch die „ungünstige Seite“ der Hebelverhältnisse entsteht. Die Hälfte der Kraft F_{P1}^x wirkt dann in Abhängigkeit von ζ über d und in Abhängigkeit des Winkels ρ des Lenkers L_4 als resultierendes statisches Haltemoment des Motors M_{res}^x .

$$F_{P1}^y = F_{P1}^x \quad \text{und} \quad F_{P2}^y = F_{P2}^x \quad (6.65)$$

Die Kraft F_{p1}^x wirkt wiederum über den Gelenkarm auf das Fünfgelenk, und teilt sich auf die beiden Hebelpaare (L_1 / L_2 und L_3 / L_4) auf. Im Folgenden wird hier mit der „ungünstigeren Seite“ kalkuliert, bei der L_3 fest mit dem kardanischen Gelenkarm verbunden ist, und hierdurch ein langer Hebel entsteht. Die Kraft F_{p1}^x erzeugt über den Hebel aus d und a ein Moment bzgl. der Motordrehachse. Mit den beiden Winkeln ρ und ζ kann folgende Gleichung zur Bestimmung des nötigen Haltemoments M_{res}^x formuliert werden:

$$M_{res}^x = \frac{F_{p1}^x}{2} (d \cos \zeta + a \cos \rho) \quad (6.66)$$

Dieser Ausdruck wird für $\cos \zeta = 1$ ($\zeta = 0^\circ$) und $\cos \rho = 1$ ($\rho = 0^\circ$) maximal. Dies ist aus konstruktiven Gründen nicht möglich, da die Hebelbewegung mechanisch begrenzt ist. Für die Auslegungsberechnung wird trotzdem das theoretisch maximal aufzubringende Moment berechnet:

$$M_{res}^x = \frac{F_{p1}^x}{2} (d + a) \quad [M_{res}^x = -550 \text{ Nmm}] \quad (6.67)$$

Aus den drei Fällen ist die seitliche Belastung der Kinematik bei horizontaler Lage des Manipulators (Fall 3) die höchste Belastung. Es wird demnach eine statische Grundbelastung von 550 Nmm pro Motor angenommen.

<p>Zwischenergebnis für die statischen Haltemomente M_{stat} für die Motoren der Parallelkinematik:</p> <p>$M_{stat}^{par} = 550 \text{ Nmm}$</p>	<p>des Linearmoduls:</p> <p>$M_{stat}^{lin} = 40 \text{ Nmm}$</p>
--	---

6.4.2 Kinetik

Das Grundgesetz der Kinetik wurde durch Newton formuliert. Wirkt auf einen frei beweglichen starren Körper der Masse m die äußere Kraft F , ändert sich sein Bewegungszustand, d.h. er wird mit a beschleunigt:

$$F = ma \quad (6.68)$$

Im Falle des Manipulators tritt dieser Fall bei parallelen Bewegungen in x - und y -Richtung des Linearmoduls mit Endoskopkamera und Optik sowie beim Hinein- und Herausfahren der Endoskopkamera mit Optik in z -Richtung auf. Somit sind die Motoren der Parallelkinematik und der Motor des Linearmoduls auch dynamisch belastet.

Das Grundgesetz für die Drehbewegung um eine ortsfeste Achse lässt sich analog formulieren. Das resultierende Moment aller äußeren Kräfte um die Drehachse ist gleich dem Produkt aus dem Massenträgheitsmoment J bezüglich derselben Drehachse und der Winkelbeschleunigung:

$$M = J\ddot{\alpha} \quad (6.69)$$

Der Manipulator schwenkt und neigt das Linearmodul mit Endoskopkamera und Optik um die beiden ortsfesten, durch den Pivotpunkt verlaufenden x - und y -Achsen. Zur Berechnung der im Pivotpunkt wirkenden Momente (M_α um x -Achse, M_β um y -Achse) müssen die gesamten Massenträgheitsmomente bezüglich dieser Achsen (J_{ges}^x bezogen auf x -Achse, J_{ges}^y bezogen auf y -Achse) und die entsprechenden Winkelbeschleunigungen (α um x -Achse und β um y -Achse) bekannt sein.

Da bisher keine klinische Aussage zu der nötigen Beschleunigung für ein Manipulatorgeführtes Endoskop vorliegen, muss diesbezüglich eine Annahme getroffen werden. Diese Annahme muss dann im klinischen Einsatz validiert und gegebenenfalls angepasst werden. Die für den Chirurgen „gefühlte Geschwindigkeit“ von translatorischer oder rotatorischer Bewegung sollte identisch sein, um die Endoskopbewegungen besser abschätzen zu können.

Für translatorische Bewegungen wird angenommen, dass nach $0,1\text{sec}$ die maximale Geschwindigkeit von 10mm/sec erreicht werden soll ($v^{x,y}_{P1}, v^{x,y}_{P2}, v^z_{endo}$). Für rotatorische Bewegungen soll ebenfalls nach $0,1\text{sec}$ die maximale Winkelgeschwindigkeit um beide Achsen ($\dot{\alpha}$ und $\dot{\beta}$) erreicht werden. Um die Schwenk- bzw. Neigegeschwindigkeit der translatorischen Bewegung zu entsprechen, kann die rotatorische Geschwindigkeit aus der translatorischen Geschwindigkeit ermittelt werden. In Abhängigkeit der Lage des Pivotpunktes müssen die Winkelbeschleunigungen $\ddot{\alpha}$ und $\ddot{\beta}$ den oberen Gelenkarm mit Punkt P_1 ebenfalls auf die die Geschwindigkeit $v^{x,y}_{P1}$ beschleunigen. Demnach ergeben sich:

Für die Translation:

$$a_{P1,P2}^{x,y} = \frac{v_{P1,P2}^{x,y}}{t} \quad [a_{P1,P2}^{x,y} = 100\text{mm/s}^2] \quad (6.70)$$

$$a_{endo}^z = \frac{v_{endo}^z}{t} \quad [a_{endo}^z = 100\text{mm/s}^2] \quad (6.71)$$

Für die Rotation:

$$\ddot{\alpha} = \frac{v_{P1}^y}{t+r+v} \quad \text{und} \quad \ddot{\beta} = \frac{v_{P1}^x}{t+r+v} \quad [\ddot{\alpha} = \ddot{\beta} = 1,2\text{rad/sec}^2] \quad (6.72)$$

Linearmodul. Für die Bestimmung des zu erbringenden kinetischen Motormoments M_{kin}^{lin} müssen lediglich die zu bewegenden Massen, die Beschleunigung der Endoskopkamera mit Optik sowie der wirkende Hebelarm resultierend aus bekannt sein:

$$M_{kin}^{lin} = m_{endo} a_{endo}^z h \quad [M_{kin}^{lin} = 0,4\text{Nm}] \quad (6.73)$$

Parallelkinematik: Zur Bestimmung der nötigen kinetischen Drehmomente der Motoren der Parallelkinematik müssen die an den Punkten P_1 und P_2 nötigen Kräfte bestimmt werden. Hierbei werden zunächst die Kräfte aus der translatorischen (x - und y - Richtung) und dann der resultierenden Kräfte aus der rotatorischen Bewegung ermittelt. Die betragsmäßig höheren Kräfte aus den translatorischen bzw. rotatorischen Bewegungen werden dann analog zur statischen Betrachtung unter Berücksichtigung der geometrischen Bedingungen des Fünfgelechts auf die Motordrehachsen reduziert. Die Translation ergibt:

$$F_{P1,trans}^{x,y} = (m_{endo} + m_{lin}) a_{P1,trans}^{x,y} \quad (6.74)$$

$$F_{P2,trans}^{x,y} = (m_{endo} + m_{lin}) a_{P2,trans}^{x,y} \quad [F_{P1,trans}^{x,y} = F_{P2,trans}^{x,y} = 0,05\text{N}] \quad (6.75)$$

Für die Bestimmung der Kräfte P_1 und P_2 , resultierend aus der Schwenk- und Neigebewegung des Linearmoduls mit Endoskopkamera und Optik, müssen zunächst die kinetischen Momente M_α und M_β berechnet werden. Die Rotation liefert:

$$M_\alpha = J_{ges}^x \ddot{\alpha} \quad \text{und} \quad M_\beta = J_{ges}^y \ddot{\beta} \quad (6.76)$$

Hierzu sind zunächst die gesamten Massenträgheitsmomente J_{ges}^x und J_{ges}^y bezogen auf die Raumachsen durch den Pivotpunkt zu ermitteln. Dies erfolgt durch die Berechnung der einzelnen Massenträgheitsmomente J_i^x und J_i^y der Teilkomponenten. Hierzu werden die Komponenten Kamera und Optik sowie das Linearmodul (Führung und Antriebseinheit) in

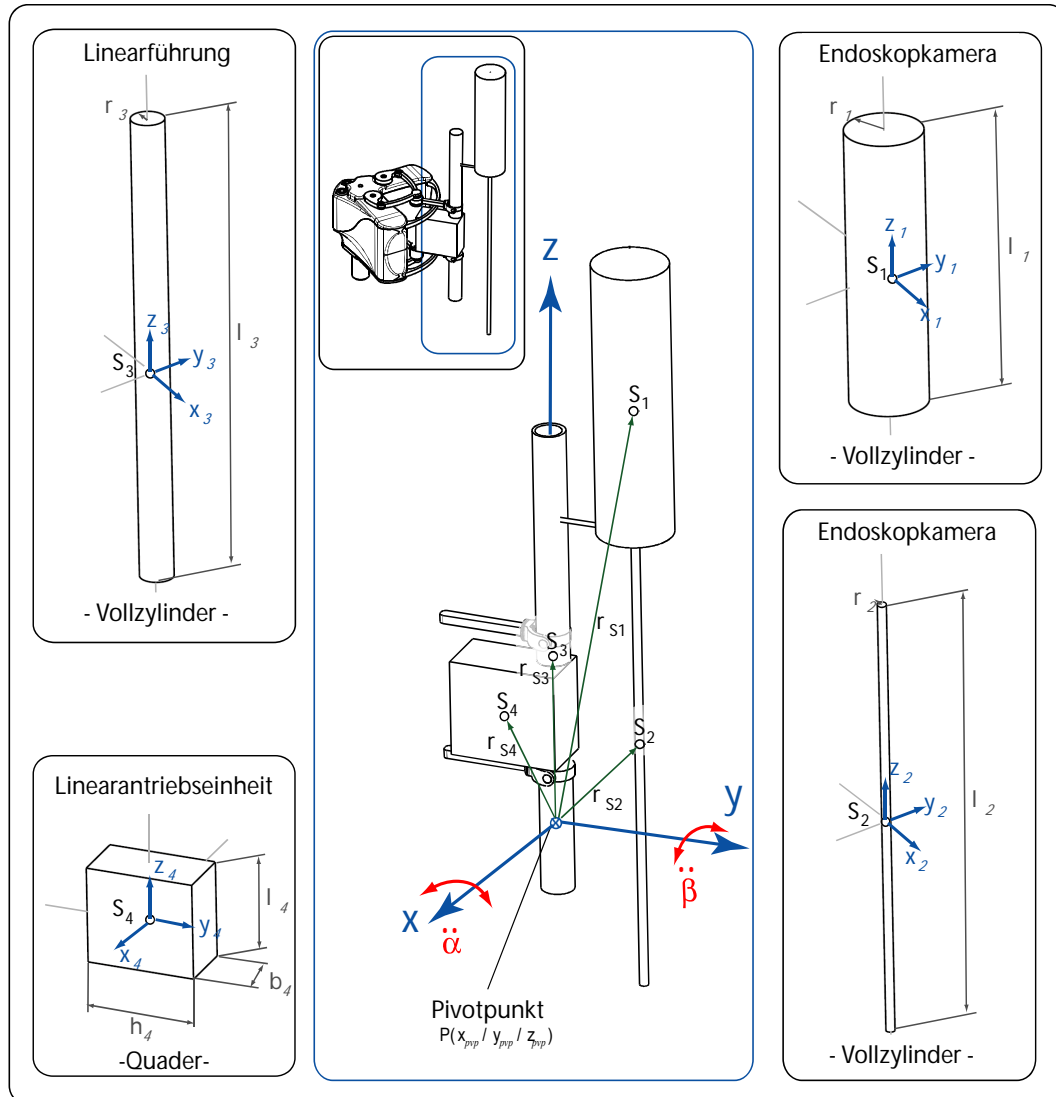


Abbildung 6.21: Um die Massenträgheitsmomente bezüglich der Rotationsachsen durch den Pivotpunkt bestimmen zu können werden die Systemkomponenten in homogene Körper aufgeteilt.

geometrische einfache homogene Körper zerlegt. Da die Rotationsachsen der einzelnen Teilkörper i nicht mit den Rotationsachsen der tatsächlichen Rotation um die Achsen durch den Pivotpunkt übereinstimmt, muss der sog. Steiner-Anteil berücksichtigt und addiert werden. Mit den Einzelabständen der Körperschwerpunkte zur Rotationsachse im Pivotpunkt r_{Si} sowie den Einzelmassen m_i ergeben sich die folgenden auf die tatsächlichen Rotationsachsen reduzierten Massenträgheitsmomente:

$$J_{ges}^{x,y} = \sum_{i=1}^4 J_i^{x,y} \quad [J_{ges}^x = J_{ges}^y = 0,01 \text{kgm}^2] \quad (6.77)$$

Die Massenträgheitsmomente der Teilkomponenten sind in Abbildung 6.21 und Tabelle 6.4 dargestellt. Die beiden gesamten Massenträgheitsmomente ergeben dann:

$$M_\alpha = J_{ges}^x \ddot{\alpha} \quad \text{und} \quad [M_\alpha = 12Nmm]$$

$$M_\beta = J_{ges}^y \ddot{\beta} \quad [M_\beta = 12Nmm]$$

Die aus der Rotation resultierenden Kräfte an den Punkten P₁ und P₂ berechnen sich mittels einem Kräfte- und Momentengleichgewicht zu:

$$F_{P2,rot}^{x,y} = -F_{P1,rot}^{x,y} \quad [F_{P2,rot}^{x,y} = -0,2N] \quad (6.78)$$

$$F_{P1,rot}^{x,y} = \frac{M_{\alpha,\beta}}{t+r} \quad [F_{P1,rot}^{x,y} = 0,2N] \quad (6.79)$$

Hiermit ist ersichtlich, dass die aus der Translation resultierenden Kräfte größer sind als die aus der Rotation ($F_{trans} > F_{rot}$). Unter Berücksichtigung der zusätzlich anfallenden Reibung zwischen den Gelenkarmen und den Trägerplatten, welche bereits bei der statischen Betrachtung ermittelt wurden, ergeben sich letztendlich die zu bereitstellenden (kinetischen) Kräfte in den Punkten P₁ und P₂:

$$F_{P1,P2}^{x,y} = F_{P1,P2,trans}^{x,y} + F_{Rg} \quad [F_{P1,P2}^{x,y} = 0,85N] \quad (6.80)$$

Tabelle 6.4: Bestimmung der Massenträgheitsmomente J_i^{xy} .

	Endoskopkamera Image1HD	Endoskopoptik	Linearführung	Linearantriebs- einheit
mech. Ersatzmodell:	Vollzylinder	Vollzylinder	Vollzylinder	Quader
Mathematische Berechnung:	$J^x = J^y = m \left(\frac{r^2}{4} + \frac{l^2}{12} \right)$	$J^x = J^y = m \left(\frac{r^2}{4} + \frac{l^2}{12} \right)$	$J^x = J^y = m \left(\frac{r^2}{4} + \frac{l^2}{12} \right)$	$J^x = \frac{m}{12} (h^2 + l^2)$ $J^y = \frac{m}{12} (b^2 + l^2)$
Körperschwer- punkt:	S ₁	S ₂	S ₃	S ₄
Entfernung zu Pi- votpunkt [mm]:	r _{S1} = 190	r _{S2} = 60	r _{S3} = 70	r _{S4} = 60
Masse [g]:	m ₁ =320	m ₂ =70	m ₃ =80	m ₄ =40
Abmessung [mm]:	r ₁ =22, l ₁ =115	r ₂ =2, l ₂ =220	r ₃ =8, l ₃ =220	l ₄ =45, b ₄ =22, h ₄ =50
Berechnetes J_i^{xy} bzgl. Rotations- achse im Pivotpunkt [kgm ²]	$m_1 \left(\frac{r_1^2}{4} + \frac{l_1^2}{12} \right) + m_1 r_{S1}^2$ $J_1^x = J_1^y = 7,5 \cdot 10^{-3}$	$m_2 \left(\frac{r_2^2}{4} + \frac{l_2^2}{12} \right) + m_2 r_{S2}^2$ $J_2^x = J_2^y = 5,4 \cdot 10^{-4}$	$m_3 \left(\frac{r_3^2}{4} + \frac{l_3^2}{12} \right) + m_3 r_{S3}^2$ $J_3^x = J_3^y = 7,1 \cdot 10^{-4}$	x: $\frac{m_4}{12} (h_4^2 + l_4^2) + m_4 r_{S4}^2$ $J_4^x = 1,5 \cdot 10^{-5}$ y: $\frac{m_4}{12} (b_4^2 + l_4^2) + m_4 r_{S4}^2$ $J_4^y = 9 \cdot 10^{-6}$

Gemäß der statischen Auslegungsberechnung müssen nun diese Kräfte über ein Fünfgelenk durch das resultierende Motordrehmoment aufgebracht werden (siehe Abbildung 6.22).

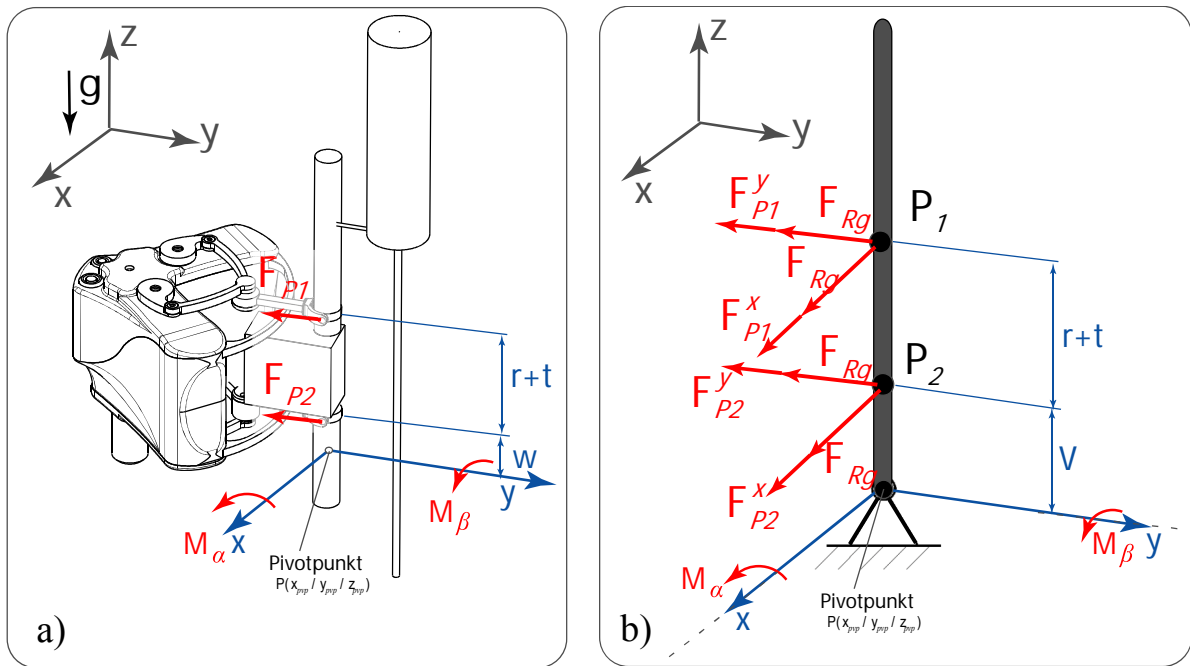


Abbildung 6.22: Aus der translatorischen und rotatorischen Bewegung resultieren an den Punkten P_1 und P_2 die durch die Motoren mindestens bereitzustellenden Momente. Die jeweils höchste ermittelte Kraft aus rotatorischer bzw. translatorischer Bewegung wird berücksichtigt. Zudem müssen die Reibungskräfte zwischen den Gelenkarmen und den Bügeln der Trägerplatten überwunden werden.

$$M_{kin}^y = \frac{F_{P1}^y}{2} a \quad [M_{kin}^y = 8,5 Nmm] \quad (6.81)$$

$$M_{kin}^x = \frac{F_{P1}^x}{2} (d + a) \quad [M_{kin}^x = 45 Nmm] \quad (6.82)$$

Zwischenergebnis für die kinetischen Momente M_{kin} für die Motoren der Parallelkinematik:

$$M_{kin}^{par} = 45 Nmm$$

des Linearmoduls:

$$M_{kin}^{lin} = 0,4 Nmm$$

6.4.3 Ergebnis der Auslegungsberechnung

Mit einem Sicherheitsfaktor $S_f = 2$ wird der nicht berücksichtigten Reibung in den Gelenken, dem Einfluss der Kabel von Endoskopkamera und Lichtleiter sowie der sterilen Verpackung Rechnung getragen. Hieraus ergeben sich für die Motordrehmomente:

die Parallelkinematik
$$M_{ges}^{par} = S_f (M_{stat}^{par} + M_{kin}^{par}) = 1200 Nmm \quad (6.83)$$

und für das Linearmodul:
$$M_{ges}^{lin} = S_f (M_{stat}^{lin} + M_{kin}^{lin}) = 80,8 Nmm \quad (6.84)$$

Die Motoren für die beiden Einsatzbereiche wurden entsprechend diesen Leistungsdaten ausgewählt (siehe Tabelle 6.1).

6.5 Bedarfsanalyse des intranasalen Arbeitsraums für ein Standardendoskop

In der Phase der Anforderungsermittlung für das Endoskopführungssystem mit unserem klinischen Partner wurde der nötige abzudeckende Arbeitsraum des Endoskops mittels geometri-

scher Verfahren bestimmt. Das Endoskop sollte in Achsrichtung 80mm verfahrbar sein, und eine Fläche durch Schwenken und Neigen von 60mm×40mm abdecken. Der Funktionsbereich eines Standardendoskops liegt innerhalb eines Kegels mit einer Höhe von $h_k=35\text{mm}$ und einem Kegelöffnungswinkel von 70° . Das Endoskop deckt einen Kreis mit $r_k=24,5\text{mm}$ ab. Mittels geometrischer Verfahren lassen sich die nötigen Schwenk- und Neigewinkel in Abhängigkeit des Arbeitsbereichs bestimmen und hierdurch die nötigen Verfahrenswege der kardanschen Gelenkarme in den Positionen P_1 und P_2 berechnen (Abbildung 6.23). Dies dient als Grundlage für den Entwurf der Kinematik.

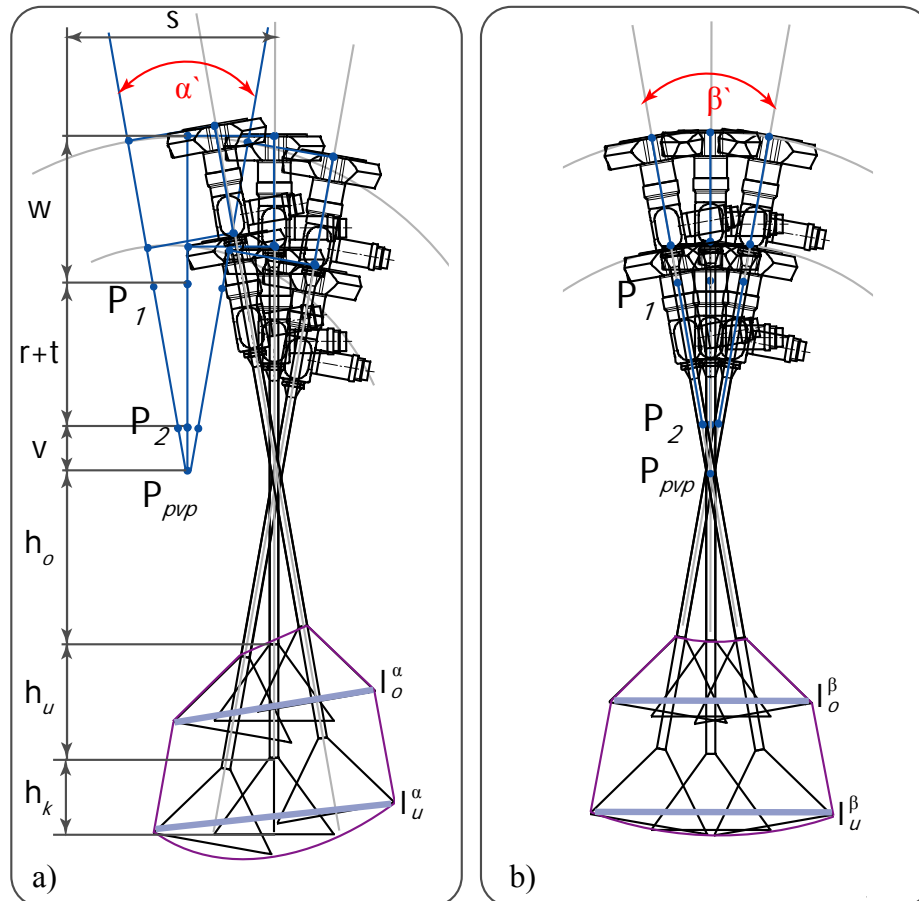


Abbildung 6.23: a) Geometrische Analyse des zu bereitstellenden Arbeitsraums für Neigen um den Winkel α' . b) Geometrische Analyse für die Schwenkbewegung um den Winkel β' .

Zu berücksichtigen ist, dass der Pivotpunkt nahe an der Nasenöffnung zu liegen hat. Die Kinematik erlaubt prinzipiell, dass der Pivotpunkt im Raum verschoben werden kann. Für die Auslegungsberechnung der Kinematik liegt der Pivotpunkt außerhalb der Endoskopachse 20mm unter P_2 . Durch Neigen um den Winkel α' müssen mindestens 60mm, mittels des Schwenkwinkels β' müssen mindestens 40mm abgedeckt werden können. Sowohl in der oberen Endposition des Endoskops als auch in der unteren Endposition sollen diese Bereiche abgefahren werden können. Da es sich um die Entwicklung eines neuartigen Endoskopmanipulators für klinische Fragestellungen in der HNO-Chirurgie handelt, wird mit einem Sicherheitsfaktor 2 die Parallelkinematik mit einem größeren Bewegungsbereich versehen und anschließend mittels Software begrenzt. Hierdurch kann eine Flexibilität für eine Evaluierung und eine schnelle Anpassung erfolgen.

Unter der Berücksichtigung, dass von der Nasenspitze aus gesehen, die Schädelbasis ab einer Eindringtiefe von 80mm beginnen kann, wird die lineare Bewegung des Endoskops mecha-

nisch auf 50mm begrenzt. Durch die Tiefenschärfe des Endoskops entsprechend der Höhe des Sichtkegels kann dann bis zur Schädelbasis dieser Bereich eingesehen werden, eine Verletzung durch das lineare Verfahren in Endoskopachsrichtung ist damit nicht möglich.

Die geometrische Konstruktion liefert bei einem Sicherheitsfaktor von 2 demnach einen mechanischen Schwenkwinkel von 8° und einen Neigewinkel von 10° . Hieraus lassen sich die nötigen Bewegungen der Punkte P_1 bzw. P_2 zu max. 10mm bzw. 8mm bestimmen. Dies stellt die Grundlage für die Bestimmung der Hebelverhältnisse der Kinematik dar. Durch die Software werden beide Winkel auf den geforderten Bereich ($\pm 4^\circ$) limitiert.

6.6 Bedienkonzepte zur Steuerung des Endoskopführungssystems

Dieser Abschnitt beschreibt die beiden realisierten Bedienkonzepte zur Steuerung des Endoskopführungssystems. Im ersten Teil wird die Steuerung des Endoskopführungssystems als Telemanipulator dargestellt, im zweiten Teil wird die automatische Nachführung beschrieben.

6.6.1 Endoskopführung mittels Telemanipulation

Das manipulatorgeführte Endoskop ist geschwindigkeitsgesteuert. Die Steuerung des Endoskops geschieht in Abhängigkeit der Lage des Pivotpunktes (x_{pvp} , y_{pvp} , z_{pvp}), des Polarwinkels α und des Azimutwinkels β sowie der translatorischen Komponente $z(\omega_5)$. Die Lage des Pivotpunktes ist in der Software vorgegeben. So liegt dieser im Zentrum des Arbeitsraums der Parallelkinematik und in z -Richtung 20mm unterhalb des Punktes P_2 . Soll das Endoskop auch parallel in der Ebene verschoben werden, so müssten x_{pvp} und y_{pvp} durch den Joystick manipuliert werden. Dies hat sich jedoch intraoperativ als nicht nützlich erwiesen und wird deswegen nicht weiter beschrieben. Das Steuerprogramm ist wie folgt strukturiert und realisiert:

Initialisierung des Systems. Nach dem Anschalten werden die Timer und Interrupts initialisiert sowie die Systemzeit und -Konstanten gesetzt. Die Motoren werden in die Initialstellung gefahren.

Funktion zum Einlesen der Joystickpositionen. Die Funktion liest die Joystickpositionen aller vier Potentiometer ein.

Funktion zum Skalieren der Joysticks. Der Wertebereich der Joysticks wird auf die Verfahrensgeschwindigkeit der Kinematik skaliert. Für Schwenken und Neigen wird die Schwenk/Neigegeschwindigkeit von maximal $\pm 50^\circ/s$ auf den Wertebereich des Joysticks skaliert. Für das lineare Verfahren des Endoskops wird die Auslenkung des Joysticks auf die resultierende Verfahrensgeschwindigkeit umgerechnet. Die Verfahrensgeschwindigkeit ist begrenzt.

Funktion zur Berechnung der neu einzunehmenden Pose des Endoskops aus der Verfahrensgeschwindigkeit. Die Funktion berechnet aus der Vorgabe der Geschwindigkeit durch die Joysticks die neu einzunehmende Pose des Endoskops. Die neue Pose ergibt sich aus dem Produkt der alten Pose und der Multiplikation aus Geschwindigkeit und Zykluszeit.

Funktion zur Begrenzung des Arbeitsraumes. Die Funktion überprüft, ob die neu anzufahrende Pose des Endoskops noch im Arbeitsbereich der Kinematik liegt. Falls diese Werte außerhalb liegen, werden die Werte auf ein Maximum begrenzt.

Funktion zur Berechnung des Polarwinkels und des Azimutwinkels. Die Funktion berechnet aus der Pose den Polarwinkel α und den Azimutwinkel β mittels einer Koordinatentransformation.

Berechnung der Motorstellwinkel für die Motoren mittels inverser Kinematik. In dieser Funktion ist das gesamte Modell der inversen Kinematik hinterlegt. Die Funktion berechnet zunächst die neu einzunehmende Position von P_1 und P_2 in Abhängigkeit des Polarwinkels α und des Azimutwinkels β . Hierbei werden für das obere (x_1/y_1) und das untere (x_2/y_2) Fünfgelenk die neuen Positionen bestimmt. Die Koordinaten entsprechen den anzufahrenden Lagen der Zentren der jeweiligen gelenkigen Führungsarme. Dann berechnet die Funktion die Motorstellwinkel ω_{1-5} in Abhängigkeit der beiden Punkte P_1 und P_2 . Damit die Funktion für das obere und das untere Fünfgelenk verwendet werden kann, wird als Parameter x_i und y_i übergeben. Die inverse Kinematik des Fünfgelenks wird somit zweimal durchlaufen.

Generierung der Pulsweiten für die Motoren. Die Funktion berechnet die Pulsweite für die fünf Servomotoren.

Ausgabe der Motorsignale. Die Funktion sendet die neu anzufahrenden Servopositionen an die Motoren.

Das Hauptprogramm wird nach der Initialisierung in einer Schleife alle 50ms durchlaufen.

6.6.2 Automatische Nachführung des Endoskops

Die automatische Nachführung des Endoskops auf die Instrumentenspitze der Probe wurde konzeptionell bereits im Abschnitt 5.1.5 vorgestellt. Aus den Navigationsdaten lässt sich die Instrumentenspitze P_{ins_tcp} aus der Sicht des Koordinatensystems der Endoskopspitze end_tcp darstellen. Eine Nachführung nach Freigabe über das Fußpedal soll erfolgen, wenn sich die Instrumentenspitze aus dem Sichtkegel des Endoskops bewegt. Da die Endoskopbilder nicht ausgewertet werden und somit nicht klar ist, wann die Instrumentenspitze den Endoskopkegel verlassen hat, wird ein mathematisches Modell der Endoskopsicht in Form eines Kegels mit dem gleichen Öffnungswinkel wie das reale Endoskop modelliert.

Dieses Modell dient als Grundlage für die Berechnung der Notwendigkeit einer Nachführung. Die Nachführung kann auf zweierlei Weisen erfolgen. Zum einen ist eine „Zoomfunktion“ realisiert, welche den Abstand zur Instrumentenspitze konstant auf einen festen Wert z_z einstellt, wodurch der Chirurg eine Tiefenregulation des Endoskops vornehmen kann. Zum anderen wird die Instrumentenspitze im Endoskopbild innerhalb eines Toleranzbereichs zentriert. Der Toleranzbereich ist eine Kreisfläche mit dem Radius r_t innerhalb des Endoskopkegels. Die Modellierung des Endoskopblicks erfolgt als gerader Kegel (siehe Abbildung 6.24). Eine automatische Nachführung kann nur erfolgen, wenn der zur Verfügung stehende Arbeitsraum des Manipulators ausreicht, um die neue *Pose* des Endoskops zu realisieren. Die Berechnung erfolgt für die Schwenk-/Neigebewegung und die lineare Nachführung getrennt.

Schwenk-Neigebewegung. Die Berechnung der Nachführwinkel erfolgt in drei Schritten. Im ersten Schritt wird der Abstand berechnet, der zwischen Hülle des Endoskopkegels und der Instrumentenspitze besteht. Dann erfolgt die Ermittlung des absoluten Nachführwinkels γ , der nötig ist, um die Instrumentenspitze in den Toleranzbereich des Endoskops zurückzuführen. Abschließend wird dieser Winkel in die Darstellung Polarwinkel α und Azimutwinkel β überführt, welche dann an die inverse Kinematik übergeben werden können, um die neue *Pose* des Endoskops herbeizuführen.

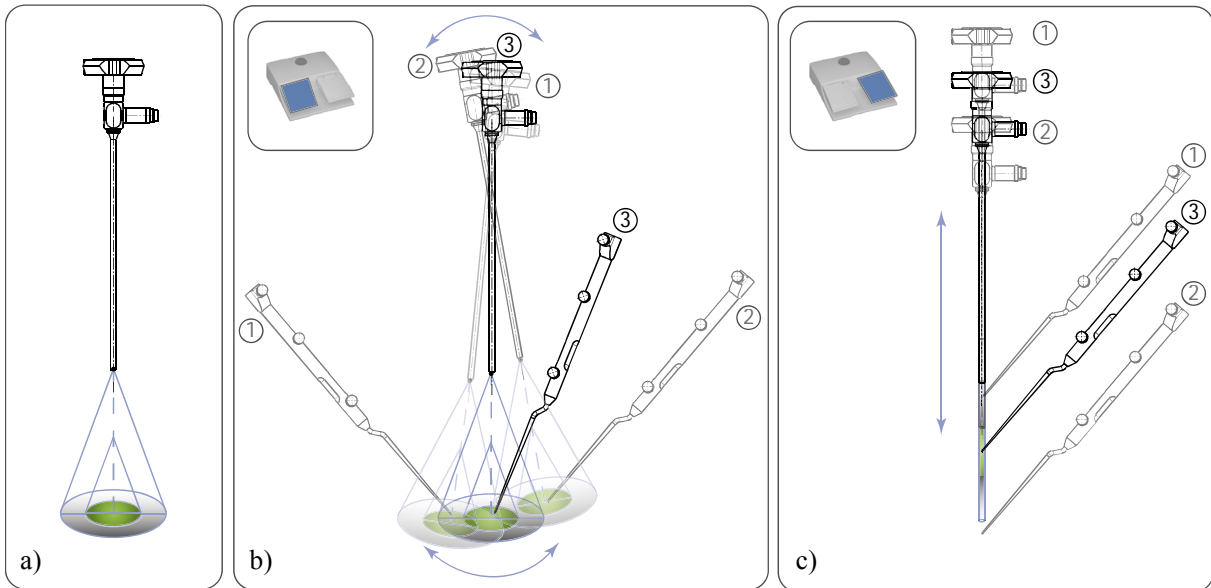


Abbildung 6.24: a) Der Endoskopblick ist als Kegel modelliert. b) Durch Betätigen des linken Fußpedals erfolgt eine Zentrierung der Instrumentenspitze, wenn sich diese außerhalb des Toleranzbereichs des Blickkegels befindet. c) Wird das rechte Fußpedal gedrückt, so wird der Abstand der Endoskopspitze in Achsrichtung linear eingestellt. Auch hier ist ein Toleranzbereich definiert.

Abstandsberechnung zwischen Kegelmantel des Endoskops und der Instrumentenspitze. Die Berechnung des kürzesten Abstands zwischen der Kegeloberfläche und der Instrumentenspitze erfolgt über Vektorgeometrie (siehe Abbildung 6.25). Hierzu werden die im Folgenden für die Berechnung verwendeten Parameter definiert (siehe Tabelle 6.5).

Hierzu wird zunächst der Vektor $\overrightarrow{k_M^I} = \overline{OM^I}$ berechnet, der zwischen O und M liegt:

$$\overrightarrow{k_M} = \frac{\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \vec{v}}{\left| \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \vec{v} \right|} \sin \tau + \overrightarrow{k_A} \quad (6.85)$$

Es lässt sich ansetzen:

$$\overrightarrow{k_M^I} = \langle \overrightarrow{k_M}, \vec{v} \rangle \cdot \overrightarrow{k_M} \quad \text{mit} \quad \overrightarrow{k_M} = \frac{\overrightarrow{k_M^I}}{|\overrightarrow{k_M^I}|} \quad (6.86)$$

Aus (6.86) und (6.87) lässt sich $\overline{k_p}$ berechnen. Aus einer anschließenden Vektoraddition ergibt sich:

$$\overline{p} = \overline{v} - \overline{k_p} \quad (6.88)$$

Die Abfrage, ob p außerhalb des Endoskopkegels liegt, lässt sich wie folgt ansetzen:

$$|\overline{p}| > |\overline{k_M} - \overline{k_p}| \quad (6.89)$$

Falls diese Aussage wahr ist, sollte eine Nachführung erfolgen.

Berechnung des Nachführwinkels. Gesucht ist der Winkel γ , mit dem das Endoskop im Pivotpunkt P_{pvp} rotiert werden muss, damit die Endoskopachse wieder durch die Instrumentenspitze läuft. Hierzu wird um den Pivotpunkt P_{pvp} ein Kreis mit Radius R gezogen. Der Radius wird hierbei so gewählt, so dass der Punkt P auf dem Kreis liegt. Dieser Kreis (eigentlich eine Kugeloberfläche) schneidet den Endoskopkegel an der Kegeloberfläche im Punkt P' . Der Kreis lässt sich beschreiben zu:

$$(P_{pvp}, r) \cap \text{Gerade O in Richtung } \overline{k_M} \text{ liefert } P' \quad (6.90)$$

$$r = |\overline{OP_{pvp}} - \overline{OP}| \quad (6.91)$$

Berechnung des Winkels γ zwischen P' und P :

$$\gamma = \arccos \left(\frac{\langle \overline{P_{pvp}P}, \overline{P_{pvp}P'} \rangle}{|\overline{P_{pvp}P}| |\overline{P_{pvp}P'}|} \right) \quad (6.92)$$

Der Nachführwinkel γ liegt beliebig im Raum und muss nun mittels des Vektors p in die xz - und yz -Ebene projiziert werden, um dann anteilig in den Polarwinkel α und den Azimutwinkel β umgerechnet werden zu können.

$$\gamma_x = \langle \overline{p}, \overline{e_x} \rangle \cdot \gamma \quad \gamma_y = \langle \overline{p}, \overline{e_y} \rangle \cdot \gamma \quad (6.93)$$

$$\sin \alpha \sin \beta = \sin \gamma_x \quad (6.94)$$

$$\sin \alpha \cos \beta = \sin \gamma_y \quad (6.95)$$

Man erhält aus (6.94) und (6.95) die beiden gesuchten Winkel:

$$\beta = \arctan \frac{\sin \gamma_x}{\sin \gamma_y} \quad (6.96)$$

$$\alpha = \arcsin \frac{\sin \gamma_y}{\cos \beta} \quad (6.97)$$

Lineare Nachführung: Bei der linearen Nachführung wird die z -Komponente des Vektors ${}^{end_tcp}\mathbf{p}_{ins_tcp}$ betrachtet. Dieser gibt den Abstand der Probespitze von der Endoskopspitze an. Ist diese Vektorkomponente zu groß bzw. zu klein, wird das Endoskop nach unten bzw. nach oben gefahren. Innerhalb eines Toleranzintervalls mit der Toleranzkonstante k_t wird der Abstand zur Instrumentenspitze konstant auf einen festen Wert z_z eingestellt. Eine Nachführung erfolgt wenn gilt:

$$(z_z + k_t) \leq p_{zt} \leq (z_z - k_t) \quad (6.98)$$

Die Steuerung der automatischen Nachführung des Endoskops erfolgt in den folgenden Schritten:

Initialisierung des Systems. Die Initialisierung erfolgt analog zur Telemanipulation. Zusätzlich werden die Signalleuchten des Betriebszustands an der Steuereinheit gesetzt.

Funktion zum Einlesen der Navigationsinformation. Die Funktion liest die Navigationsinformation in einen Puffer ein.

Funktion zur Analyse der Navigationsinformation. Die Funktion überprüft die Navigationsinformation im Puffer, insbesondere die Trackernummer. Handelt es sich bei der Trackernummer um den Endoskoptracker oder die Probe, wird aus dem Datenstring die entsprechende Transformationsmatrix extrahiert.

Funktion zum Wechsel der Matrizendarstellung. Die Navigationskamera liefert die Transformationsmatrix in Form von Quaternionen. Diese werden in die Denavit-Hartenberg Notation umgewandelt.

Funktion zur Darstellung der beiden $tcps$. Die Funktion führt eine Koordinatentransformation in das Koordinatensystem der Endoskopspitze end_tcp durch. Von dort kann dann der Vektor ${}^{ent_tcp}\mathbf{p}_{ins_tcp}$ dargestellt werden. Dieser gibt die Lage der Probespitze aus der Sicht der Endoskopspitze an (vergleiche Kapitel 5.1.5).

Funktion zur Überprüfung der Notwendigkeit einer Nachführung. Diese Funktion überprüft, ob sich die Instrumentenspitze innerhalb des definierten Endoskopsichtkegels befindet bzw. ob der Abstand in axialer Richtung innerhalb des erlaubten Toleranzfeldes liegt.

Funktion zur Bestimmung des Nachführwinkels. Diese Funktion berechnet den Azimut- und den Polarwinkel.

Funktion zur Bestimmung der axialen Nachführung. Diese Funktion berechnet die nötige Nachführstrecke.

Funktion zur Bestimmung der neuen Endoskoppose. Diese Funktion berechnet aus den Nachführwinkeln die neue einzunehmende Pose des Endoskops. Die Darstellung erfolgt als Matrix in Form von Kugelkoordinaten sowie in kartesischer Darstellung.

Die folgenden Funktionen wurden bereits bei der Steuerung als Telemanipulator (siehe Abschnitt 6.6.1) dargestellt.

- Funktion zur Begrenzung des Arbeitsraumes
- Funktion zur Transformation der Koordinatensysteme

- Berechnung der einzunehmenden Position von P_1 und P_2
- Berechnung der Motorstellwinkel für die Motoren mittels inverser Kinematik
- Generierung der Pulsweiten für die Motoren
- Ausgabe der Motorsignale

Im Hauptprogramm erfolgt alle 50ms die Datenverarbeitung sowie die Aktualisierung der einzunehmenden Pose des Endoskops. Die Motorpositionen werden ebenfalls aktualisiert. Parallel hierzu werden die Zustände der peripheren Eingänge (Fußschalter, Schalter am Linearmodul und Bedienelemente an der Steuereinheit) abgefragt.

7. Experimente

In diesem Kapitel werden die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Experimente dargestellt. Ziel der Experimente war es, eine Aussage über die Leistungsfähigkeit des hier vorgestellten Systems zu erhalten. Dieses Kapitel unterteilt sich in zwei Bereiche. Zum einen wird ein technisches Experiment zur Verifikation der Bedienkonzepte vorgestellt. Zum anderen werden die Erfahrungen und Erkenntnisse aus den Einsätzen im klinischen Umfeld dargelegt.

7.1 Vergleich der Zeiten von manueller, telemanipulierter und automatischer Endoskopnachführung

In diesem Experiment werden die Zeiten der manuellen, der telemanipulierten und der automatischen Endoskopführung miteinander verglichen.

Material und Methode

Für das Experiment wurden die folgenden Komponenten verwendet (siehe Abbildung 7.1c):

- (Navigiertes) Endoskop mit gerader Hopkins II-Optik
- Millimeterpapier mit markierten Punkten und Sichtschutz
- Stoppuhr und Messbögen
- Navigationssystem
- Endoskopmonitor, Kaltlichtquelle, Kameraeinheit
- Endoskopmanipulator, Fußpedal, Bedienkonsole, Steuerungseinheit.

Zehn Probanden haben in dem Experiment ein Endoskop mit Kamera auf sechs definierte Zielpunkte ausgerichtet, und zwar so, dass sich jeder Zielpunkt zentrisch im Endoskopbild befindet. Hierzu wurde ein Fadenkreuz auf dem Endoskopmonitor in der Mitte angebracht (siehe Abbildung 7.1e). Die Zielpunkte waren auf dem Millimeterpapier im Arbeitsbereich der Kinematik angetragen. Die Zielpunkte wurden mit einem Sichtschutz seitlich verdeckt, so dass der Proband nur über den Endoskopmonitor Sichtkontakt zu dem jeweiligen Zielpunkt hatte. Die Punkte auf dem Millimeterpapier waren so angetragen, sodass immer nur ein Punkt auf dem Monitor sichtbar war. Das Experiment wurde in drei Schritten durchgeführt:

1. **Manuelle Endoskopführung.** Zuerst wurde das Endoskop manuell geführt (siehe Abbildung 7.1a). Jeder Punkt musste für 5s in der Mitte des Fadenkreuzes liegen. Dann wurde der nächste Punkt angefahren. Dies wurde mit allen sechs Punkten vollzogen. Die Punkte waren, ausgehend von einem Startpunkt, nummeriert.
2. **Telemanipulierte Endoskopführung.** Im zweiten Schritt wurde das Endoskop in den Manipulator eingehängt. Das Endoskop musste nun über die Bedienkonsole gesteuert werden (siehe Abbildung 7.1b). Der Ablauf erfolgte gemäß der manuellen Endoskopführung.
3. **Automatische Nachführung.** Zuletzt wurde an der Endoskopkamera der Tracker befestigt und die automatische Nachführung benutzt. Hierzu wurde mit der Probe und

nach Freigabe über das rechte Fußpedal das Endoskop auf die oben beschriebenen Punkte ausgerichtet (siehe Abbildung 7.1d).

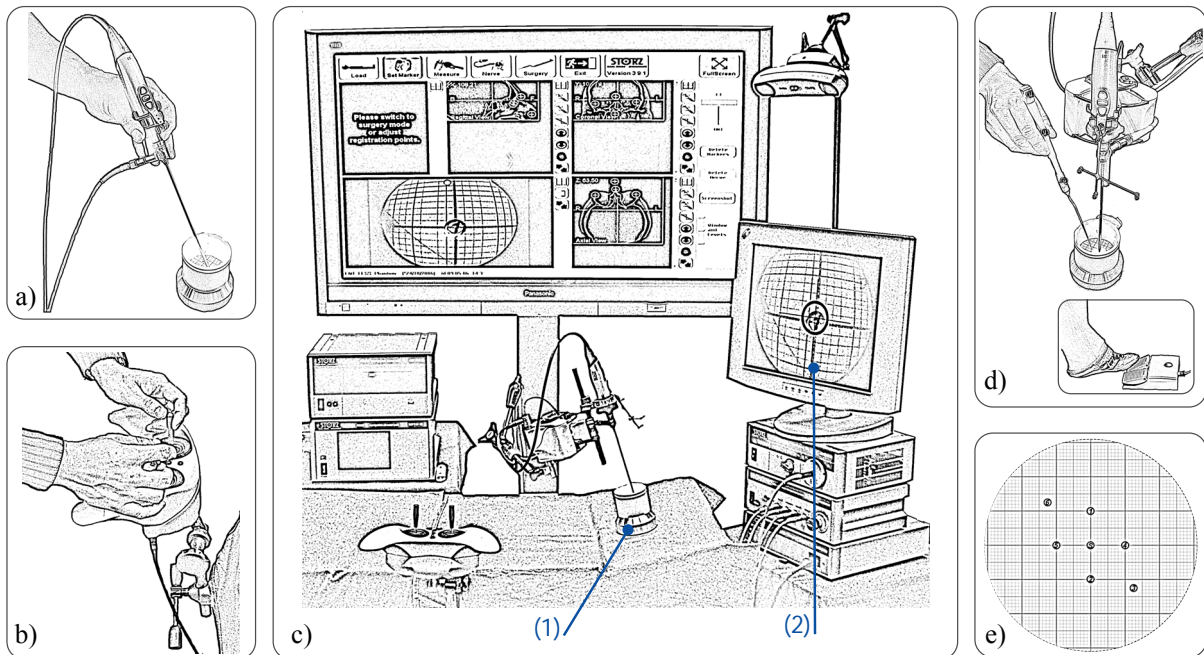


Abbildung 7.1: Aufbau und Komponenten des Experiments. a) Manuelles Halten und Führen des Endoskops auf die Zielpunkte im Sichtschutz. b) Steuerung des Endoskops mittels Bedienkonsole. c) Aufbau des Experiments am Operationstisch (siehe Abbildung 5.10). Zusätzlich hinzu kamen die Bedienkonsole, der Sichtschutz mit markierten Punkten auf Millimeterpapier (1) und einem Fadenkreuz (2), welches auf dem Endoskopmonitor aufgeklebt wurde. d) Automatische Nachführung des Endoskops auf Probespitze nach Freigabe über Fußpedal. e) Zielpunkte auf Millimeterpapier.

Bei der Endoskopführung mit dem Manipulator wurde dieser mittels des Gelenkarms initial so ausgerichtet, so dass der Startpunkt im Zentrum des Endoskopbilds sichtbar ist. Der Abstand von Optik zu Papier sollte 5mm betragen. Bei allen drei Durchgängen wurden die Zeiten mit der Stoppuhr aufgenommen, die von den Probanden jeweils benötigt wurden, um das Endoskop mit Kamera von dem einen Zielpunkt zum nächsten Zielpunkt zu bewegen. Das Endoskop musste auf diesen Zielpunkt für 5s zentriert werden, sodass das Fadenkreuz mit dem Zielpunkt übereinstimmte. Dann wurde der nächste Punkt angefahren. Zusätzlich wurde die Gesamtzeit gemessen, die der Proband für die Durchführung des Versuchs benötigte.

Der Mittelwert der $n=10$ Werte wurde mit

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i, \quad (7.1)$$

der Median mit

$$\tilde{x} = \frac{1}{2} \left(x_{\frac{n}{2}} + x_{\frac{n}{2}+1} \right), \quad (7.2)$$

und die Standardabweichung mit

$$S = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (7.3)$$

berechnet. Um alle drei Messgruppen miteinander vergleichen zu können erfolgte die Auswertung nach dem Kruskal-Wallis-Test:

$$H = \frac{12}{n(n+1)} \sum_h \frac{S_h^2}{n_h} - 3(n+1). \quad (7.4)$$

Ergebnis

Es wurden folgende statistische Größen verwendet: Minimal- und Maximalwert, 25% und 75% Quantil sowie der Median (siehe Abbildung 7.2a). Die Verteilung der Werte in den jeweiligen Gruppen wurden als unverbundene Stichproben miteinander verglichen. Die Werte der drei Gruppen sind normalverteilt und wurden mittels des Kruskal-Wallis-Tests verglichen. Die Werte sind in einem Boxplot dargestellt mit $n=10$ und $*p \leq 0.05$ (siehe Abbildung 7.2a). Stellt man die Summe der benötigten Einzelzeiten von manueller, telemanipulierter und automatischer Endoskopführung gegenüber, so zeigt sich eine sehr starke interindividuelle Variabilität bei der manuellen und telemanipulierten, nicht jedoch bei der automatischen Endoskopführung. Im Vergleich zur manuellen ist die Zeit der automatischen Endoskopführung signifikant vermindert. Aufgrund eines Ausreißers ist bei der Telemanipulation ein hoher Maximalwert zu erkennen. Vergleicht man die Mittelwerte der Einzelzeiten von manueller, telemanipulierter und automatischer Endoskopführung miteinander, so befindet sich die Kurve der telemanipulierten Endoskopführung stets unter der manuellen, die automatische stets unter der manuellen und telemanipulierten Endoskopführung (siehe Abbildung 7.2b).

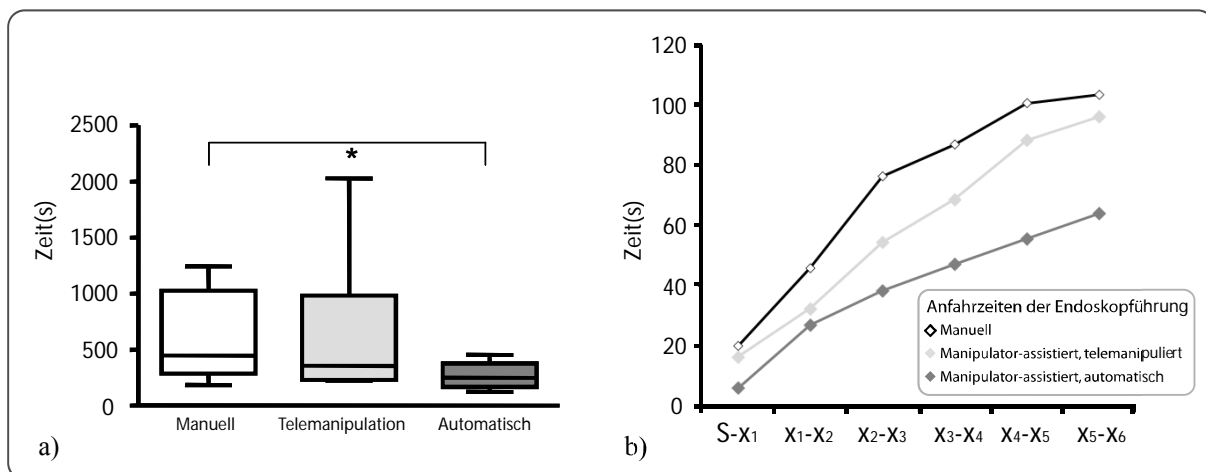


Abbildung 7.2: a) Vergleich der Gesamtführungszeiten (manuell, telemanipuliert und automatische Endoskopführung) dargestellt als Boxplot, mit $n=10$ und $*p \leq 0,05$. b) Vergleich der Mittelwerte der Einzelführungszeiten (manuell, telemanipuliert und automatische Endoskopführung), mit $n=10$.

Diskussion

Das Experiment zeigt, dass die Manipulator-assistierte Technik gegenüber der manuellen Endoskopführung hinsichtlich des Zeitbedarfs zum Anfahren von Zielpunkten prinzipiell nicht unterlegen ist. Es konnte gezeigt werden, dass die benötigte Zeit für das Anfahren der Punkte mit dem Endoskop mittels des Manipulators geringer ist als für das manuelle Führen des En-

doskops. Vor allem die automatische Endoskopführung ist hier für den Anwender vorteilhafter. Deutlich wird aber auch, dass die Probanden sowohl bei der manuellen, als auch bei der telemanipulierten Endoskopführung eine sehr hohe interindividuelle Variabilität aufweisen (im Gegensatz zur automatischen Nachführung). Diese lässt sich bei der manuellen Technik darauf zurückführen, dass die Probanden keine Chirurgen sind und keine Erfahrung mit der Handhabung eines Endoskops haben. Bei der Telemanipulation kann dies einerseits an der Belegung der Joysticks, zum anderen ebenfalls an der Unvertrautheit mit dem System liegen. Die automatische Endoskopführung mittels des Manipulators ermöglicht dem Anwender eine signifikant schnellere Endoskoppositionierung, verglichen mit der manuellen Technik. Ein signifikanter Unterschied zur Telemanipulation konnte nicht gezeigt werden. Dies ist unter Umständen mit der hohen Streuung bei der Telemanipulation begründbar (Ausreißer). Dies ist unter Umständen mit der hohen Streuung bei der Telemanipulation begründbar (Ausreißer) und könnte durch eine höhere Teilnehmerzahl ($n \gg 10$) erreicht werden.

7.2 Klinische Evaluation

Der Anspruch dieser Arbeit war es, ein kliniktaugliches Endoskopführungssystem für die HNO-Chirurgie zu entwickeln und zu realisieren, um heraus zu finden, ob die Vorteile der bimanuellen Technik auch durch ein solches System erreicht werden können. Dies ist nur durch den realen Einsatz in der Praxis durch HNO-Chirurgen möglich.

7.2.1 Konfiguration Telemanipulation

In mehr als 50 klinischen Einsätzen wurde das Endoskopführungssystem als Telemanipulator durch unseren klinischen Partner an der Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde und plastische Operationen des Universitätsklinikums Leipzig sowie am International Reference and Development Centre for Surgical Technology (IRDC) in Leipzig während FESS-Eingriffen am Patienten eingesetzt und evaluiert. Die bisherigen Erfahrungen und Erkenntnisse der Chirurgen mit dem Endoskopführungssystem wurden mittels eines Fragebogens erfasst. Der Fragebogen war in drei Bereiche unterteilt. Im allgemeinen Teil zielten die Fragen auf die Integrierbarkeit des Systems in den OP und den chirurgischen Workflow, auf die Handhabung des Manipulators, auf die Bewegungsqualität, auf die Zugänglichkeit zum Situs und auf das Bedienkonzept ab. Im zweiten Teil wurden Vergleiche zur konventionellen Endoskopführung, im dritten Teil zur assistierten Endoskopführung nach Simmen und Briner gezogen. Dem Anwender standen die Antworten *ja* oder *nein* zum Ankreuzen zur Verfügung. Zu jeder Frage konnte eine Bemerkung gemacht werden. Die Daten dienen zur Dokumentation und Evaluierung des bisher realisierten klinischen Prototypen und sollen als Grundlage für weitere Entwicklungen auf diesem Gebiet weitere Verwendung finden. Das System wurde von insgesamt zwei Chirurgen eingesetzt.

Material und Methode

Der klinische Ablauf beim Einsatz des Endoskopführungssystems sei im Folgenden beispielhaft bei einem chirurgischen Eingriff an den Nasennebenhöhlen dargestellt (Krininger *et al.*, 2009b). Der Ablauf des klinischen Einsatzes lässt sich in die folgenden Schritte unterteilen:

- **Aufbau des Systems im OP.** Der Patient befindet sich bereits narkotisiert auf dem OP-Tisch. Der Manipulator wird durch das OP-Personal am Schienensystem des Tisches am Kopfende, die Bedienkonsole am Fußende befestigt. Das Verpacken des Systems erfolgt (bei Bedarf) durch die sterile OP-Schwester. In den letzten Jahren gibt es einen Paradig-

menwechsel in der HNO-Chirurgie, bei der die Endoskopkamera nicht mehr steril verpackt wird, da das Organ Nase nicht steril ist. Dies ist jedoch klinikabhängig.

- **Klinischer Einsatz am Patienten.** Der Manipulator befindet sich gegenüberliegend des Chirurgen, ca. 10cm überhalb des Kiefers des Patienten. Die Ausrichtung erfolgt durch den Chirurgen mittels des Gelenkarmes.



Abbildung 7.3: a) Grobausrichtung des Manipulators bzgl. der Patientennase durch den Chirurgen. b)-d) beidhändiges Führen von passiven Instrumenten. e) Führen des aktiven Instruments (Shaver) mit der dominanten Hand und Halten des Nasenspekulums mit der anderen Hand. An dem Manipulator ist die HD-Endoskopkamera mit 0° Optik befestigt (alle Bilder mit freundlicher Genehmigung von Dr. Strauß, 2010).

Nach einem Testlauf außerhalb der Nase wird der Manipulator neu ausgerichtet und das Endoskop in der Nase mittels des Gelenkarmes positioniert. Die Feinpositionierung des Endoskops erfolgt durch einen Assistenten, während der Chirurg die Operation mit Instrumenten in beiden Händen durchführt. Auf verbale Aufforderung durch den Chirurgen wird das Endoskop neu ausgerichtet oder positioniert. Im Verlauf der Operation führt der Assistent das Endoskop selbstständig nach. Die Reinigung der Optik erfolgt durch das vollständige motorisierte Herausfahren des Endoskops aus dem Patienten.

- **Abbau des Systems.** Am Ende der Operation wird der Manipulator mittels des Gelenkarms zur Seite geschwenkt, um die Nase des Patienten tamponieren zu können. Nachdem die präoperative Patientenversorgung abgeschlossen ist, erfolgt eine Demontage und Desinfektion der Systemkomponenten.

Ergebnisse

Die Ergebnisse des Fragebogens lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- **Integration in den operativen Workflow und den OP.** Das Endoskopführungssystem lässt sich gut in den operativen Workflow integrieren. Die mechanische Integration ist für den Anwender praktikabel.
- **Handhabung des Manipulators.** Die Handhabung des Manipulators wird als angenehm beurteilt. Dies liegt an dem geringen Gewicht, das für den Einsatz in der HNO-Chirurgie adäquat ist. Während der drei Phasen *präoperativer Aufbau*, *intraoperative Handhabung* und *postoperativer Abbau* ist das System kliniktauglich. Das Endoskop lässt sich leicht und schnell genug aus der Halterung am Manipulator entnehmen. Der Manipulator kann ausreichend schnell vom Situs entfernt werden, um zur manuellen Endoskopführung zu wechseln. Der Systemaufbau ist einfach und für den Anwender ersichtlich. Die geringe Anzahl der anzuschließenden Komponenten ist anwenderfreundlich.
- **Qualität der Endoskopbewegung und intranasaler Arbeitsraum.** Die Bewegungsgeschwindigkeit des Endoskops ist ausreichend. Von der Geschwindigkeit geht keine Gefährdung aus. Die von dem System zur Aufgabenerfüllung bereitgestellten Kräfte sowie die Positioniergenauigkeit sind ebenfalls ausreichend. Die Bewegungen des Manipulators sind mit wenigen Einschränkungen prädiktiv. Die Endoskopbewegungen sind fein genug abgestuft. Der Arbeitsraum des Manipulators ist für den intranasalen Arbeitsraum ausreichend, jedoch wäre ein größerer Umfang wünschenswert. Dies gilt für die Schwenk-/Neigebewegung als auch für die Linearbewegung.
- **Zugänglichkeit und freie Sicht zum Situs.** Die Gehäuseform und die Größe des Manipulators lassen eine Zugänglichkeit zum Situs zu. Die offene Gestalt des Manipulators ermöglicht eine ausreichend freie Sicht auf das Operationsgebiet. Die Einflugschneise für die handgeführten chirurgischen Instrumente wird durch den Manipulator nicht behindert. Die Chirurgen wären jedoch gerne in der Lage, den Manipulator auch vom Kopfende des Patienten kommend zu montieren.
- **Bedienkonzept.** Das Bedienkonzept ist kliniktauglich, um eine Evaluierung des Manipulators zuzulassen. Der Endoskopmanipulator hat aus medizinischer Sicht das Potential, eine umfassende klinische Evaluierung der robotisch unterstützten Endoskopführung in der HNO-Chirurgie zu ermöglichen.

- **Bimanuelle Operationstechnik.** Das Endoskopführungssystem ermöglicht das bimanuelle Operieren. Es ließen sich folgende Vorteile während der klinischen Einsätze feststellen: Strukturen und Gewebe zur idealen Darstellung des Operationssitus ließen sich einfacher Weghalten. Zwei operierende Hände zur Instrumentenführung erleichtern den Eingriff. Der Sauger ist immer im OP-Feld. Durch die Endoskopführung mittels des Manipulators lässt sich der Situs mittels des Endoskops optimal einstellen. Blutungen lassen sich jedoch nicht leichter beherrschen.
- **Vergleich zwischen Manipulator-assistierter und konventioneller Endoskopführung.** Im Vergleich zur konventionellen Endoskopführung konnten bisher folgende Erkenntnisse gewonnen werden: Durch die Führung des Endoskops mittels des Manipulators erhält der Chirurg ein ruhigeres Bild. Die Anzahl der Instrumentenwechsel durch den Einsatz des Manipulators konnten reduziert werden. Die Anzahl der Gewebekontakte zwischen Optik und Situs ist reduziert, wodurch eine signifikante Reduktion der Häufigkeit der Endoskopoptikreinigung festgestellt werden konnte (Fischer *et al.*, 2010). Das Endoskop kann stabiler im Pivotpunkt positioniert werden. Eine Reduktion der Operationsdauer durch den Einsatz des Manipulators konnte bisher nicht festgestellt werden. Die physische Ermüdung ist durch den Wegfall der Haltearbeit der Endoskopkamera mit Optik durch den Einsatz des Manipulators jedoch nicht geringer. Durch den Wegfall der manuellen Endoskopführung kann der Chirurg eine ergonomischere Körperhaltung einnehmen.
- **Vergleich zwischen Manipulator-assistierter und human-assistierter Endoskopführung.** Im Vergleich zur assistierten Endoskopführung (nach Simmen und Briner) konnte Folgendes festgestellt werden: Erfolgt die Steuerung des Manipulators durch einen Assistenten, dann ist dies für den Assistenten hinsichtlich der Ermüdung und der Monotonie vorteilhafter im Vergleich zur manuellen Assistenz. Der Chirurg war intraoperativ zufrieden mit der Ausrichtung des Endoskops. Weder bei der Ausrichtung des Endoskops, noch bei der Einstellung des Bildausschnitts (ein- oder ausfahren in die Nase) des Endoskops mittels des Manipulators gab es intraoperativ Kommunikationsprobleme zwischen Chirurgen und Assistenten.

Diskussion

Der Manipulator ist kliniktauglich und eignet sich zur Endoskopführung in der HNO-Chirurgie während der FESS. Durch die Assistenz kann dem Operateur das beidhändige Operieren ermöglicht werden. Die Vorteile der bimanuellen Technik können durch den Einsatz des Manipulators genutzt werden. Das System muss in noch mehr Einsätzen in mehreren Kliniken unter realen Bedingungen eingesetzt und getestet werden. Langfristig gesehen ist die Lösung der automatischen Nachführung zu favorisieren (Fischer *et al.*, 2010).

7.2.2 Konfiguration Automatische Nachführung

Das Prinzip der automatischen Nachführung eines Endoskops während der FESS wurde am Leichenpräparat im Rahmen eines Chirurgen-Workshops erstmalig gezeigt. Das Ziel war es, Erkenntnisse zu erlangen, ob die implementierten Funktionalitäten der beiden Nachführmodi für den Anwender hilfreich sein können. Zudem war es das Ziel, die Praktikabilität unter realen Bedingungen zu überprüfen. Eine Evaluierung im klinischen Einsatz am Patienten ist bisher nicht erfolgt.

Material und Methode

Das Endoskopführungssystem wurde analog zum realen Einsatz am Schienensystem des Präparationstisches montiert. Die Steuerung wurde in den Endoskopieturn integriert, das Fußpedal unter dem Tisch positioniert. Die Kamera des Navigationssystems befand sich am Kopfende über dem Endoskopmonitor, der Navigationsbildschirm diagonal gegenüber des Chirurgen. An der Endoskopkamera war der Tracker befestigt. Der Chirurg sollte das System am Präparat testen und die Funktionalität der beiden Nachführmodi erproben. Hierzu standen dem Chirurgen Navigationsinformationen zur Verfügung. Anschließend wurde der Chirurg zu seinem ersten Eindruck befragt.

Ergebnis

Das System in der Konfiguration „automatische Nachführung“ lässt sich problemlos in das klinische Umfeld integrieren. Das automatische Nachführen des Endoskops durch den Manipulator ist zunächst etwas ungewohnt. Das Benutzen der beiden Nachführmodi durch die Betätigung der beiden Fußpedale erfordert Übung, allerdings sind Fußpedale für den HNO-Chirurgen vertraut. Das Endoskop ließ sich im Situs an die gewünschten Positionen fahren. Teilweise traten Kollisionen zwischen dem Zeigeinstrument und dem Endoskoptracker auf.

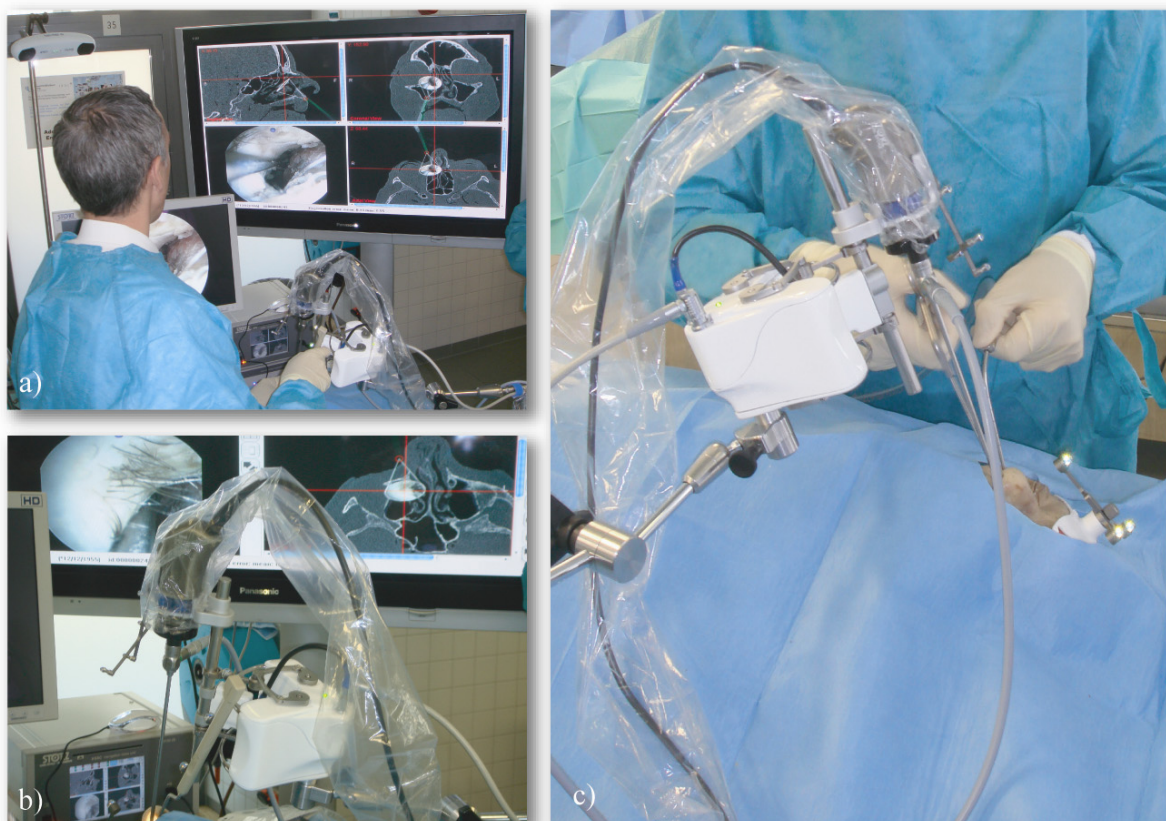


Abbildung 7.4: a) Einsatz des Manipulators zur Validierung der Machbarkeit am Leichenpräparat in Kopplung mit einem Navigationssystem. b) Nahaufnahme des Systems: zu sehen sind das Zeigeinstrument sowie die navigierte Endoskopkamera. Im Hintergrund ist der Endoskopausschnitt zu erkennen. c) Beidhändiges Präparieren mit Sauger und Zange.

Diskussion

Erstmalig in der HNO-Chirurgie konnte die automatische Nachführung eines Endoskops mittels eines Manipulatorsystems implementiert und medizinischen Experten zur Benutzung unter kliniknahen Bedingungen zur Verfügung gestellt werden. Die bisher vorgesehenen Sicherheitsmechanismen sind bis jetzt noch nicht ausreichend, um das System am Patienten einsetzen zu können. Jedoch konnte die prinzipielle Machbarkeit gezeigt werden. Die Kollisionen zwischen Zeigeinstrument und Endoskoptracker konnten sich bereits durch einen modifizierten Kameraadapter beheben lassen.

8. Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein neuartiges Endoskopführungssystem für die HNO-Chirurgie entwickelt, das sich durch seine kompakte Bauform und sein geringes Gewicht auszeichnet. Das System erlaubt die situsnahe Feinpositionierung eines Endoskops mit Kamera im, für den intranasalen Einsatz optimierten, Arbeitsbereich des Manipulators. Unter der Berücksichtigung der medizinischen Anforderungen an ein miniaturisiertes Assistenzsystem zur Endoskopführung wurde ein Manipulator realisiert, der sich in den Operationsaal und den chirurgischen Workflow einfach integrieren lässt. Es wurden zwei unabhängig voneinander einsetzbare Bedienkonzepte realisiert. Zum einen lässt sich das Endoskop über eine Bedienkonsole mit Joysticks, zum anderen über eine Steuereinheit mit Fußpedal in Kombination mit einem medizinischen Navigationssystem automatisch auf die Spitze des Zeigeinstruments ausrichten. Damit wird die Nutzung der Vorteile der bimanuellen Operationstechnik (three- oder four hand technique), beispielsweise dem beidhändigen Halten und Führen von chirurgischem Instrumentarium im Situs, erreicht. Der Manipulator ermöglicht erstmals die Manipulator-assistierte Endoskopführung in der HNO-Chirurgie bei FESS-Eingriffen. Das System wurde im klinischen Einsatz durch unseren klinischen Partner evaluiert.

Durch die Verwendung einer Parallelkinematik kann ein hohes spezifisches Leistungsgewicht bei minimalem Gewicht und kompaktem Bauraum erreicht werden. Dies ermöglicht die Realisierung eines (in etwa handgroßen) Systems und erlaubt somit eine situsnahe Positionierung. Die freie Zugänglichkeit und Sichtbarkeit zum Situs ist durch die Gestalt einer leicht geöffneten menschlichen Hand gewährleistet. Mit dem Manipulator können gerade und gewinkelte Optiken sowie konventionelle oder HD-Endoskopkameras verwendet werden. Durch eine Schnittstelle kann das Endoskop jederzeit aus dem Führungssystem entnommen werden. Ein Wechsel zur manuellen Endoskopführung ist permanent garantiert. Über einen Gelenkarm mit Haltestange wird das System am Operationstisch befestigt und lässt sich bzgl. des Patienten grob ausrichten.

Der Arbeitsraum der Kinematik ist auf den menschlichen Nasenbereich optimiert und dient zur Feinpositionierung des Endoskops. Durch die Parallelkinematik kann über die Steuerung die Lage des Pivotpunktes frei gewählt und somit nahe an der Nasenöffnung des Patienten positioniert werden. Während die Parallelkinematik die Schwenk-/Neigebewegungen erzeugt, ermöglicht das in Serie geschaltete Linermodul eine mechanische Zoomfunktion. Die Endoskopbewegung und -geschwindigkeit wird dadurch für den Chirurgen vorhersehbar und möglichst intuitiv nachgebildet. Kraft und Geschwindigkeit sind ausreichend, um ein steril verpacktes Endoskop mit Kamera halten und bewegen zu können. Sie sind jedoch zu gering um Verletzungen verursachen zu können, da sie unter denen von menschlichen Bewegungen liegen. Die Steifigkeit des Nachführsystems ist begrenzt, um zusätzlich das Verletzungsrisiko bei Gewebekontakt herabzusetzen.

Das Endoskopführungssystem verfügt über zwei Bedienkonzepte, wodurch der Chirurg die Endoskopausrichtung seinen Bedürfnissen adäquat anpassen kann. Über eine Bedienkonsole mit Joysticks kann das System als Telemanipulator betrieben werden. Über eine Steuereinheit kann der Manipulator an ein medizinisches Navigationssystem zur automatisierten Endoskopführung angebunden werden und macht hierdurch eine Interaktion zwischen dem Chirurgen und dem Nachführsystem mittels zusätzlicher Eingabegeräte überflüssig. Das System kann dann das Endoskop im Arbeitsraum der Kinematik automatisch einem definierten Instrument folgen lassen, nachdem die Freigabe über ein Fußpedal durch den Chirurgen erfolgt ist.

Der Manipulator lässt sich einfach in den klinischen Ablauf integrieren und ist gekennzeichnet durch eine geringe Setup-Zeit im OP, eine geringe Komplexität und praktikablem Sterilisationskonzept. Das System ist durch die Verwendung von moderner Mikrocontroller-Technologie nach dem Einschalten sofort einsatzbereit. Durch die gewählten Ansätze wird die Integration des Systems in die gewohnten Arbeitsabläufe des Chirurgen erleichtert. Die Arbeitsabläufe verändern sich nur minimal. Die Handhabung der Instrumente kann nun beidhändig erfolgen. Die monotone Haltearbeit wird nun durch das System übernommen, der Chirurg kann eine ihm bequemere Körperhaltung einnehmen. Die Instrumente bleiben für den Chirurgen unverändert. Gegenüber der manuellen Endoskopführung wird die Bildruhe erhöht und die Anzahl der Instrumentenwechsel prinzipbedingt reduziert. Durch eine Reduktion der Gewebekontakte wird die Häufigkeit der Endoskopreinigung herabgesetzt.

Zukünftige Weiterentwicklungen auf Basis dieser Arbeit könnten unter anderem folgende Punkte umfassen:

- **Variation der Positionierung des Manipulators:** Das bisherige Konzept zur Positionierung des Manipulators am Operationstisch sieht vor, das System seitlich vom Patienten zu positionieren. In den zahlreichen klinischen Einsätzen entstand der Wunsch von seitens der Chirurgen, das System so zu modifizieren, dass der Manipulator über der Stirn - vom Kopfende her kommend - positioniert werden kann. Dies würde die Zugänglichkeit zum Situs für die Instrumente verbessern. Hierzu müsste der Kameraadapter modifiziert werden, um die Endoskopkamera um 180° gedreht einhängen zu können.
- **Automatische Ausrichtung des Endoskopbildes:** Unabhängig der Ausrichtung des Manipulators mit Endoskopkamera und ohne einer benutzerinduzierten aktiven Adaption der Steuerung sollte das Endoskopkamerabild optimal, d.h. der Lage des Situs entsprechend, ausgerichtet werden. Hierzu müsste das Endoskopkamerabild in einem Zwischenschritt weiterverarbeitet werden. Je nach nötiger Bildrotation müsste sich die Steuerung automatisch der neuen Ausrichtung anpassen, sodass der Manipulator weiterhin über die Bedienkonsole bedienbar bleibt.
- **Weiterentwicklung der automatischen Nachführung:** Um die automatische Nachführung klinisch einsetzen zu können, müsste die Steuerung mit zusätzlichen Sicherheitsfunktionen versehen werden. Hierzu könnten beispielsweise die von der Navigationskamera registrierten Patientenbewegungen genutzt werden, um den Manipulator mit der Bewegung mitregeln oder nachgiebig werden zu lassen, und hierdurch Gewebekontakt zu vermeiden. Ebenfalls wäre es wünschenswert, wenn das Endoskop immer auf das aktive navigierte Instrument (navigierter Sauger oder Shaver usw.) zeigen würde. In einer weiteren Iteration könnte zudem die Linearbewegung entlang einer Trajektorie, entsprechend den anatomischen Gegebenheiten der Nase, zum Situs erfolgen. Dies ließe sich durch ein automatisches Verschieben des Pivotpunktes bei gleichzeitigem linearem Vorschub erreichen.
- **Weitere klinische Evaluierung:** Das System muss und sollte durch noch mehrere Chirurgen eingesetzt werden, um die Vorteile einer Manipulator-assistierten Technik zeigen zu können. Hierzu müsste der Manipulator in einer Kleinserie vervielfacht werden und zu Forschungszwecken mehreren Chirurgen zur Verfügung gestellt werden.

9. Anhang

9.1 Notation

Im folgenden Abschnitt ist die in dieser Arbeit verwendete Notation für Matrizen, Vektoren und Skalare dargestellt. Die Notation richtet sich nach der Beschreibung von Lüth (Lüth, 2006).

Skalare Größen werden mit Kursivbuchstaben, Matrizen und Vektoren mit fetten Buchstaben dargestellt. Für Matrizen werden Großbuchstaben verwendet. Zusätzlich werden Basis und Ziel von homogenen Transformationsmatrizen kursiv und klein, links oben bzw. rechts unten, dargestellt. Vektoren enthalten „links oben“ das Bezugssystem. Für 4×4 Transformationsmatrizen wird der Buchstabe **T** und für 3×3 Rotationsmatrizen **R** verwendet. Basisvektoren des Rotationsanteils von Transformationsmatrizen ${}^{cam}\mathbf{T}_{pat}$ werden mit Basis, Ziel und der Komponente, z.B. für die x -Komponente ${}^{cam}\mathbf{e}_x$ dargestellt. Der Translationsanteil hingegen wird mit ${}^{cam}\mathbf{p}_{pat}$ bezeichnet.

Tabelle 9.1: Verwendete Notation.

Darstellung	Notation	Bedeutung
Homogene 4×4 Transformationsmatrix	${}^{bks}\mathbf{T}_{zks}$	Transformation vom Koordinatensystem bks nach Koordinatensystem zks
3×3 Rotationsmatrix	${}^{bks}\mathbf{R}_{zks}$	Rotation vom Koordinatensystem bks nach Koordinatensystem zks
Vektor	${}^{bks}\mathbf{p}_{zks}$	Vektor vom Punkt bks nach zks
x -Achse einer homogenen 4×4 Matrix	${}^{bks}\mathbf{e}_x$	x -Achse im Koordinatensystem bks .
y -Achse einer homogenen 4×4 Matrix	${}^{bks}\mathbf{e}_y$	y -Achse im Koordinatensystem bks
z -Achse einer homogenen 4×4 Matrix	${}^{bks}\mathbf{e}_z$	z -Achse im Koordinatensystem bks

9.2 Glossar

Bedienkonzept	Ein Bedienkonzept beinhaltet zum einen das physikalische Bediengerät, über das Signale erzeugt werden. Weiterhin beinhaltet es die verschiedenen Modalitäten, wie ein Gerät gesteuert bzw. bedient werden kann.
Chirurgie, minimalinvasive	Schonende u. wenig belastende op. Meth., die sich der normalen Körperöffnungen od. mehrerer kleiner Zugangswege bedient u. dazu spez. Apparate u. entspr. Instrumentarien benötigt; „minimal“ ist der Operationszugang, nicht die eigentl. Organpräparation u. -resektion; <i>Indikation</i> u. a. 1. Op. im Kopf- u. Halsbereich (endotransnasal bei Op. der Nase, Nebenhöhlen u. Schädelbasis, transoral bei Stenosen u. Tumoren in Pharynx, Larynx u. Trachea, transkutan an der Schilddrüse u. Nebenschilddrüse), neurochir. Op. an der Wirbelsäule bei Bandscheibenschaden, stereotakt. Gehirnoperationen; 2. Op. laparoskop., abdominal u. retroperitoneal (z. B. Cholezystektomie, Appendektomie, Kolonresektion, Lösen von Adhäsionen, urolog. u. gyn. Op.); 3. Op. thorakoskop. (z. B. Abklärung unklarer Krankheitsprozesse an Pleura u. Lunge), Pleura- u. Lungenresektionen; 4. arthroskop. Eingriffe bei Gelenkläsion, Eingriffe am Lig. carpi transversalis, gyn. Op.; <i>Kontraindikation</i> : schwere pulmonale Erkr. bei Einsatz von CO ₂ -Insufflation, Herzfehler, schwere Gerinnungsstörung, ggf. ausgedehnte Adhäsionen nach vorausgegangenen Laparotomien; <i>Vorteile</i> : im Vergleich zu konventioneller Operationstechnik schnellere Rekonvaleszenz, kürzerer Klinikaufenthalt, kürzere Arbeitsunfähigkeit, kosmet. günstigere Narben; keine Unterschiede bzgl. der Letalität (Pschyrembel, 2002).
Computergestützte Operation	Während einer computerunterstützten Operation kommen verschiedene Systeme zum Einsatz, die den Chirurgen bei einem Eingriff unterstützen. Diese Geräte können z.B. Navigationssysteme oder computergestützte, chirurgische Instrumente sein.
Computerunterstützte Operation	Siehe Computergestützte Operation.
CT	Abkürzung für Computertomographie: röntgendiagnostisches, computergestütztes bildgebendes Verfahren.
Diagnose	Schlussfolgerung aus der Symptomkonstellation des Pat. i. S. einer Zuordnung zu bekannten Krankheitsbildern; bei der Wertung mehrerer Beschwerden ist die Bestimmung der Hauptbeschwerde u. des Leitsymptoms von Bedeutung. Eine Differenzierung der Beschwerden erfolgt mit den sog. Fünf-Finger-Fragen nach Dauer, Stärke, Art u. Ort, Beziehung zu Funktionen (Pschyrembel, 2002).

Distal	Weiter vom Rumpf entfernte Teile der Extremitäten (Pschyrembel, 2002).
Dorsal	Zum Rücken gehörig, nach dem Rücken hin liegend, rückseitig.
Drainage	Entwässerung, therapeutische Ableitung einer pathologischen Flüssigkeitsansammlung (Wundsekret, Blut od. Eiter).
Endonasal	In dem Inneren der Nase.
Endoskop (starr oder flexibel)	Röhren- od. schlauchförmiges Instrument zur Endoskopie, das mit einem optischen System, bestehend aus Objektiv und Okular (als prograde od. Seitenblickoptik), einer Beleuchtungseinrichtung (v. a. Einspiegelung von Kaltlicht) und meist mit Spül- und Absaugvorrichtungen sowie Kanälen zum Einführen von speziellen Instrumenten (z. B. Biopsiezangen, Metallschlingen) ausgestattet ist; <i>starres Endoskop</i> : Metallhohlzylinder oder <i>flexibles Endoskop</i> : (Fiberendoskop mit Glasfaseroptik, auch Fiberoptik), bei dem unter Umständen eine Abwinkelung der Instrumentenspitze um bis zu 180° in 2 Ebenen möglich ist. In Abhängigkeit vom Zweck werden Endoskope von verschiedener Länge und mit unterschiedlichem Durchmesser verwendet (Pschyrembel, 2002).
Epithel	Geschlossener Zellverband, der innere od. äußere Körperoberflächen bedeckt (Pschyrembel, 2002).
Facial	Zum Gesicht gehörend.
FESS	Abk. für (engl.) functional endoscopic sinus surgery; s. Nasennebenhöhlenoperation (Pschyrembel, 2002).
Fräser	Ein Werkzeug, um während Eingriffen an knöchernen Strukturen entzündete Bereiche zu entfernen oder Kavitäten für spätere Implantate zu fräsen.
Indikation	Grund zur Anw. eines bestimmten diagn. od. therap. Verfahrens in einem Erkrankungsfall, der seine Anw. hinreichend rechtfertigt, wobei grundsätzl. Aufklärungspflicht gegenüber dem Pat. besteht; <i>Einteilung</i> : 1. absolute I. bei zwingendem Grund; z. B. vitale I. (bei Lebensgefahr); 2. relative I. bei bedingter Gefährdung des Pat. od. Inbetracht kommen sinnvoller alternativer Maßnahmen; hierbei sind hinsichtlich der Beachtung von Nebenwirkungen strenge Maßstäbe anzulegen (Pschyrembel, 2002).
Infundibulomie	Endonasale Erweiterung des hinteren trichterförmigen Endes des mittleren Nasengangs zur Belüftung und Drainage der dahinterliegenden Nebenhöhlen (Pschyrembel, 2002).
Intracerebrales Hämatom	Blutung im Gehirn mit Bildung eines Blutergusses (Pschyrembel, 2002).

Intrakraniell	Im od. in den Schädel bzw. die Schädelhöhle.
Intraoperativ	Während einer Operation (Pschyrembel, 2002).
In vitro	Im (Reagenz-)Glas, d. h. außerhalb des lebenden Organismus.
Kaudal oder caudal	Cauda „Schwanz“: zum Schwanz hin (beim aufrecht stehenden Menschen also unten, bei Tieren hinten) (Pschyrembel, 2002).
Kranial oder cranial	Cranium „Schädel“: zum Schädel hin (beim Menschen also oben, bei Tieren vorn) (Pschyrembel, 2002).
Kraniodorsal	Vom Schädel in Richtung Rücken hin.
Klassifizierung	Nach dem Medizinproduktegesetz werden Medizinprodukte in verschiedene Klassen eingeteilt. Dazu existieren 18 Regeln, mit denen ein Medizinprodukt in die jeweilige Klasse eingeteilt werden kann.
Komplikation	Ereignis od. Umstand, wodurch der durchschnittl. Ablauf einer Erkr., eines ärztl. Eingriffs od. natürl. Vorgangs (z. B. Geburt) gestört werden kann; Entw. zu eigenständigem diagn. u. therap. Problem möglich (Pschyrembel, 2002).
Konformitätsbewertung	Um den Nachweis der Richtlinienkonformität eines Medizinprodukts zu führen, werden im Rahmen eines Konformitätsbewertungsverfahrens je nach Medizinprodukteklasse verschiedene Normprüfungen durchgeführt.
Läsion	Schädigung, Verletzung.
Laparoskopie	Inspektion der Bauchhöhle mit einem starren Spezialendoskop (Laparoskop), das unter sterilen Kautelen i. d. R über eine paraumbilikale Stichinzision, ggf. nach Gasinsufflation (CO ₂) u. Einstechen eines Trokars in die Bauchhöhle eingebracht wird; Indikation: 1. diagn. zur Beurteilung von u. a. Bauch- od. Beckenorganen (s. Pelviskopie), tumorösen Prozessen, Gefäßstauungen, auch mit Biopsie od. Probepunktion; 2. durchgeführte L. i. R. einer laparoskop. Operation (Pschyrembel, 2002).
Lateral	Seitlich, seitwärts gelegen; zur Seite hin gelegen (Pschyrembel, 2002).
Mediolateral	Von der Mitte aus seitwärts.
Medial	Zur Mitte hin gelegen (Pschyrembel, 2002).
Medizinproduktegesetz	Das deutsche Medizinproduktegesetz ist die nationale Umsetzung der europäischen Richtlinie 93/42/EWG für Medizinprodukte. Die Richtlinie dient als rechtlicher Rahmen für die Entwicklung und Fertigung von Medizinprodukten.
Mukosa	Vgl. Schleimhaut (Pschyrembel, 2002).

Mukozele	Schleimansammlung in einem Hohlraum; z. B. in der Appendix als Kompl. bei Appendizitis od. in einer Nasennebenhöhle durch entzündl., traumat. od. tumorös bedingte Verlegung der Ausführungsgänge mit Retention des Sekrets, Umbau (Druckatrophie) der knöchernen Sinuswand, Volumenzunahme und Verdrängungssymptomen; <i>Diagnose</i> : Röntgen, MRT, CT, ggf. Sonographie; <i>Therapie</i> : Operation (Pschyrembel, 2002).
Multi-Agenten Netzwerk	Ein Netzwerk aus mehreren technischen Agenten, die autonom Prozesse ausführen und optimieren. Die einzelnen Agenten können miteinander interagieren und Daten bzw. Materialien austauschen.
MRT	Abkürzung für Magnetresonanztomographie. (auch: Kernspintomographie) diagnostisches computergestütztes bildgebendes Verfahren der Tomographie, das auf dem Prinzip der Magnetresonanz beruht.
Nasenhöhle	Innenraum der Nase; unterteilt durch die Nasenscheidewand (Septum nasi); in der lateralen Wand befinden sich 3 Nasenmuscheln (Conchae), die 3 Gänge (Meatus) bilden. Nach außen wird ferner der Nasenvorhof (Vestibulum nasi) mit den Nasenhaaren (Vibrissae) unterschieden. Die Schleimhaut der Nase hat v. a. eine Funktion als Teil des Respirationstrakts (Regio respiratoria); ein kleiner Bezirk an der oberen Muschel u. dem gegenüber liegenden Teil der Nasenscheidewand ist Teil des Riechorgans (Regio olfactoria der Schleimhaut). <i>Klinik Bedeutung</i> : stenosiert z. B. bei Rhinitis, Polyposis nasi et sinuum u. Septumdeviation; relevante Verf. im Bereich der N.: Rhinomanometrie, Rhinoplastik. Vgl. Nasennebenhöhlen (Pschyrembel, 2002).
Nasennebenhöhlen	Luftgefüllte, mit Schleimhaut ausgekleidete Räume, die mit der Nasenhöhle in Verbindung stehen; die Pneumatisation vollzieht sich in den ersten 10 Lj.; Einteilung: Kieferhöhle (Sinus maxillaris), Stirnhöhle (Sinus frontalis), Keilbeinhöhle (Sinus sphenoidalis), Siebbeinzellen (Cellulae ethmoidales); klin. Bedeutung: entzündl. verändert bei <i>Sinusitis</i> ; relevante Verf. im Bereich der N.: s. Nasennebenhöhlenoperation (Pschyrembel, 2002)
Nasennebenhöhlenoperation	Operativer Eingriff an den Nasennebenhöhlen, ggf. in Kombination mit Eingriffen an Nasenscheidewand und Nasenmuscheln. <i>Indikation</i> : <i>Sinusitis</i> , Polyposis nasi et sinuum, Nasennebenhöhlentumoren. <i>Formen</i> : Infundibulotomie (Erweiterung des Infundibulum ethmoidale im mittleren Nasengang), anteriore (Ausräumung des vorderen Siebbeins), posteriore (Ausräumung des hinteren Siebbeins) oder komplette Ethmoidektomie, isolierte Kieferhöhlen- und Keilbeinhöhlenoperationen, Pansinusoperation (Operation aller Nasennebenhöhlen einer Seite). <i>Zugangswege</i> : 1. endonasal unter mikroskopischer oder endoskopischer (engl. functional endoscopic sinus

	surgery, Abk. FESS) Kontrolle, Standard bei entzündlichen Erkrankungen. 2. Schnitt im Mundvorhof (transmaxillär) 3. Schnitt im Gesicht (transfazial) (Pschyrembel, 2002).
Navigationssystem	Mit einem medizinischen Navigationssystem werden dem Chirurgen während einer Operation die Lage seiner chirurgischen Instrumente in den Bilddaten (z.B. CT- oder MRT-Daten) des Patienten angezeigt.
Navigated Control	Neben der reinen Visualisierung der Instrumentenlagen in den Bilddaten wird beim Navigated Control Verfahren zusätzlich die Leistung von chirurgischen Instrumenten (z.B. einer Fräse) in der Nähe von kritischen anatomischen Strukturen geregelt bzw. abgeschaltet.
Orbita	Augenhöhle. Bezeichnung für den Augapfel, seine Hilfsorgane und den <i>orbitalen</i> Fettkörper (Pschyrembel, 2002).
Ostium	Mündung, Eingang (Pschyrembel, 2002).
Ödem, ödematös	Schmerzlose, nicht gerötete Schwellungen inf. Ansammlung wässriger (seröser) Flüssigkeit in den Gewebespalten, z. B. der Haut (Anasarka) u. Schleimhäute (Pschyrembel, 2002).
Pathologie	Als Teilgebiet der Medizin die Lehre von den abnormen u. krankhaften Veränderungen im (menschl.) Organismus, insbes. von den Ursachen (Ätiologie) sowie Entstehung u. Entwicklung (Pathogenese) von Krankheiten u. den durch sie verursachten org. Veränderungen (pathol. Anatomie, Histopathologie) u. funkt. Auswirkungen (Pathophysiologie); umfasst ferner die systemat. Einordnung u. Beschreibung von Krankheiten (Nosologie) sowie deren theoret. Interpretation; heute meist gleichgesetzt mit der diagn. P. zur gewebebasierten Erkennung von Tumor- od. Infektionskrankheiten (Pschyrembel, 2002).
Physiologie	Wissenschaft u. Lehre von den normalen Lebensvorgängen, insbes. von den physik. Funktionen des Organismus (Pschyrembel, 2002).
Planungssoftware	Eine spezielle Software, in der der Chirurg vor einem Eingriff radiologische Bilddaten einlesen kann. Dort kann er diese Bilddaten bearbeiten und z.B. anatomische Strukturen vermessen oder Bereiche markieren.
Polyposis nasi et sinuum	Meist beidseitige Schleimhautproliferation und -protrusion in den Nasennebenhöhlen (v. a. Siebbein) und Ausführungsgängen zur Nase. Durch die Abflussbehinderung aus den Nasennebenhöhlen wird die Entstehung einer chronisch rezidivierenden <i>Sinusitis</i> begünstigt; die Entstehung von Choanal <i>Polypen</i> aus solitären <i>Polypen</i> aus Siebbein od. Kieferhöhle ist möglich. <i>Vorkommen</i> : v. a. bei Erwachsenen nach dem 30. Lj. (m : w = 2 : 1); bei Kindern als Woakes-Syndrom. <i>Ursache</i> : u.

	<p>a. Allergie vom Soforttyp, eosinophile Pilz<i>Sinusitis</i>, chronischen Entzündung (Rhinitis, <i>Sinusitis</i>), analgetikabedingte Atemwegerkkrankung (Samter-Syndrom); bei P. n. im Kindesalter: zystische Fibrose, Ziliendyskinesie. <i>Lokalisation</i>: meist mittlerer Nasengang, Siebbein od. Kieferhöhle. <i>Klinik</i>: Kopfschmerz, Behinderung der Nasenatmung, Rhinolalia causa (s. Rhinolalie), Riechstörung. <i>Diagnose</i>: Rhinoskopie, RÖ. der Nasennebenhöhlen, CT; <i>Therapie</i>: chirurgisches Entfernen unter Einbeziehung der Ursprungsgebiete mit Erweiterung der blockierten Ostien der Nasennebenhöhlen (s. Nasennebenhöhlenoperation); bei kleinen <i>Polypen</i> od. Restzuständen nach Op. topisch wirksame Glukokortikoide als Dosieraerosol (z. B. Mometason, Fluticasonid);<i>Differentialdiagnose</i>: Meningoenzephalozele des Nasendachs, Nasentumoren (Pschyrembel, 2002).</p>
Positionsmesssystem	Eine aus zwei CCD-Chips aufgebaute Messkamera, die mit Hilfe von Infrarotlicht und Differenzbildern arbeitet. Zunächst wird Infrarotlicht ausgesendet und danach das Bild der CCD-Chips gespeichert. Im Anschluss wird erneut ein Bild ohne Infrarotlicht aufgenommen. Im Differenzbild dieser beiden Aufnahmen sind die Reflektoren sehr gut zu erkennen. Über eine Triangulation wird die Position der Reflektoren im Raum berechnet.
Pose	Abkürzung für: Position und Orientierung.
Proximal	In der Nähe, rumpfwärts gelegener Teil einer Extremität; (Pschyrembel, 2002).
Reflektor	Ein Reflektor besteht entweder aus einer speziellen Reflektionsfolie oder ist eine beschichtete Glaskugel. Er wird bei der optischen Navigation verwendet und reflektiert das Licht zum Positionsmesssystem.
Reklination	Rückwärtsbiegen, Zurückbiegen (Pschyrembel, 2002).
Retraktion	Zurück- od. Zusammenziehen eines Organs od. Gewebes.
Rezidiv	Wiederauftreten einer Krankheit nach klin. vermuteter Heilung, z. B. R. einer Infektion (Reinfektion), Tumorrezidiv (Wiederauftreten eines histol. gleichartigen Tumors am gleichen Ort od. im gleichen Organ nach vorausgegangener radikaler Behandlung) (Pschyrembel, 2002).
Schleimhaut	Die das Innere von Hohlorganen auskleidende Schicht, wird durch Drüsensekrete feucht gehalten; besteht aus Epithel u. der darunter gelegenen bindegewebigen Lamina propria (Pschyrembel, 2002).
Sekretretention	Rückhalt von Flüssigkeit (Pschyrembel, 2002).
Sinusitis	Akute od. chronische Entz. der Nasennebenhöhlen mit Eiterung u. evtl. Empyembildung; <i>Ursache</i> : aus der Nasenhöhle

	fortgeleitete Inf. v. a. mit Viren, Streptococcus pneumoniae, Haemophilus influenzae, Strepto- u. Staphylokokken u. a. (häufig Mischinfektion), auch als eosinophile Pilz <i>Sinusitis</i> (wahrscheinl. Folge einer pathol. Immunreaktion durch eosinophile Granulozyten gegenüber im Nasenschleim vorhandenen Pilzsporen); bei <i>Sinusitis maxillaris</i> auch dentogene Infektion; <i>Klinik</i> : allg. Abgeschlagenheit, Gesichts- u. Kopfschmerzen, (einseitige) Behinderung der Nasenatmung; die chronische S. verläuft oft symptomarm. <i>Komplikation</i> : Perforation in die <i>Orbita</i> od. Schädelhöhle (Meningitis, Stirnhöhlenabszess), Stirnbeinosteomyelitis (bei Kindern u. Jugendlichen); <i>Diagnose</i> : Rhinoskopie, Röntgen, CT, Nasenendoskopie; <i>Therapie</i> : abschwellend wirkende Nasentropfen, Antibiotika, ggf. op. Sanierung (Nasennebenhöhlenoperation); (Pschyrembel, 2002).
Sinus paranasales	Siehe Nasennebenhöhlen.
Situs	Lage; z. B. der Organe im Körper od. des Feten im Uterus (Pschyrembel, 2002).
Therapie	Behandlung von Krankheiten, Heilverfahren; umfasst alle med. Maßnahmen (z. B. allg. Th., Pharmakotherapie, chir. Th., Physiotherapie, Psychotherapie), die geeignet sind, Symptome zu lindern u./od. Krankheiten zu beseitigen (Pschyrembel, 2002).
TCP	Tool center point: Instrumentenspitze.
Tracker	Ein Lokalisator, dessen Lage im Raum über ein Positionsmesssystem erfasst und bestimmt werden kann. Im Falle eines optischen Messverfahrens besteht dieser Tracker aus einem Grundgerüst, auf das 3 Reflektoren montiert werden, die das infrarote Licht des Positionsmesssystems reflektieren. Aus diesen reflektierten Punkten wird mit Hilfe einer Triangulation die Lage der 3 Kugeln und damit des Trackers im Raum berechnet.
Trajektorie	Vorgebenene Bewegungsbahn.
Transnasal	Durch die Nase hindurch.
Tumor	örtliche umschriebene Zunahme des Gewebevolumens; i. w. S. jede lokalisierte Anschwellung z. B. durch Ödem, akute u. chron. Entzündung, aneurysmatische Erweiterung (pulsierender T.), auch entzündl. bedingte Organschwellung (z. B. als sog. Milztumor); i. e. S. geweb. Neubildung (Gewächs, Blastom, Neoplasma) in Form eines spontanen, verschiedengradig enthemmten, autonomen u. irreversiblen Überschusswachstums von körpereigenem Gewebe, das i. d. R. mit unterschiedl. ausgeprägtem Verlust spezif. Zell- u. Gewebefunktionen verbunden ist (Pschyrembel, 2002).

Ventilation	Belüftung; Gastransport u. -austausch
Ventral	Bauchwärts, nach vorn gelegen, zum Bauch gehörend
Ventrodorsal	Von vorne (bauchseitig) nach hinten (zur Rücken hin)
Videoendoskop	Eine Erweiterung eines herkömmlichen Endoskops. Über einen CCD-Chip am Objektiv eines Endoskops wird ein digitales Bild erzeugt und auf Bildschirmen im Operationssaal visualisiert. Der Chirurg muss hierbei nicht mehr direkt durch die Optik des Endoskops schauen.
Virtuelle Endoskopie	Durch moderne Grafikkarten und Algorithmen werden aus den CT-Aufnahmen eines Patienten realitätsnahe 3D-Modelle berechnet. Der Chirurg kann diese Modelle virtuell vor dem Eingriff durchlaufen und sich einen besseren Überblick über die anatomischen Strukturen des Patienten verschaffen.
Visusverschlechterung	Abnahme der Sehleistung.
Zeile	auch Kele, Bruch Geschwulst (Pschyrembel, 2002).
Zyste	ein- od. mehrkammeriger, durch eine Kapsel abgeschlossener sackartiger Tumor mit dünn- od. dickflüssigem Inhalt; (Pschyrembel, 2002).

10. Literatur

- Aiono, S.; Gilber, J.M.; Soin, B.; Finlay, P.A.; Gordon, A. (2002): Controlled trial of the introduction of a robotic camera assistant (EndoAssist) for laparoscopic cholecystectomy. *Surgical Endoscopy* 16, pp. 1267-1270.
- Alessandrini, M.; De Padova, A.; Napolitano, B.; Camillo, A.; Bruno, E. (2008): The AESOP robot system for video-assisted rigid endoscopic laryngosurgery. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* 265, pp. 1121-1123.
- Andre, J., Mangez, J., Moreels, X.; Polet, R. (2002): Patent US 6409735 B1 - Device for positioning surgical instruments, Foreign Application Priority Data, 1997-11-14 EP.
- Arezzo, A.; Ulmer, F.; Weiss, O.; Schurr, M.O.; Hamad, M.; Buess, G.F. (2000): Experimental Trial on Solo Surgery for Minimally Invasive Therapy. *Surgical Endoscopy* 14, pp. 955-959.
- Arezzo, A.; Schurr, M.O.; Braun, A.; Buess, G.F. (2005): Experimental assessment of a new mechanical endoscopic solosurgery system – Endofreeze. *Surgical Endoscopy* 19, pp. 581-588.
- Arnholt, J.L.; Mair, E.A. (2002): A “third hand” for endoscopic skull base surgery. *The Laryngoscope* 112, pp. 2244- 2249.
- Bachert, C.; Hörmann, K.; Mösges, R.; Rasp, G.; Riechelmann, H.; Müller, R.; Luckhaupt, H.; Stuck, B.A.; Rudack, C. (2003): Empfehlungen zur Diagnose und Therapie der *Sinusitis* und Polyposis nasi. In *Allergologie: Immunologische Grundlagen – Diagnostik und Therapie für Praxis und Therapie* 26, pp. 52-71.
- Baghi, M.; Bloching, M.B.; Hosemann, W.; Iro, H.; Jungehülsing, M.; Knecht, R.; Kochs, E.; Leuwer, R.; Lippert, B.M.; Mattheis, S.; Mir-Salim, P.; Müller, A.; Ranft, A.; Reiß, G.; Reiß, M.; Remmert, S.; Siegert, R.; Tasman, A.-J.; Verse, T.; Waldfahrer, F.; Weber, R.; Zenk J. (2009): Chirurgische Therapie in *Facharztwissen HNO*. In Reiß, M. (2009): *Differenzierte Diagnostik und Therapie*. Springer Medizin Verlag, Heidelberg, pp.846-940.
- Baumann, I.; Blumenstock, G.; Praetorius, M.; Sittel, C.; Piccirillo, J. F.; Plinkert, P. K.(2006): Patienten mit chronischer Rhinosinusitis. *HNO* 54, pp. 544-549.
- Baumann, I.; Blumenstock, G.; Klingmann, C.; Praetorius, M.; Plinkert, P.K. (2007): Chronische Rhinosinusitis. *HNO* 55, pp. 858-861.
- Begin, E.; Gagner, M.; Hurteau, R.; de Santis, S.; Pomp, A. (1995): A Robotic Camera for Laparoscopic Surgery: Conception and Experimental Results, *Surgical Laparoscopy and Endoscopy* 5(1), pp. 6-11.
- Behrbohm, H.; Kaschke, O., Nawka, T. (1997): *Endoskopische Diagnostik und Therapie in der HNO*. Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, Jena, Lübeck, Ulm.
- Berci, G.; Forde, G.(2000): History of endoscopy – What lessons have we learned from the past? *Surgical Endoscopy* 14, pp. 5-15.

- Berkelman, P.; Cinquin, P.; Ayoubi, J.; Letoublon, C.; Bouchard, F. (2002): A Compact, Compliant Laparoscopic Endoscope Manipulator. Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Washington D.C., pp. 1870–1875.
- Berkelman, P.; Boidard, E.; Cinquin, P.; Troccaz, J. (2003a): LER: The Light Endoscope Robot. Proceedings of the 2003 IEEE/RSJ Intl. Conference on Intelligent Robots and Systems, Las Vegas, Nevada, pp. 2835-2840.
- Berkelman, P.; Cinquin, P.; Boidard, E.; Troccaz, J.; Letoublon, C.; Ayoubi, J.M. (2003b): Design, control and testing of a novel compact laparoscopic endoscope manipulator. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part I: Journal of Systems and Control Engineering 217, pp. 329-341.
- Berkelman, P.; Cinquin, P.; Boidard, E.; Troccaz, J.; Letoublon, C.; Long, J.A. (2005a): Development and testing of a compact endoscope manipulator for minimally invasive surgery. *Computer Aided Surgery*, 10 (1), pp. 1-13.
- Berkelman, P.; Boidard, E.; Cinquin, P.; Troccaz, J. (2005b): Control and User Interface Design for Compact Manipulators in Minimally-Invasive Surgery. Proceedings of the 2005 IEEE Conference on Control Applications Toronto, Canada, August 28-31 pp. 25-30.
- Bisdas, S.; Bloching M.B.; Claassen, H.; Fischer, M.; Gille, J.; Heckmann, J.G.; Hemprich, A.; Hosemann, W.; Hummel, T.; Keerl, R.; Klingmann, C.; Paulsen, F.; Plinkert, P.K.; Reiß, G.; Reiß, M.; Rudack, C.; Schick, B.; Tasman, A.J.; Vogl, T.J.; Waldfahrer F. (2009): *Nase, Nasennebenhöhlen (NNH), Gesicht und vordere Schädelbasis*. Reiß, M. (2009): *Facharztwissen HNO, Differenzierte Diagnostik und Therapie*, Springer Medizin Verlag, Heidelberg, pp. 320-432.
- Boenninghaus, H.G.; Lenarz T. (2007): *HNO*. Springer Medizin Verlag, Heidelberg.
- Briner, H.R.; Simmen, D.; Jones, N.: (2005): Endoscopic Sinus Surgery: Advantages of the Bimanual Technique. *American Journal of Rhinology* 19, pp. 269-273.
- Buess, G.F.; Arezzo, A.; Schurr, M.O.; Ulmer, F.; Fisher, H.; Gumb, L.; Testa, T.; Nobman, C.: (2000): A new remote-controlled endoscope positioning system for endoscopic solo surgery. *Surgical Endoscopy* 14, pp. 395-399.
- Caversaccio, M.; Zheng, G.; Nolte, L.-P. (2008): Computerassistierte Chirurgie der Nasennebenhöhlen und der vorderen Schädelbasis. *HNO* 56, pp. 376-382.
- Cleary, K.; Nguyen, C. (2001): State of the Art in Surgical Robotics: Clinical Applications and Technology Challenges. *Computer Aided Surgery* 6, pp. 312-328.
- Crouzet, S.; Haber, G.P.; White, W.M.; Kamoi, K.; Goel, R.K.; Kaouk, J.H. (2009): Single-port, single-operator-light endoscopic robot-assisted laparoscopic urology: pilot study in a pig model. *Journal Compilation, BJU International* 105, pp. 682-685.
- Davies, B.L. (1996): A discussion of safety issues for medical robotics. In Taylor, R.H.; Lavalley, S.; Burdea, G.C.; Mösges, R. (Hrsg.) *Computer-Integrated Surgery: Technology and Clinical Applications*. MIT Press, Cambridge, MA, pp. 287-296.
- Davies, B.; Starkie, S.; Harris, S.J.; Agterhuis, E.; Paul, V.; Auer, L.M. (2000): Neurobot: a special-purpose robot for Neurosurgery. Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation, San Francisco, CA, USA, pp. 4103-4108.

- Desai, S.C.; Sung, C.-K.; Jang, D.W.; Genden, E.M. (2008): Transoral Robotic Surgery Using a Carbon Dioxide Flexible Laser for Tumors of the Upper Aerodigestive Tract. *The Laryngoscope* 118, pp.2187-2189.
- Dowler, N.J.; Holland, S.R.J (1996): The Evolutionary Design of an Endoscopic Telemanipulator. *IEEE Robotics and Automation Magazine* 3(4), pp. 38-45.
- Eichhorn, K.W.G., Tingelhoff, K., Wagner, I., Westphal, R., Rilk, M., Kunkel, M.E., Wahl, F.M., Bootz, F.(2008): Sensorbasierte Messung mechanischer Kräfte am Endoskop während FESS. *HNO* 56 (8), pp. 789-794.
- Federspil, P.A.; Stallkamp, J.; Plinkert, P.K. (2001): Robotik – eine neue Dimension in der HNO-Heilkunde. *HNO* 49, pp. 505-513.
- Federspil, P.A. (2007): Automatische Endoskopführung in der Nasennebenhöhlenchirurgie. *HNO* 55, pp. 164-165.
- Finlay, P.A.; Ornstein, M.H. (1995): Controlling the Movement of a Surgical Laparoscope. *IEEE Engineering in Medicine and Biology* 14 (3), pp. 289-291.
- Finlay, P.A. (1996): Robotic controlled endoscope manipulator. *IEEE Colloquium on Technical Advances in Therapeutic Urology (1996/97)*, p.9.
- Finlay, P.A. (2009a): Patent Application Publication US 2009/0112056 A1 – Control Assembly, Foreign Application Priority Data, 2007-10-26 GB.
- Finlay, P.A. (2009b): European Patent Application EP 2022434 A3 – An Arrangement for Manipulating a Medical Device, Foreign Application Priority Data, 2007-07-31 GB.
- Fischer, M.; Strauss, G.; Burgert, O.; Dietz, A.; Trantakis, C.; Meixensberger, J.; Lemke, H.U. (2005): ENT-Surgical workflow as an instrument to assess the efficiency of technological developments in medicine. *International Congress Series* 1281, pp. 851-855.
- Fischer, M.; Gröbner, C.; Strauß, G.; Dietz, A.; Krinninger, M.; Lüth, T.C.(2010): Die modifizierte Vierhandtechnik in der transnasalen Chirurgie mit einem Endoskop-Manipulator-System (EMS). In *Proceeding der 81. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie*. Wiesbaden, 12.-16.05.2010. Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House, DOI: 10.3205/10hnod567.
- Freysinger, W.; Truppe, M.J.; Gunkel, A.R.; Thumfart, W.F. (2002): Stereotaktische Präsenz in der Hals-, Nasen-, Ohrenchirurgie. *HNO* 50, pp. 424-432.
- Gale, D.; Cooper, A.; Marshall, K. (2009): Patent Application Publication US 2009/0269179 A1 - Telescopic Support, Foreign Application Priority Data, 2008-03-12 GB.
- Geiger, R.; Scherr, J. (2010): Patent DE 102008016146 B4 – Operations-Assistenz-System zur Führung eines chirurgischen Hilfsinstruments, Anmeldetag, 2008-03-28 DE.
- Goradia, T.M.; Taylor, R.H.; Auer, L.M. (1997): Robot-assisted minimally invasive neurosurgical procedures: First experimental experience. In *CVRMed-MRCAS'97: First Joint Conference, Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medical Robotics and Computer-Assisted Surgery*, LNCS- Lecture Notes in Computer Science 1205, pp. 319-322.

- Gourin, C.G.; Terris, D.J. (2004): Surgical Robotics in otolaryngology: expanding the technology envelope. *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery* 12, pp. 204-208.
- Gray, H. (1918): *Anatomy of the Human Body*. 20. Auflage. Philadelphia: Lea and Febiger Verlag, New York: Bartlby.com.
- Grund, K.E.; Salm, R.(2007): Systeme für die Endoskopie. In: Kramme, R. (Hrsg.): *Medizintechnik*. 3. Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag, pp. 347–366.
- Gumbs, A.A.; Crovari, F.; Vidal, C.; Henri, P.; Gayet, B. (2007): Modified robotic lightweight endoscope (ViKY) Validation in vivo in a porcine model. *Surgical Innovations* 14, pp. 261-264.
- Hager, G.D.; Okamura, A.M.; Kazanzides, P.; Whitcomb, L.L.; Fichtinger, G.; Taylor, R.H. (2008): Surgical and Interventional Robotics Part III – Surgical Assistance Systems. *IEEE Robotics and Automation Magazine* 15(4), pp. 84-93.
- Halín, N.; Loula, P.; Aarnio, P. (2007): Experiences of Using the EndoAssist-Robot in Surgery. In: *Medicine Meets Virtual Reality* 15, pp. 161-163.
- Härtl, F.; Maifeld, J.; Schneider, A.; Feussner, H. (2009): Prospective Evaluation of a fluid driven electromagnetic support system for solo-surgery. In DÖSSEL, Olaf (Hrsg.); SCHLEGEL, Wolfgang C. (Hrsg.): *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Deutschland Bd. 25/VI, Springer, 2009 (IFMBE Proceedings)*, pp. 278–281.
- Hauri, D. (2005): Ein Blick in die Blase - der Mensch dahinter. *Urologe A* 44, pp. 401–407.
- Hein, A., Lueth, T.C. (1999): Image-based Control of Interactive Robotics Systems. *MICCAI 99, LNCS 1679*, pp. 1125-1132.
- Hein, A.; Lueth, T.C. (2001a): Control Algorithms for Interactive Shaping. *Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2025–2030.
- Hein, A.; Lüth, T.C. (2001b): Architektur und Anwendungen eines zugelassenen Medizinroboters. *at - Automatisierungstechnik* 49, pp. 320–328.
- Hein, A.; Klein, M.; Lüth, T.C.; Queck, J.; Stien, M.; Schermeier, O.; Bier, J. (2001): Integration and Clinical Evaluation of an Interactive Controllable Robotic System for Anaplastology. *Proceedings of the 4th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI '01*. Springer-Verlag, pp. 591–598.
- Herman, B.; Raucent, B.; Tran Duy, K.; Donnez, J.; Polet, R. (2009a): International Patent Application WO 2009/000658 A1 - A Hybrid Manual-Robotic System for controlling the position of an Instrument, Foreign Application Priority Data, 2007-06-25 EP.
- Herman, B.; Dehez, B.; Duy, K.T.; Raucent, B.; Dombre, E.; Krut, S. (2009b): Design and preliminary in vivo validation of a robotic laparoscope holder for minimally invasive surgery, *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 5, pp. 319-326.
- Hirzinger, G. (2007): A new Roboter-Generation for Space, Service and Surgery, *it-Information Technology* 49 (4), pp. 247-259.

- Hockstein, N.G.; O'Meilly, B.W.O.; Weinstein, G.S. (2006): Assessment of Intraoperative Safety in Transoral Robotic Surgery. *The Laryngoscope* 116, pp.165-168.
- Hörmann, K.; Schmidt, H. (1998): Flexible Endoskopie im HNO-Bereich. *HNO* 46, pp. 654-659.
- Hosemann, W.; Kühnel, Th. (2001): Untersuchung der Nase und des Pharynx - Nase und Nasennebenhöhlen. In Strutz, J. und Mann, W. (2001): *Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf und Halschirurgie*, Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, pp.76-86.
- Hosemann, W.G.; Weber, R.K.; Keerl, R.E.; Lund, V.J. (2000): *Minimally Invasive Endonasal Sinus Surgery. Principles, Techniques, Results, Complications, Revision Surgery*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York.
- Hourlay, P. (2006): How to Maintain the Quality of Laparoscopic Surgery in the Era of Lack of Hands. *Acta chirurgica belgica* 106, pp. 22-26.
- Hummel, J.; Figl, M.; Kollmann, C.; Bergmann, H.; Birkfellner, W. (2002): Evaluation of a miniature electromagnetic position tracker. *Medical Physics* 29 (10), pp. 2205-2212.
- Hurtau, R.; DeSanits, S.; Begin, E.; Gagner, M. (1994): Laparoscopic Surgery Assisted by a Robotic Cameraman: Concept and Experimental Results. *Proceedings of the 1994 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Bd. 3, pp. 2286–2289.
- Iro, H.; Wurm, J.; Zenk, J. (2004): Komplikationen bei entzündlichen Erkrankungen der Nasennebenhöhlen. *HNO* 53, pp. 395-408.
- Jacobs, J.B. (1997): 100 years of frontal sinus surgery. *The Laryngoscope* 107 (Suppl. 83), pp. 1-36.
- Jaspers, J.E.N.; Breedveld, P.; Herder, J.L.; Grimbergen, C.A.: (2004): Camera and Instrument Holders and Their Clinical Value in Minimally Invasive Surgery. *Surgical Laparoscopy, Endoscopy & Percutaneous Techniques* 14(3), pp. 145-52.
- Kazanides, P.; Fichtinger, G.; Hager, G.D.; Okamura, A.M.; Whitcomb, L.L.; Taylor, R.H. (2008): Surgical and Interventional Robotics – Core Concepts, Technology and Design. *IEEE Robotics and Automation Magazine* 15 (2), pp. 122-130.
- Kim, J.; Lee, Y.J.; Ko, S.-Y.; Kwon, D.-S.; Lee, W.-J. (2004): Compact Camera Assistant Robot for Minimally Invasive Surgery: KaLAR. *Proceedings of 2004 IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems* September 28-October 2, 2004, Sendai, Japan, pp. 2587-2592.
- Knapp, J.M.; Geiger, R. (2006): Patent DE 10352197 B4 – Operations-Assistenz-System. Anmeldetag, 2003-11-05.
- Knapp, J.M.; Geiger, R. (2009): Patent DE 102007019363 B4 – Operations-Assistenz-System. Anmeldetag, 2007-04-23.
- Kobayashi, E.; Masamune, K.; Suzuki, M.; Dohi, T.; Hashimoto, D. (1997): Development of a Laparoscope manipulator using five-bar linkage mechanism. In Lemke, H.U. (Hrsg.); Vannier, M.W. (Hrsg.); Inamura, K. (Hrsg.) (1997): *Proceedings of the 11th International Symposium and Exhibition Computer Assisted Radiology and Surgery* Bd. 1134.

- Amsterdam, Niederlande: Elsevier Science B.V., (International Congress Series), pp. 825–830.
- Kobayashi, E.; Masamune, K.; Sakuma, I.; Dohi, T.; Hashimoto, D. (1999): A New Safe Laparoscopic Manipulator System with a Five-Bar Linkage Mechanism and an Optical Zoom. *Computer Aided Surgery* 4, pp.182-192.
- Kommu, S.S.; Rimington, P.; Anderson, C.; Rane, A. (2007): Initial experience with the EndoAssist camera-holding robot in laparoscopic urological surgery. *Journal Robotic Surgical* 1, pp.133-137.
- Konietschke, R.; Ortmaier, T.; Hagn, U.; Hirzinger, G. (2006): Kinematic Design Optimization of an Actuated Carrier for the DLR Multi-Arm Surgical System, *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4381 – 4387.
- Kraus, T.; Strauß, G.; Dietz, A.; Lueth, T.C. (2009a): Das DeltaScope als motorisiertes Haltesystem für Endoskopkamarasysteme mit Optik. 80. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Rostock, 20.-24.05.2009. In Pau, H.-W. (Ed.), *Abstractband zur 80. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*, Mönchengladbach: Rheinware Verlag, pp.117-118.
- Kraus, T.; Strauß, G.; Krinninger, M.; Dietz, A.; Lueth, T.C. (2009b): The DeltaScope: an endoscope camera manipulator system for ENT surgery. *CARS: Int'l Congress on Computer Assisted Radiology and Surgery*, Berlin, 23.-27.06.2009. In Lemke, H.U.; Vannier, M.W.; Inamura, K.; Farman, A.G.; Doi, K. (Ed.), *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Springer-Verlag, pp. 46.
- Krinninger, M.; Niazmand, K.; Strauß, G.; Lüth, T.C. (2008a): ActiveEndo – ein situsnaher Endoskopmanipulator für die HNO-Chirurgie. *Robotik 2008*, München: 11. - 12. Juni 2008. In: Verl, A.; Hägele, M. (2008): *Tagungsband Robotik 2008. Leistungsstand, Anwendungen, Visionen, Trends. (VDI-Berichte, 2012)*, Düsseldorf: VDI Verlag, pp. 83–86.
- Krinninger, M.; Niazmand, K.; Strauß, G.; Lüth, T.C. (2008b): Ein neuartiges situsnahes Endoskopführungssystem für die beidhändige endo- und transnasale Chirurgie. 79. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf und Hals-Chirurgie e. V. Bonn In *Proceedings der 79. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie*. Bonn, 30.04.-04.05.2008. Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House, DOI: Doc08hnod434.
- Krinninger, M.; Strauss, G.; Markert, M.; Kraus, T.; Dietz, A.; Lueth, T.C. (2009a): The Kinematic Design of the New Endoscope Manipulator System (EMS) for Functional Endoscopic Sinus Surgery and Familiar Techniques in ENT Surgery. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, September 7-12, 2009, Munich, Germany. In: Dössel, O.; Schlegel, W., *IFMBE Proceedings*, Bd. 25/VI, Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, pp. 267–270.
- Krinninger, M.; Strauss, G.; Markert, M.; Kraus, T.; Dietz, A.; Lueth, T.C. (2009b): First clinical experiences with the new Endoscope Manipulator System for endo- and transnasal sinus surgery. *CARS: Int'l Congress on Computer Assisted Radiology and Surgery*, Berlin, 23.-27.06.2009. In Lemke, H.U.; Vannier, M.W.; Inamura, K.; Farman,

- A.G.; Doi, K. (Ed.), International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, pp. 77-78.
- Kristin, J.; Lohnstein, P.U.; Knapp, F.; Schipper, J.; Klenzer, T. (2009a): Anwendungen eines aktiven Manipulatorarmes zur Endoskopführung in der Kopf-Hals-Chirurgie. In: PAU, H.- W. (Hrsg.): 80. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf und Hals-Chirurgie e. V. Düsseldorf : German Medical Science GMS Publishing House, 20.-24. Mai 2009.
- Kristin, J.; Lohnstein, P.U.; Knapp, F.; Schipper, J.; Klenzer, T. (2009b): Experimental experience with the use of an active robotic camera holding system in head and neck surgery. CARS: Int'l Congress on Computer Assisted Radiology and Surgery, Berlin, 23.-27.06.2009. In Lemke, H.U.; Vannier, M.W.; Inamura, K.; Farman, A.G.; Doi, K. (Ed.), International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer-Verlag, pp. 76-77.
- Kühnel, Th.; Hosemann, W. (2001): Chirurgische Therapie der Nase und des Pharynx - Nase und Nasennebenhöhlen. In Strutz, J.; Mann, W. (2001): Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf und Halschirurgie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, pp.634-648.
- Long, J.A.; Cinquin, P.; Troccaz, J.; Voros, S.; Descotes, J.L.; Berkelman, P.; Letoublon, C.; Rambeaud, J.J. (2007): Development of the miniaturised endoscope holder LER (Light Endoscope Robot) for Laparoscopic Surgery. Journal of Endourology 21(8), pp. 911-4.
- Lueth, T.C.; Hein, A.; Albrecht, J.; Demirtas, M.; Zachow, S.; Heissler, E.; Klein, M.; Menneking, H.; Hommel, G.; Bier, J. (1998): A surgical Robot System for Maxillofacial Surgery. Proceedings of IEEE IECON, Aachen, Deutschland, Aug 31-Sep4, pp. 2470-2475.
- Lüth, T.C. (1998): Technische Multi-Agenten-Systeme. Verteilte autonome Roboter- und Fertigungssysteme. München: Hanser Verlag.
- Lueth, T.; Bier, J. (1999): Robot assisted interventions in surgery. In Spetzger, U.; Stihel, H.S.; Gilsbach, J.M. (1999): Navigated brain surgery. Interdisciplinary views of neuro-navigation from neurosurgeons and computer scientists. Mainz, Aachen: Wissenschaftsverlag, pp. 219-229.
- Lueth, T.; Hein, A. (2000): Medizinrobotik. Informationstechnik und Technische Informatik 42(1), pp. 24-30.
- Lüth, T. (2006): Modelle und Grundlagen zur Navigation. In Lüth, T. (2006): Manuskript zur Vorlesung „Automatisierungstechnik in der Medizin“ an der TU München, pp. 35-108.
- Lüth, T.; Bier, J. (2007): Neue Technologien in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. In Horch, H.H. (2007): *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*. 4. Auflage, München, Frankfurt, Elsevier, pp. 37-56.
- Lueth, T.C. (2009): Medical and Information Technology. Technology Guide, Berlin-Heidelberg: Springer Verlag, pp. 216-221.
- Lüth, T.; Strauß, G. (2010): Diskussion unterschiedlicher Assistenzmethoden für die Endoskopie aus technischer Sicht. Endoskopie heute 23, pp. 53-58.

- Maier, T.; Strauß, G.; Dietz, A.; Lüth, T. (2008): Erster klinischer Einsatz eines neuartigen Mikromanipulators für die Mittelohrchirurgie. *Laryngo-Rhino-Otologie* 87, pp. 620-622.
- Martinez, A.M.; Flores, R.O.; Vera, M.G.; Salazar, R.C.; Luis, M.J.; Daniel, L. (2007): Tona-tiuh II: Assisting manipulator for laparoscopic surgery, *Minimally Invasive Therapy* 16(5), pp. 310-313.
- Martinez, A.M.; Gomez, J.V.; Flores, R.O.; Espinoza, D.L. (2008): Postural mechatronic as-sistant for laparoscopic solo surgery (PMASS). *Surgical Endoscopy*, DOI 10.1007/s00464-008-9982-0.
- Matthes, J.; Gröll, L.; Mikut, R.; Jäkel, J. (2000): Optimale Führung von Endoskopen mit re-dundanter Kinematik. *at-Automatisierungstechnik* 48, pp. 1-9.
- May, M.; Hoffmann, D.F.; Sobol, S.M.: (1990): Video Endoscopic Sinus Surgery: A Two-Handed Technique. *Laryngoscope* 100, 430-432.
- McLeod, I.K.; Mair, E.A.; Melder, P.C.: (2005): Potential applications of the DaVinci mini-mally invasive surgical robotic system in otolaryngology. *ENT – Ear, Nose & Throat Journal* 84 (8), pp. 483-487.
- Messerklinger, W. (1978): Zur Endoskopietechnik des mittleren Nasenganges. *Archives of Otorhinolaryngology* 221, pp. 297-305.
- Mikut, R.; Becker, H.; Breitwiesen, H.; Eppler, W.; Gumb, L.; Oberle, R.; Voges, U. (2001): Instrumenten-Tracking mit einem Endoskop-Führungssystem. *Biomedizinische Tech-nik/Biomedical Engineering*, 46 (1), pp. 412–413.
- Mishra, R.K.; Lorias, D.; Minor, A. (2008): Comparison of PMAT Camera Holder with Hu-man Camera Holder. *World Journal of Laparoscopic Surgery* 1(2), pp.1-5.
- Miyamoto, S.; Suguirra, M.; Watanabe, S.; Oyama, K. (2003): Development of Minimally In-vasive Surgery Systems. *Hitachi Review* 52 (4), pp.189-195.
- Mortimer, R. (2010a): DesignPatent US D609, 258 S – Robot Arm, Foreign Application Pri-ory Data, 2008-09-1 EM.
- Mortimer, R. (2010b): DesignPatent US D609, 259 S – Accessory for A Robot Arm, Foreign Application Priority Data, 2008-09-1 EM.
- Mueglitz, J.; Kunad, G.; Dautzenberg, P.; Neisius, B.; Trapp, R. (1993): Kinematic problems of manipulators for minimal invasive surgery. *Surgical Endoscopy* 1, pp. 160-164.
- Nathan, C.-A.O.; Chakradeo, V.; Malhotra, K.; D’Agostino, H.; Patwardhan, R. (2006): The voice-controlled robotic assist scope holder AESOP for the endoscopic approach to the sella. *Skull Base* 16, pp. 123-131.
- Nebot, P.B.; Jain; Y.; Haylett, K.; Stone, R.; McCloy, R. (2003): Comparison of Task per-formance of the Camera-holder robots EndoAssist and AESOP. *Surgical Laparoscopy, Endoscopy & Percutaneous Techniques* 13(5), pp. 334-338.

- Nelson, C.A.; Zhang, X.; Shah, B.C.; Goede, M.W.; Oleynikov, D. (2009a): Multipurpose surgical robot as a laparoscope assistant. *Surgical Endoscopy* 10.1007/s00464-009-0805-8.
- Nelson, C.A.; Zhang, X.; Buettner, S.; Oleynikov, D. (2009b): Tool Guidance using a compact robotic assistant. *Surgical Endoscopy* (3), pp. 171-173.
- Nimsky, C.; Rachinger, J.; Iro, H.; Fahlbusch, R. (2004): Adaption of a hexapod-based Robotic System for Extended Endoscope Assisted Transphenoidal Skull base Surgery. *Minimally Invasive Neurosurgery* 47, pp. 41-46.
- Oeken, J.; Törpel, J. (2008): Der Einfluss der Navigation auf die endoskopische NNH-Chirurgie. *HNO* 56, pp. 151-157.
- Oeken, J.; Hohrein, D. (2009): Die videoendoskopische endonasal-transsphenoidale Hypophysenchirurgie aus rhinologischer Sicht. *HNO* 57, pp. 774-780.
- Omote, K.; Feussner, H.; Ungeheuer, A.; Arbter, K.; Wie, G.-Q.; Siewert, J.R.; Hirzinger, G.: (1999): Self-Guided Robotic Camera Control for Laparoscopic Surgery Compared with Human Camera Control. *The American Journal of Surgery* 177 (4), pp. 321-324.
- Ortmaier, T.; Weiss, H.; Hagn, U.; Grebenstein, M.; Nickl, M.; Albu-Schäffer A.; Ott, C.; Jörg S.; Konietschke, R.; Le-Tien, L.; Hirzinger G. (2006): A Hands-On-Robot for Accurate Placement of Pedicle Screws. *Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation. ICRA 2006*, pp. 4179 – 4186.
- Pott, P.; Schwarz, M. (2002): Robotik, Navigation, Telechirurgie: Stand der Technik und Marktübersicht. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 140, pp. 218-231.
- Pott, P.P.; Scharf, H.P.; Schwarz, M.L.R. (2005): Today's state of the in surgical robotics. *Computer Aided Surgery* 10 (2), pp. 101-132.
- Polet, R.; Donnez, J.: (2004): Gynecologic Laparoscopic Surgery with a Palm-Controlled Laparoscope Holder. *Journal of the American Association of Gynecologic Laparoscopists* 11 (1), pp. 73-78.
- Polet, R.; Donnez, J. (2007): Improving ergonomics in laparoscopic gynecological surgery. In Donnez, J. (2007): *Atlas of Operative Laparoscopy and Hysteroscopy*. 3. Auflage, Informa healthcare Abingdon, England, pp. 407-416.
- Polet, R.; Donnez, J. (2008): Using a Laparoscope Manipulator [LAPMAN]. *Laparoscopic Gynecological Surgery* 17, pp. 187-191.
- Poulose, B.K.; Kutka, M.F.; Mendoza-Sagaon, M.; Barnes, A.C.; Yang, C.; Taylor, R.H.; Talamini, M.A. (1999): Human vs. robotic organ retraction during laparoscopic Nissen fundoplication. *Surgical Endoscopy* 13(5), pp. 461-465.
- Prescher, A. (2009): Klinische Anatomie der Nasennebenhöhlen. *HNO* 57, pp. 1039-1052.
- Pschyrembel, W. (2002): *Klinisches Wörterbuch*. 259. Auflage mit CD-ROM, Version 2002, De Gruyter Verlag, Berlin, New York.
- Reuter, M. (2006): Philipp Bozzini (1773-1809) - Der endoskopische Idealist. *Urologe* 45, pp. 1084-1091.

- Reuter, M.A. (1998): Geschichte der Endoskopie in der Antike, im Mittelalter und im 19. Jahrhundert- Band I. In Reuter, M.A. (1998): Geschichte der Endoskopie Handbuch und Atlas Band 1-4, Karl Krämer Verlag, Stuttgart, pp.1-154.
- Reuter, M.A.; Reuter H.J. (1998): Die Urologische Endoskopie im 20. Jahrhundert - Band III In Reuter, M.A. (1998): Geschichte der Endoskopie Handbuch und Atlas Band 1-4, Karl Krämer Verlag, Stuttgart, pp. 381-542.
- Rilk, M.; Kubus, D.; Wahl, F.; Eichhorn, K.; Wagner, I. ; Bootz, F. (2010): Demonstration of a Prototype for Robot Assisted Endoscopic Sinus Surgery. Proceedings of IEEE Int. Conference on Robotics and Automation 2010, Anchorage, USA, May 2010, pp. 1090-1091.
- Rininsland, H.H. (1993): Basics of Robotics and manipulators in Endoscopic Surgery. Surgical Endoscopy 1, pp. 154-159.
- Rininsland, H. (1999): ARTEMIS. A telemanipulator for cardiac surgery. European Journal of Cardiothoracic Surgery 16 (2), pp. 106–111.
- Rudack, C. (2006): Eingriffe an den Nasennebenhöhlen und ihren angrenzenden Strukturen. In Theissing, J.; Rettinger, G.; Werner, J.-A. (2006): HNO-Operationslehre, mit allen wichtigen Eingriffen. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, pp.113-149.
- Sackier, J.M.; Wang, Y. (1994): Robotically assisted laparoscopic surgery - from concept to development. Surgical Endoscopy 8, pp. 63-66.
- Schauer D., A. Hein, T. C. Lueth (2003a): RoboPoint - An autoclavable interactive miniature robot for surgery and interventional radiology. CARS Computer Assisted Radiology and Surgery, London, UK, June 25-27, pp. 555-560.
- Schauer D., A. Hein, T. C. Lueth (2003b): Dynamic Force Control for A Miniaturised Medical Robot System. AIM'2003 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics - 2003, Kobe, Japan, July 20-24. vol.2, pp. 1090- 1095.
- Schauer, D., Lueth, T.C. (2003c): Konzept und Realisierung eines miniaturisierten, autoklavierbaren Roboters für die Medizin, Fortschrittberichte Reihe 17, Band 244, VDI-Verlag.
- Schurr, M.O.; Arezzo, A.; Neisius, B.; Rininsland, H.; Hilzinger, H.-U.; Dorn, J.; Roth, K.; Buess, G.F. (1999): Trocar and instrument positioning system TISKA. Surgical Endoscopy 13, pp. 528-531.
- Schlöndorff, G.; Mösges, R.; Meyer-Ebrecht, D.; Krybus, W.; Adams, L. (1989): CAS (Computer assisted surgery). Ein neuartiges Verfahren in der Kopf-Halschirurgie. HNO 37, pp. 187-190.
- Sekimoto, M.; Nishikawa, A.; Taniguchi, K.; Takiguchi, S.; Miyazaki, F.; Doki, Y.; Mori, M. (2009): Development of a compact laparoscope manipulator (P-Arm). Surgical Endoscopy, DOI 10.1007/s00464-009-0460-0.
- Serefoglou, S.; Lauer, W.; Perneczky, A.; Lutze, T.; Radermacher, K. (2006): Combined Endo- and Exoscopic Semi-robotic Manipulator System for Image Guided Operations. Proceedings of Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention MICCAI 2006, LNCS 4190, pp. 511-518.

- Sharma, D.; Brown, C.; Kouriefs, C.; Sood, H.; Grange, P.; Patel, H. (2009): Initial experience with The FreeHand robotic camera holder in laparoscopic urology. *Journal of Endourology* 23(1), pp. A249.
- Shennib, H. ; Bastawisy, A. ; Mack, M.J. ; Moll, F.H.: Computer-assisted telemanipulation: An enabling technology for endoscopic coronary artery bypass. *The Annals of Thoracic Surgery* 66, pp. 1060–1063.
- Simmen, D.B.; Briner, H.R.: (2008): Endoskopische Chirurgie der Nasennebenhöhlen und der Schädelbasis – Die endoskopisch assistierte bimanuelle Operationstechnik. Endo-Press, Tuttlingen.
- Stammerger, H. (1986): Nasal and Paranasal Sinus Endoscopy – A Diagnostic and Surgical Approach to Recurrent Sinusitis. *Endoscopy* 18, pp. 213-218.
- Stammerger, H. (1998): Kieferhöhlenfensterung über den mittleren vs. den unteren Nasengang. *HNO* 46, pp. 95-101.
- Stammerger, H.; Posawetz, A. (1990): Functional endoscopic sinus surgery – Concept, indications and results of the Messerklinger technique. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* 247, pp. 63-76.
- Stammerger, H. (2009a): F.E.S.S. „Uncapping the egg“ der endoskopische Weg zur Stirnhöhle – Eine Operationstechnik der Grazer Schule. EndoPress, Tuttlingen.
- Stammerger, H. (2009b): F.E.S.S. Endoskopische Diagnostik und Chirurgie der Nasennebenhöhlen und der vorderen Schädelbasis – Die Messerklinger-Technik und die Weiterentwicklungen der Grazer Schule. EndoPress, Tuttlingen.
- Stolzenburg, J.; Franz, T.; Do, M.; Turner, K.; Liatsikos, E. (2009): Comparison of the Free-Hand robotic camera holder to human assistants during the endoscopic extraperitoneal radical prostatectomy (EERPE) - a prospective randomized study of 50 cases. *Journal of Endourology* 23(1), p. A3.
- Strauß, G. (2009): Computerassistierte Chirurgie an der Rhinobasis. *HNO* 57, pp. 990-997.
- Strauß, G.; Koulechov, K.; Röttger, S.; Bahner, J.; Trantakis, C.; Hofer, M.; Korb, W.; Buerger, O.; Meixensberger, J.; Manzey, D.; Dietz, A.; Lüth, T. (2006): Ist der Vorteil eines Navigationssystems in der HNO-Chirurgie messbar? – Ein Konzept zur Evaluierung ergonomischer und chirurgischer Erfolgsparameter. *HNO* 54, pp. 947-957.
- Strauß, G.; Fischer, M.; Meixensberger, J.; Falk, V.; Trantakis, C.; Winkler, D.; Bootz, F.; Buerger, O.; Dietz, A.; Lemke, H.U. (2005a): Bestimmung der Effizienz von intraoperativer Technologie. *HNO* 54, pp. 528-535.
- Strauß, G.; Winkler, D.; Jacobs, S.; Trantakis, C.; Dietz, A.; Bootz, F.; Meixensberger, J.; Falk, V. (2005b): Mechatronik in der HNO-Chirurgie – erste Erfahrungen mit dem da-Vinci-Telemanipulator-System. *HNO* 53, pp. 623-630.
- Strauß, G.; Hofer, M.; Kehrt, S.; Grunert, R.; Korb, W.; Trantakis, C.; Winkler, D.; Meixensberger, J.; Bootz, F.; Dietz, A.; Wahrburg, J. (2007): Ein Konzept für eine automatisierte Endoskopführung für die Nasennebenhöhlenchirurgie. *HNO* 55, pp. 177-184.

- Stuck, B.A.; Bachert, C.; Federspil, P.; Hosemann, W.; Klimek, L.; Mösges, R.; Pfaar O.; Rudack C.; Sitter, H.; Wagenmann, M.; Hörmann, K. (2007): Leitlinie „RhinoSinusitis“ der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren- Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie. HNO 55, pp. 758-776.
- Taniguchi, K.; Nishikawa, A.; Sekimoto, A.; Yasui, M.; Takiguchi, S.; Seki, Y.; Monden, M.; Miyazaki, F. (2006a): Design of a novel wearable laparoscope manipulator: SMART (Synthetic Muscle Actuator based Robotic Technology). International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery 1 (1), pp. 213-214.
- Taniguchi, K.; Nishikawa, A.; Yohda, T.; Sekimoto, M.; Yasui, M.; Takiguchi, S.; Seki, Y.; Monden, M.; Miyazaki, F. (2006b): COVER: Compact Oblique-Viewing Endoscope Robot for laparoscopic surgery. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery 1 (1), pp. 207-209.
- Taniguchi, K.; Nishikawa, A.; Miyazaki, F.; Kobayashi, T.; Kazuhara, T.; Ichihara, T.; Sekimoto, M.; Takiguchi, S.; Monden, M. (2007): Development of a safe disposable laparoscope manipulator using hydraulic actuators. IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2007, pp. 601-606.
- Taylor, R.H.; Funda, J.; LaRose, D.; Treat, M. (1992): A telerobotic system for augmentation of endoscopic surgery. Proceedings of 14th IEEE Medicine and Biology Society, pp. 1054-1056.
- Taylor, R.H.; Funda, J.; Eldridge, B.; Gomory, S.; Gruben, K.; LaRose, D.; Talamini, M.; Kavoussi, L.; Anderson, J. (1995): A Telerobotic Assistant for Laparoscopic Surgery. In: IEEE Engineering in Medicine and Biology 14(3), pp. 279-280.
- Taylor, R.H.; Stoianovici, D. (2003): Medical Robotics in Computer-Integrated Surgery. IEEE Transactions on Robotics and Automation 19(5), pp. 765-781.
- Taylor, R.H.; Menciassi, A.; Fichtinger, G.; Dario, P. (2008): Medical Robotics and Computer-Integrated Surgery. In Siciliano, B.; Khatib, O. (2008): Handbook of Robotics. Part F, Chapter 52, Springer-Verlag, Heidelberg, New York, pp. 1199-1222.
- Vara-Thorbeck, C.; Munoz, V.F.; Toscano, R.; Gomez, J.; Fernandez, J.; Felices, M.; Garcia-Cerezo, A. (2001): A new robotic endoscope manipulator. Surgical Endoscopy 15, pp. 924-927.
- Wagner, A.A.; Varkarakis, I.M.; Link, R.E.; Sullivan, W.; Su, L.-M. (2006): Comparison of surgical Performance during laparoscopic radical prostatectomy of two robotic camera holders, EndoAssist and AESOP: A pilot study. Urology 68(1), pp. 70-74.
- Weber, R. (2009a): Die endonasale Chirurgie der Stirnhöhle – Teil 1: Stirnhöhlendrainage Typ I und II. HNO 57, pp.739-750.
- Weber, R. (2009b): Die endonasale Chirurgie der Stirnhöhle – Teil 2: Stirnhöhlendrainage Typ III. HNO 57, pp. 751-762.
- Wei, G.Q.; Arbter, K.; Hirzinger, G. (1997): Real-Time Visual Servoing for Laparoscopic Surgery. IEEE Engineering in Medicine and Biology 16(1), pp. 40-45.

- Winkler, M.; Erbse, S.; Radermacher, K.; Rau, G.; Rath, W. (2001): An Automatic Camera-Holding System for Gynecologic Laparoscopy. *The Journal of the American Association of Gynecologic Laparoscopists* 8 (2), pp. 303-306.
- Wurm, J., Bumm, K., Steinhart, H., Vogele, M., Schaaf, H.G., Nimsky, C., bale, R., Zenk, J., Iro, H. (2005): Entwicklung eines aktiven Robotersystems für die multimodale Chirurgie der Nasennebenhöhlen. *HNO* 53 (5), pp. 446-454.
- Yamada, K.; Kato, S.: (2008): Robot-assisted thorascopic lung resection aimed at solo surgery for primary lung cancer. *General Thoracic Cardiovascular Surgery* 56 (6), pp. 292-294.
- Yamashita, J.; Yamauchi, Y.; Mochimaru, M.; Fukui, Y.; Yokoyama, K. (1999): Real-Time 3 D-Model Based Navigation System for Endoscopic Paranasal Surgery. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 40 (1), pp.107-116.
- Yoshino, I.; Yasunaga, T.; Hashizume, M.; Maehara, Y. (2005): A novel endoscope manipulator, Naviot, enables solo-surgery to be performed during video assisted thoracic surgery. *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery* 4, pp. 404-405.
- Zimmermann, M.; Krishnan, R.; Raabe, A.; Seifert, V. (2002): Robot assisted navigated neuroendoscopy. *Neurosurgery* 51(6), pp. 1446-1452.
- Zimmermann, M.; Krishnan, R.; Raabe, A.; Seifert, V. (2004): Robot-assisted navigated endoscopic ventriculostomy: implementation of a new technology and first clinical results. *Acta Neurochirurgica* 146, pp. 697-704.
- Zhou, H.; Guo, Y.; Yu, X.; Bao, S.; Liu, J.; Zhang, Y.; Ren, Y.; Zheng, Q. (2006): Clinical characteristics of remote Zeus robot-assisted laparoscopic cholecystectomy: A report of 40 cases. *World Journal of Gastroenterology* 12 (16), pp. 2606-2609.