

Technische Universität München
Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik
Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth

Ein System zur Mikro-Telemanipulation am Mittelohr

Thomas Maier-Eschenlohr

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

Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)

genehmigten Dissertation.

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

Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth

2. Univ.-Prof. Dr.-Ing. Gunther Reinhart

Die Dissertation wurde am 04.06.2012 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 28.01.2013 ange-
nommen.

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 für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik an der Technischen Universität München) danke ich sehr herzlich für die intensive fachliche und persönliche Betreuung. Insbesondere danke ich für die ausgezeichnete Förderung und für die umfassenden Entwicklungsmöglichkeiten, die mir während und außerhalb der Promotion geboten wurden.

Herrn Prof. Dr.-Ing. Gunther Reinhart (Ordinarius für Betriebswissenschaften und Montagetechnik an der Technischen Universität München) danke ich für die Betreuung der Arbeit als Zweitgutachter sowie für die fachlichen Diskussionen, Anregungen und sein Interesse an der Arbeit.

Herrn Prof. dr. ir. Daniel J. Rixen (Ordinarius für Angewandte Mechanik an der Technischen Universität München) danke ich herzlich für die Bereitschaft den Prüfungsvorsitz zu übernehmen.

Herrn Prof. Dr.-Ing. Dr.-Ing. habil. Heinz Ulbrich danke ich für sein Interesse an der vorliegenden Arbeit und für die Zusammenarbeit in Projekten zum Thema Medizinrobotik.

Ganz besonders bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Gero Strauss (Direktor IRDC Leipzig) für die außergewöhnlich intensive Unterstützung und Betreuung. Bei Herrn Prof. Dr. med. Andreas Dietz (Direktor der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde/ Plastische Operationen Universitätsklinikum Leipzig) bedanke ich mich herzlich für die Kooperation und fachlichen Diskussionen. Weiterhin bedanke ich mich bei den Mitarbeitern der HNO-Klinik Leipzig und des Innovation Center Computer Assisted Surgery (ICCAS), insbesondere bei Dr. med. Thomas Berger und Dr. med. Mathias Hofer. Herrn Dr. Markus Scholz vom Institut für medizinische Informatik, Statistik und Epidemiologie Leipzig danke ich für seine Unterstützung bei statistischen Fragen.

Ich danke allen Kollegen am Lehrstuhl für die Unterstützung, Ihre Anregungen sowie fachlichen und nicht fachlichen Diskussionen, insbesondere Dr.-Ing. Lorenzo D'Angelo, Florian Hurka, Dr.-Ing. Khalil Niazmand, Roland Stenzel, Dr.-Ing. Thomas Wenger, Konrad Entfellner, Dr.-Ing. Wolfgang Wittmann, Benjamin Zaminer und Sebastian Heininger. Besonderer Dank gilt auch meinen Kollegen Jan Gumprecht, Dr.-Ing. Tobias Kraus und Jiayi Shi für die Durchsicht der Arbeit und deren vielfältige Hilfe.

Den ehemaligen Kollegen Dr. Ralf Tita, Prof. Dr.-Ing. Stefan Weber (ARTORG Center der Universität Bern), Mario Strauss und Dr.-Ing. Yuichiro Honda danke ich für die Anleitung und Hilfestellung zu Beginn meiner Tätigkeit am Lehrstuhl. Zudem danke ich den Studenten Andreas Bartl, Franz Bauer, Wolfgang Büscher, Deniz Cesmeci, Max Fröhlich, Andreas Grasser, Thomas Pyka, Anja Hellings, Ismail Kuru, Thomas Meschede und Christian Willim für deren engagierte Arbeit.

Besonders herzlich bedanke ich mich bei meiner Familie für den Rückhalt, die stetige Unterstützung und die sorgenfreie Ausbildung sowie allen Menschen, die mich auf meinem Weg bis hierhin begleitet haben. Ganz besonderer Dank gebührt meiner Frau Patricia, welche durch Liebe, Nachdruck und Hilfe ganz maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen hat.

Thomas Maier-Eschenlohr, Mai 2012

Inhaltsverzeichnis

1	Einführung	1
2	Problemstellung	2
2.1	Anatomie des menschlichen Ohrs	2
2.2	Problemstellung aus medizinischer Sicht	4
2.3	Problemstellung aus technischer Sicht	6
3	Stand der Technik	8
3.1	Chirurgie am Mittelohr	8
3.1.1	OP-Setup	8
3.1.2	Instrumente für die Mikro-Ohrchirurgie	9
3.1.3	Chirurgische Zugänge	10
3.1.4	Beispieloperation: Tympanoplastik Typ III	11
3.1.5	Beispieloperation: Stapesplastik	12
3.2	Mechatronische Instrumentenführungssysteme für die Mikrochirurgie	14
3.2.1	Instrumentenführungssysteme für die Mikro-HNO-Chirurgie	16
3.2.2	Instrumentenführungssysteme für die Mikro-Augenchirurgie	18
3.2.3	Instrumentenführungssysteme für die Mikro-Neurochirurgie	22
3.2.4	Instrumentenführungssysteme für die Mikro-Gefäßchirurgie	23
3.3	Ausgewählte Miniaturrobotiksysteme für sonstige chirurgische Eingriffe	24
3.4	Telepräzente Mikromontage in der Industrie	25
3.5	Kinematiken mit fiktivem Drehpunkt	25
3.5.1	Mechanisch definierter, fiktiver Drehpunkt	26
3.5.2	Softwaregesteuerter, fiktiver Drehpunkt	27
3.6	Defizite am Stand der Technik	28
3.7	Zusammenfassung der ungelösten Probleme	30
4	Konzept eines Mikro-Telemanipulationssystems	32
4.1	Eigener Ansatz	32
4.2	Abgrenzung	33
4.3	Konzept der Einbindung in die Standard-Operationsumgebung	33
4.4	Statische Systembeschreibung	36
4.4.1	Instrumente	36
4.4.2	Manipulator und Instrumentenaufnahmen	38
4.4.3	Schwenkeinheit	39
4.4.4	Steuerkonsole	39
4.4.5	Trainings- und Evaluationssystem	39
4.4.6	Instrumentenkamera	39
4.5	Dynamische Systembeschreibung	40
4.6	Komponentenbeschreibung	41
4.6.1	Bauraumanalyse	41
4.6.2	Manipulator und Schwenkeinheit	43
4.6.3	Steuerkonsole	53
4.6.4	Bildgebung durch Mikrokamera	64
4.6.5	Trainings- und Evaluationssystem	65

4.7	Risikoanalyse	70
5	Realisierung des Mikro-Telemanipulationssystems	72
5.1	Manipulator mit Schwenkeinheit	72
5.1.1	Titan-Manipulator	73
5.1.2	Kunststoff-Manipulator	77
5.1.3	Modulare Schwenkeinheit zur isozentrischen Grobausrichtung	79
5.1.4	Gelenkarm	81
5.1.5	Vorwärtskinematik	81
5.2	Steuerkonsole	84
5.2.1	Modulares Gehäuse	86
5.2.2	Bedieneinheit	87
5.2.3	Freigabeelektronik	88
5.2.4	Steuerelektronik	89
5.3	Mikrokamera	92
5.4	Trainings- und Evaluationssystem	94
6	Experimente	101
6.1	Untersuchung der Bandbreite der Manipulatorbewegung	102
6.2	Präzision der telemanipulierten Instrumentenführung	103
6.3	Qualität der Instrumentenführung hinsichtlich Position und Kraft	104
6.3.1	Labor- und Geräteaufbau	105
6.3.2	Beschreibung des Messverfahrens	106
6.3.3	Versuchsauswertung	107
6.3.4	Experiment zur Messung der Funktionen und Ergebnisse	113
6.3.5	Diskussion der Ergebnisse	121
6.4	Klinische Evaluation	122
6.4.1	Erster klinischer Einsatz	122
6.4.2	Zweiter klinischer Einsatz	124
6.4.3	Diskussion	126
6.5	Bestimmung des Einflusses der Skalierung auf die Kraftapplizierbarkeit	126
6.6	Maximale Positionsabweichung durch die Schwenkeinheit	128
7	Zusammenfassung und Ausblick	131
8	Anhang	133
9	Literatur	134
10	Betreute Studienarbeiten	143

1 Einführung

Die erste Anwendung eines Medizinroboters erfolgte 1985 in der Neurochirurgie zur stereotaktischen Gehirnbiose. Das System basierte auf einem Industrieroboter, der anhand von Bilddaten eines Computertomographen eine Führungshilfe für eine Biopsienadel ausrichtete. Das Einstechen der Biopsienadel erfolgte weiterhin durch den Chirurgen. Der klinische Nutzen wurde vor allem in der höheren Genauigkeit der Biopsie gesehen (Kwoh *et al.*, 1988).

Der Wunsch einer verbesserten Genauigkeit bei der Instrumentenführung zeigte sich auch zeitgleich in der höchst anspruchsvollen Mikrochirurgie, bei der unter Zuhilfenahme von Operationsmikroskopen an kleinsten Strukturen beispielsweise am Gehirn, am Auge oder am Ohr operiert wird. Die Fähigkeiten der menschlichen Hand beim Führen von chirurgischen Instrumenten werden bei diesen Eingriffen voll ausgereizt und stoßen bisweilen auch an ihre Grenzen. Mechatronische Systeme wurden hier ebenfalls als mögliche Abhilfe in Betracht gezogen.

Guerrouad und Vidal stellten 1989 mit dem *SMOS* den ersten Prototypen für ein telemanipuliertes System zum Führen von Instrumenten für die Augenchirurgie vor. Bald darauf befassten sich weitere Forschungsgruppen ebenfalls mit dieser Thematik. Der Mikrochirurg Steve Charles vom „Center for Engineering Applications“ in Memphis formulierte 1989 die Anforderungen für einen Mikrochirurgie-Telemanipulator für die Augenchirurgie und entwickelte mit dem Jet Propulsion Laboratory das System *RAMS*. Etliche weitere Systeme für die Augenchirurgie, die Neurochirurgie und Gefäßchirurgie wurden in der Folgezeit entwickelt und sind bis heute Gegenstand zahlreicher Forschungsarbeiten.

Während in anderen chirurgischen Bereichen robotische Systeme in Produkte überführt werden konnten, beispielsweise die Systeme *DaVinci* oder *Zeus* für die Laparoskopie und *Robodoc* in der Orthopädie, existiert bis heute kein System am Markt zur Erleichterung mikrochirurgischer Eingriffe. Bis auf wenige Ausnahmen in der Neurochirurgie ist es bisher auch nicht gelungen Prototypen bis zur klinischen Anwendungsreife zu entwickeln. Gründe hierfür sind unter anderem in den hohen Sicherheitsanforderungen und den schwierigen Bedingungen des OP-Umfelds zu sehen.

Besonders die Mikrochirurgie am Mittelohr stellt an den Chirurgen hohe Anforderungen hinsichtlich einer präzisen Instrumentenführung bei gleichzeitig ungünstigen ergonomischen Bedingungen. Die Forschungsarbeiten für mikrochirurgische Instrumentenführungssysteme seit Ende der achtziger Jahre haben sich allerdings stark auf die Augenchirurgie und die Neurochirurgie fokussiert und sind nicht auf die Mittelohrchirurgie übertragbar.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde deshalb das erste Instrumentenführungssystem speziell für die Mikrochirurgie am Mittelohr entwickelt und 2008 erstmals publiziert. Das System zeichnet sich besonders durch die geringe Größe, die Integrierbarkeit in das bestehende Operationssetup und die Verwendung handelsüblicher Standard-Instrumente aus. Das System wird direkt am OP-Tisch durch den Chirurgen bedient und erlaubt einen schnellen Wechsel zwischen telemanipulierter und manueller Instrumentenführung. In einem umfangreichen Experiment konnte die Verbesserung der Präzision in realistischer Umgebung nachgewiesen werden. Aufgrund umfassender Sicherheitsvorkehrungen und eines praktikablen Sterilisationskonzeptes konnte das System in zwei klinischen Einsätzen evaluiert werden.

2 Problemstellung

In diesem Kapitel werden die derzeitigen Probleme aus medizinischer und technischer Sicht dargelegt, die die Entwicklung eines Mikro-Telemanipulationssystems für die Mittelohrchirurgie als notwendig und sinnvoll erachten lassen.

2.1 Anatomie des menschlichen Ohrs

Das Ohr des Menschen besteht aus dem peripheren und dem zentralen Teil. Der periphere Teil, welcher sich im Schläfenbein befindet, setzt sich aus dem äußeren Ohr, dem Mittelohr, dem Innenohr und dem Nervus vestibulocochlearis (8. Hirnnerv) zusammen (Abbildung 2-1). Der zentrale Anteil umfasst alle die Strukturen des Zentralnervensystems, welche an der Reizverarbeitung des Hörens und des Gleichgewichtssinns beteiligt sind.

Das äußere Ohr besteht aus der Ohrmuschel und dem S-förmig gebogenen Gehörgang, welcher von einem äußeren knorpeligen in einen inneren knöchernen Teil übergeht. Der Gehörgang ist etwa 30-35 Millimeter lang, wobei sich am Übergang von knorpeligen zum knöchernen Gehörgangsteil eine Engstelle befindet.

Das Mittelohr besteht aus dem Trommelfell, der Ohrtrumpete, der Paukenhöhle und der pneumatischen Räume. Das Trommelfell schließt den hinteren Teil des Gehörgangs gegen die Paukenhöhle ab. Die Ohrtrumpete verbindet den Nasenrachenraum mit der Paukenhöhle und ermöglicht so den für die Beweglichkeit des Trommelfells notwendigen Ausgleich zwischen dem Druck im Mittelohr und der Außenluft.

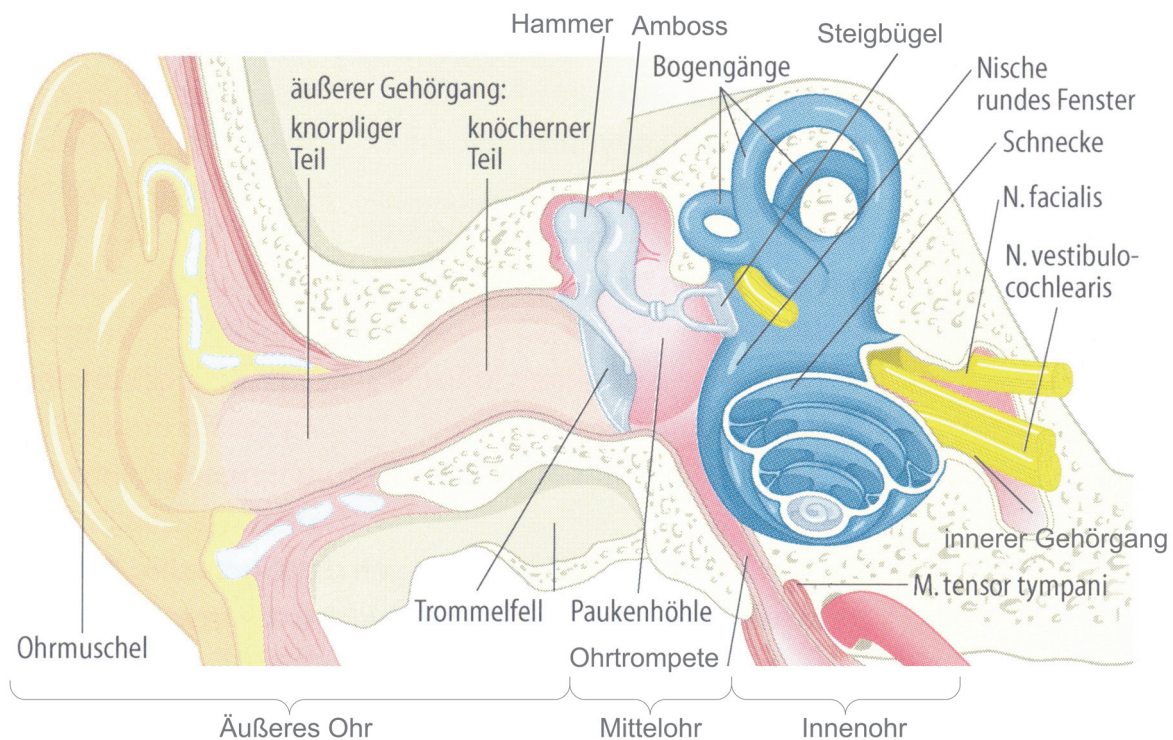


Abbildung 2-1: Anatomie des Ohres bestehend aus äußerem Ohr (orange), Mittelohr (rot) mit Gehörknöchelchen (grau) und Innenohr (Labyrinth in blau). Angelehnt an Boenninghaus und Lenarz (2007).

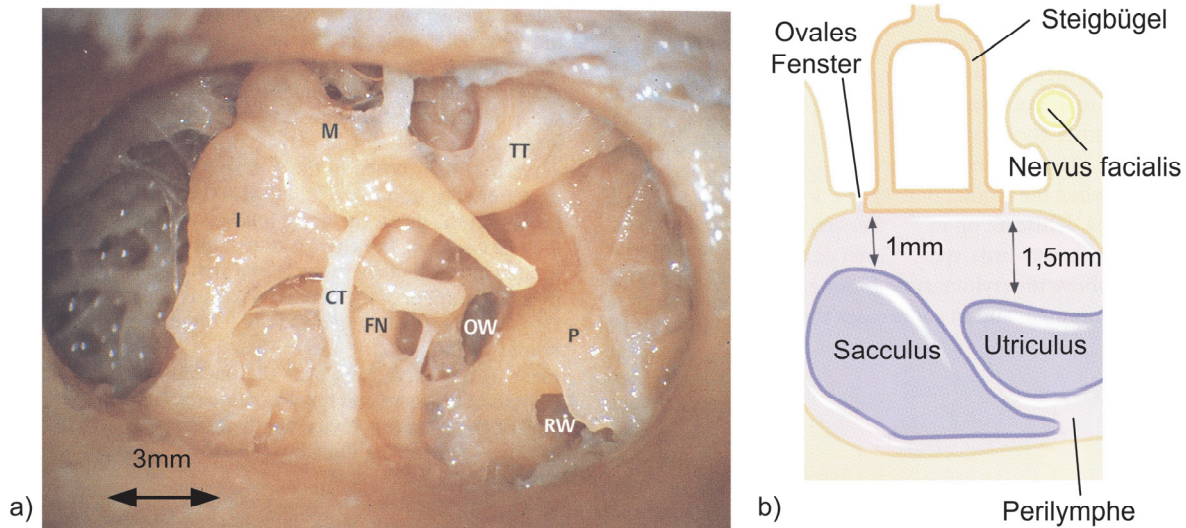


Abbildung 2-2: a) Strukturen in Paukenhöhle (menschliches Präparat, Blick durch Gehörgang ohne Trommelfell, Zugang umfassend erweitert): Hammer (M), Amboss (I), ovales Fenster mit Steigbügel (OW), Fazialisnerv (FN), Chorda tympani (CT), rundes Fenster (RW), Musculus tensor tympani (TT). Entnommen aus Sanna *et al.* (2003). b) Querschnitt am ovalen Fenster, welches Paukenhöhle und Labyrinth trennt. Die Risikostrukturen Sacculus, Utriculus sowie Nervus facialis erfordern besondere Beachtung. Angelehnt an Hildmann und Sudhoff (2006).

In der Paukenhöhle befinden sich die drei Gehörknöchelchen Hammer (Malleus), Amboss (Incus) und Steigbügel (Stapes) (Abbildung 2-2). Der Hammer ist auf der einen Seite (Griff und kurzer Vorsatz) am Trommelfell eingelassen und an der anderen Seite (Hammerkopf) gelenkig mit dem Ambosskörper verbunden. Der Amboss wiederum ist über ein Gelenk mit dem Köpfchen des Steigbügels gekoppelt. Das Steigbügelköpfchen ist über zwei kleine Schenkel mit der Steigbügel Fußplatte (Stapesfußplatte) verbunden, welche sich im ovalen Fenster befindet. Die durchschnittliche Länge und Breite der Stapesfußplatte beträgt 2,99 Millimeter beziehungsweise 1,41 Millimeter (Hildmann und Sudhoff, 2006). Das Mittelohr hat die Aufgabe die Schwingungen der Luft auf das flüssigkeitsgefüllte Innenohr zu übertragen. Dabei ist eine Impedanzanpassung notwendig, da sonst ein Großteil des Schalls reflektiert werden würde. Diese Impedanzanpassung wird vorwiegend von den Gehörknöchelchen (Hammer, Amboss, Steigbügel) und dem Trommelfell vorgenommen (Tonndorf, 1973). Über zwei Mittelohrmuskeln, den musculus tensor tympani und den musculus stapedius, welche am Hammer beziehungsweise am Steigbügelköpfchen angreifen, können die Schwingungseigenschaften des Mittelohrs variiert werden. Dies dient beispielsweise dem Schutz des Innenohrs bei hohen Schalldrücken. Durch die Strukturen des Ohres verläuft der Nervus facialis (Gesichtsnerv, VII. Hirnnerv). Er tritt durch den inneren Gehörgang in das Felsenbein ein und führt in der Paukenhöhlenwand an dem ovalen Fenster vorbei. Dort ist er von einer dünnen Knochenschicht bedeckt. Der weitere Verlauf führt nach einer Biegung und einer Abzweigung der Chorda tympani wieder in den massiven Knochen. Die Chorda tympani tritt in die Paukenhöhle ein, führt, von Schleimhaut überzogen, zwischen Hammer und Amboss vorbei und verlässt die Paukenhöhle wieder.

Das Innenohr (Labyrinth) besteht aus einem knöchernen Teil, das das häutige Labyrinth kapselt. Zwischen dem häutigen Labyrinth und dem knöchernen Labyrinth befindet sich der Perilymphraum, der mit einer wässrigen Flüssigkeit, der Perilymphe, gefüllt ist. Das knöcherne Labyrinth ist in die Bereiche Schnecke (Cochlea), Vorhof (Vestibulum) und Bogengänge unterteilt, in denen jeweils der entsprechende häutige Teil von Perilymphe umgeben ist. Der knöcherne Vorhof liegt zwischen Schnecke und Bogengänge und beinhaltet die häutigen Vorhofsäckchen Sacculus und Utriculus, welche der Erfassung von linearen Beschleunigungen dienen (Abbildung 2-2b). Der knöcherne Vorhof ist durch das runde Fenster und das ovale Fenster von der Paukenhöhle getrennt. Im ovalen Fenster

befindet sich die Stapesfußplatte, welche die Perilymphe zu Schwingungen anregt. Das runde Fenster hat eine Dämpfungsfunktion. Die häutige Schnecke beinhaltet die Hörsinnesorgane, die häutigen Bogengänge Teile der Organe für den Gleichgewichtssinn. Die in diesem Kapitel aufgeführten Grundlagen der Anatomie des Mittelohrs finden sich beispielsweise in den Lehrwerken Boenninghaus und Lenarz (2007) oder Hildmann und Sudhoff (2006).

2.2 Problemstellung aus medizinischer Sicht

Ist die Funktionsfähigkeit des Mittelohrs durch eine Erkrankung oder ein Trauma nicht mehr gegeben, so können chirurgische Eingriffe zur Wiederherstellung der Übertragungskette vom Trommelfell zum Innenohr notwendig sein. Beispielsweise können durch Fehlbildungen Teile der Gehörknöchelchen fehlen oder beschädigt sein, welche etwa durch kleinste Titanprothesen ersetzt werden können (Tympanoplastik Operation). Eine Verknöcherung (Otosklerose) der Stapesfußplatte kann die Schalleitung behindern. Auch hier ist eine Rekonstruktion des Steigbügels (Stapesplastik Operation), als kleinster Knochen des menschlichen Körpers mit drei Milligramm Gewicht, durch Prothesen möglich (Hildmann und Sudhoff, 2006).

Diese als mikrochirurgischen Eingriffe weisen folgende medizinischen Herausforderungen auf:

Hohe geforderte Präzision der Instrumentenführung: Operative Eingriffe an den kleinen und sensiblen Strukturen des Mittelohrs erfordern ein Höchstmaß an Präzision in der manuellen Instrumentenführung. Die Eingriffe werden deshalb unter Zuhilfenahme eines Operationsmikroskops durchgeführt und daher als mikrochirurgische Eingriffe bezeichnet. Ein spezielles Instrumentarium mit miniaturisierten Zängchen und Häkchen wird zur Präparation verwendet (Abbildung 2-3). Die Anforderungen an die Fingerfertigkeit des Chirurgen reichen bei der Führung dieser Instrumente bis an die Grenzen des Machbaren (Coulson *et al.*, 2007; Mürbe *et al.*, 2001). Eine Reihe von Limitationen, welche im Folgenden aufgeführt sind, schränken die Qualität der Präparation mitunter stark ein und erschweren Eingriffe am Mittelohr zusätzlich (Hofer *et al.*, 2011; Maier *et al.*, 2010b).

Hohe Dichte von empfindlichen Strukturen: Die Mittelohrchirurgie ist geprägt durch die hohe Anzahl von Risikostrukturen, welche sich auf engen Raum befinden. Eine Verletzung des Nervus Facialis kann zu umfangreichen Gesichtslähmungen führen. Besondere Gefahr besteht bei Fehlbildungen des Felsenbeins und bei Revisionseingriffen. Eine Verletzung des Chorda tympani Nervs, welcher unmittelbar an den Gehörknöchelchen vorbeiführt und häufig umgelagert werden muss, führt zu Geschmacksstörungen oder –verlust (Schwager, 2007a, 2007b). Die Gehörknöchelchen können durch zu große, von außen applizierte Bewegungen ausrenken (Luxation). Dabei kann schon eine Bewegung von wenigen zehntel Millimetern Schädigungen verursachen (Hüttenbrink, 1993).

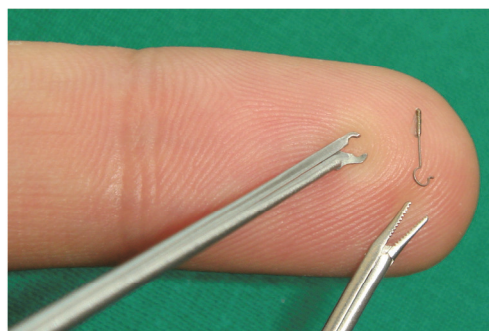


Abbildung 2-3: Mittelohrprothese (Piston) mit Mikroinstrumenten im Größenvergleich mit einem Finger (entnommen aus Maier *et al.*, 2010).

Bei der Stapedotomie wird der Stapes durch eine kleine Piston Prothese ersetzt (Abbildung 2-3). Der etwa 0,4 Millimeter dicke Prothesenfuß muss dabei in ein zuvor gestochenes Loch von 0,6 Millimeter eingesetzt werden. Beim Stechen des Loches in die Stapesfußplatte können bereits Kräfte von von 0,25 Newton zu einer Fraktur dieser und damit zu einem erhöhten Infektionsrisiko führen (Beutner *et al.*, 2007). Die Prothese darf nicht tiefer als wenige zehntel Millimeter in das Innenohr hineinragen (Abbildung 2-2b), da sonst eine Beschädigung von Strukturen des Labyrinths (Sacculus, Utriculus) zu befürchten ist (Mürbe *et al.*, 2001). Weitere Risikostrukturen in der Mittelohrchirurgie stellen die Dura (äußere Hirnhaut) sowie die Bogengänge dar (Schwager, 2004).

Unwillkürliche Bewegungen der menschlichen Hand: Physiologischer Tremor, also das natürliche rhythmische Zittern von Gliedmaßen in Frequenzen von 8 bis 12 Herz, tritt bei jedem Chirurgen mehr oder weniger ausgeprägt auf. Der Tremor setzt sich aus einer Vielzahl sich überlagernder Oszillationen zusammen, welche unterschiedliche Ursachen haben. Jedes Körperteil stellt ein Feder-Masse System dar, welches durch Atembewegung, Kreislauf und Motorik zur Schwingung angeregt werden kann. Rückkopplungsschleifen im neuronalen Netz und das Entgegenwirken antagonistischer Muskelgruppen sind weitere Ursachen (Ebert, 2008). Der Tremor an der Fingerspitze des rechten Zeigefingers ruft beispielsweise eine Amplitude von etwa 0,1 Millimeter unter optimalen ergonomischen Bedingungen hervor (Duval und Jones, 2005). Singh and Riviere haben 2002 die Tremoramplitude bei mikrochirurgischen Eingriffen am Auge untersucht und erhalten ähnliche Ergebnisse. Der Tremor wird durch etliche Faktoren mitunter stark beeinflusst. Bei einem Gewicht des zu haltenden Instrumentes von 70 Gramm steigt der Tremor um etwa 60 % (Duval und Jones, 2005). Auch die Dauer der Anstrengung spielt dabei eine entscheidende Rolle. Nach 30 Minuten Anstrengung kann der Tremor bereits im Bereich von 2 bis 5 Millimeter liegen (Bose *et al.*, 1992). De Nil und Lafaille (2002) haben gezeigt, dass das Fehlen eines visuellen Feedbacks den Tremor eines Fingers deutlich erhöht. Weitere Faktoren, die sich negativ auf den Tremor auswirken sind Nikotin- und Kaffeekonsum sowie psychische Belastung (Lippold *et al.*, 1980; Shiffman *et al.*, 1983).

Wird mit der Hand eine Kraft auf eine steife Struktur ausgeübt, so oszilliert auch die applizierte Kraft (Krafttremor) mit einem breiten Frequenzband von 1 bis 35 Herz, mit einer lokalen Spitze bei 6 bis 10 Herz. Je stärker dabei die ausgeübte Kraft ist, desto größer wird die Amplitude der Kraftschwingung (Allum *et al.*, 1978). Bei einer Kraftausübung des Zeigefingers von 0,2 Newton oder 3,5 Newton unter optimalen ergonomischen Bedingungen tritt ein Krafttremor von etwa 0,02 Newton (RMS, root mean square) beziehungsweise 0,05 Newton (RMS) auf (Semmler und Nordstrom, 1998).

Neben den höherfrequenten Tremorbewegungen finden auch niederfrequente Fehlbewegungen statt, die sich mit der gewünschten Bewegung (etwa 2 Herz) überlagern (Riviere und Khosla, 1998). Mürbe *et al.* (2001) haben in einer simulierten Stapesplastik diesen Drift mit 0,5 Millimeter angegeben. Zu beachten ist dabei, dass beispielsweise bei der Tympanoplastik eine Bewegung des Stapes von 0,2 Millimeter bis 1,2 Millimeter bereits zu Luxationen (Ausrenkung) des Stapesgelenks führen kann (Hüttenbrink, 1993).

Eingeschränkte Sicht auf das Operationsgebiet: In der Mittelohrchirurgie ist das Operationsgebiet nur wenige Quadratzentimeter groß. Durch die beidhändige Operation am Situs kommt es häufig vor, dass sich die Hände des Chirurgen und die Instrumente zwischen der Sichtachse von Mikroskop und Zielgebiet befinden und damit das eigentliche Zielgebiet verdecken (Abbildung 3-1). So findet die Perforation der Stapesfußplatte häufig vollständig ohne Sichtkontakt statt. Auch anatomische Strukturen behindern aufgrund des engen Zugangs häufig die Sicht. Wird auf die Hand-Augenkoordination verzichtet hat dies erhebliche negative Auswirkung auf die Präzision der Instrumentenführung. Der Tremor der Hand (De Nil und Lafaille, 2002), die Präparations- und die Reaktionszeit (Boff und Lincoln, 1988) nehmen deutlich zu. Die Einhaltung des optimalen Sichtwinkels und des optimalen Fokusabstandes mit dem Operationsmikroskop führt zu Zwangshaltungen und damit verbundener

geringerer Leistungsfähigkeit mit Spätschäden am Bewegungssystem des Chirurgen (Strauss *et al.*, 2009).

Ungünstige Arm- und Handhaltung: Die Arme des Chirurgen sind bei der Instrumentenführung nahezu ausgestreckt. Gleichzeitig sind die Handgelenke und der Ellenbogen nach oben gebeugt. Diese Handhaltung behindert die freie Bewegung der Hand. Studien beim klinischen Partner in Leipzig haben ergeben, dass in beengten Operationsgebieten der HNO-Chirurgie teilweise nur ein bis zwei Freiheitsgrade der möglichen Sechs zur Präparation zur Verfügung stehen (Strauss *et al.*, 2005). Die Lagerung des Patienten behindert zudem durch dessen hohe Schulter den direkten Zugang für die Hand. Ungünstige Arm- und Handhaltung vergrößern hierbei die Amplitude von unwillkürlichen Bewegungen und führen mittelfristig bei den Chirurgen zu körperlichen Beschwerden wie Rücken- und Kopfschmerzen (Stone und McCloy, 2004).

Kleine, enge Operationszugänge: Der Zugang zum Mittelohr erfolgt in der Regel durch den Gehörgang (endaural, retroaurikulär, transmeatal). Die Instrumente müssen daher entsprechend lang und dünn sein, um am Zielgebiet präparieren zu können. Unwillkürliche Bewegungen der Hand werden durch die relativ langen Instrumente in der Ohrchirurgie verstärkt und die Bewegungsfreiheit der Hand durch den engen Zugang limitiert (Mürbe *et al.*, 2001). Auch der ideale Bewegungspfad (Trajektorie) zum OP-Gebiet kann durch die räumlichen, aber auch bereits beschriebenen ergonomischen Limitationen häufig nicht verwendet werden (Hofer *et al.*, 2011).

Erhöhte Invasivität zur Kompensation der Limitationen: Zur Kompensation der oben genannten Limitationen der Mittelohrchirurgie wird häufig der chirurgische Zugang erweitert und unbeteiligtes Gewebe entfernt, wie etwa die Entfernung von knöchernen Überhängen am Gehörwandseingang durch einen Fräser (Hofer *et al.*, 2011; Theissing *et al.*, 2010). Zur Verbesserung oder Ermöglichung der Präparation wird also eine erhöhte Invasivität in Kauf genommen.

2.3 Problemstellung aus technischer Sicht

Ein System zur Führung von Instrumenten in der Mittelohrchirurgie muss eine Reihe von Voraussetzungen erfüllen, um in der klinischen Routine eingesetzt werden zu können (vgl. Lüth *et al.*, 1999; Cleary *et al.*, 2001; Taylor *et al.*, 2003).

Anzahl der Freiheitsgrade: Die Freiheitsgrade der menschlichen Hand müssen in ihrer Anzahl nicht gänzlich in einem technischen System nachgebildet werden. Es muss also eine definierte Auswahl an Art und Anzahl der benötigten Freiheitsgrade zur Instrumentenführung vorgenommen werden. Dabei sollte dem Grundsatz, so einfach wie möglich und so komplex wie nötig, gefolgt werden. Je mehr Freiheitsgrade die Kinematik besitzt, desto komplexer und größer wird das Gesamtsystem, die Steuerung eingeschlossen, aber umso umfangreicher ist das mögliche Funktionsspektrum. Es muss also anhand der klinischen Problemstellung abgeleitet werden, welche Freiheitsgrade zwingend motorisiert werden müssen und welche kinematischen Prinzipien angewendet werden sollen.

Größe des Arbeitsraums: Der aktiv ansteuerbare Arbeitsraum eines kinematischen Systems definiert dessen Einsatzspektrum, wirkt sich aber direkt auf die Größe und das Gewicht der Kinematik aus. Ein größerer Arbeitsraum führt prinzipiell zu größeren und schweren mechanischen Aufbauten, wodurch stärkere Antriebe benötigt werden. Um bei längeren Hebelarmen die Instrumente dennoch dynamisch bewegen zu können sind hohe Geschwindigkeiten an entfernten Komponenten nötig. Dies kann wiederum zu Sicherheitsrisiken bei Kollisionen führen. Die Größe des Arbeitsraumes ist ein entscheidender Faktor bei der Reduzierung der gesamten Systemkomplexität.

Präzision: Es herrscht ein allgemeiner Wunsch nach möglichst hoher Präzision, welcher in Hinsicht auf die tatsächlichen Anforderungen geprüft werden muss. Eine hohe Präzision geht häufig mit reduzierter

Dynamik, größerem Gewicht und stark steigendem Steuerungsaufwand einher. Es muss deshalb eine auf die Anforderung der Mikrochirurgie hin optimierte Lösung, unter Beachtung technischer und medizinischer Randbedingungen, gefunden werden.

Integrierbarkeit in das OP-Umfeld: Der Operationssaal stellt eine der komplexesten Arbeitsumgebungen im gesamten Gesundheitswesen dar. In etlichen Studien wurde versucht, die Arbeitsabläufe, die Kommunikation und das Zusammenwirken der eingesetzten Technologien zu analysieren und zu optimieren (Christian *et al.*, 2006; Nowatschin, 2009). Heutige OP-Säle sind hoch integrierte und gut organisierte Arbeitsumgebungen (Strauss *et al.*, 2010). Die klinische Umgebung und Routine stellen an das Telemanipulationssystem somit definierte Anforderungen, welche bereits bei der Entwicklung berücksichtigt werden müssen. Da es sich bei den chirurgischen Eingriffen in der Regel um Standard-eingriffe handelt, bei denen die Operationszeit ein entscheidender Kostenfaktor für die Klinik darstellt, muss sich das System sehr schnell auf- und abbauen lassen (Klask und Schmelzer, 2003). In jedem Fall ist es anzustreben, die bestehenden und bewährten OP-Abläufe nicht zu verändern. Da das System in sterilem Umfeld betrieben werden soll, muss ein praktikables Sterilisationskonzept vorliegen.

Spezialinstrumente: Für manuelle Eingriffe am Mittelohr steht eine große Auswahl an spezialisierten mikrochirurgischen Instrumenten zur Verfügung. Welche der Instrumente verwendet werden, hängt von der durchzuführenden Operation und den Vorlieben des operierenden Chirurgen ab und kann stark variieren. Es ist deshalb notwendig, ein möglichst breites Instrumentarium für das Mikro-Telemanipulationssystem bereit zu stellen, um den verschiedenen Erfordernissen gerecht zu werden. Der Entwicklungsaufwand für neue Instrumente ist allerdings sehr hoch.

Bediensystem: Während dem chirurgischen Eingriff gilt die Hauptaufmerksamkeit des Chirurgen dem Patienten und der klinischen Situation. Der Chirurg muss eine Vielzahl von Informationen aufnehmen, auswerten und entsprechend handeln. Gerade in der Mittelohrchirurgie mit der hohen Dichte von Risikostrukturen kann ein kleiner Fehler bereits zu einer Verletzung des Patienten führen. Es ist deshalb entscheidend, dass die Bedienung des Systems so intuitiv und einfach wie möglich ist und ohne umfangreiches Training oder Spezialkenntnisse gelingt. Die Benutzerschnittstellen und Benutzerinteraktionen müssen auf das Wesentliche beschränkt bleiben, um den Chirurgen nicht unnötig abzulenken.

Sicherheit: Die Sicherheit eines medizinischen Instrumentenführungssystems hat höchste Priorität. Durch mechanische, elektrische und softwaretechnische Sicherheitsmechanismen muss eine Gefährdung des Patienten so gut wie ausgeschlossen werden. Durch eine gezielte Auslegung können viele Risiken bereits inherent reduziert werden (Fei *et al.*, 2001; Taylor und Stoianovici, 2003). Je komplexer ein System ist, desto anspruchsvoller ist die Gewährleistung der erforderlichen Sicherheit.

Möglichkeit der Evaluierung: Rein technische Parameter wie Präzision oder Dynamik sagen nur begrenzt etwas über die tatsächliche Leistungsfähigkeit eines mechatronischen Assistenzsystems aus. Etliche Forschungsgruppen haben davon berichtet, dass ihr System die Leistungsfähigkeit von medizinischen Laien im Labor verbessern konnte, dass sich Chirurgen durch das System im Praxistest allerdings verschlechtert haben. Es muss eine Möglichkeit geschaffen werden, das System bei der Entwicklung objektiv durch Chirurgen bewerten lassen zu können.

3 Stand der Technik

In diesem Kapitel wird zunächst auf die Grundlagen der Mittelohrchirurgie eingegangen bevor der Stand der Technik und Forschung medizinischer mechatronischer Systeme zum Führen von Instrumenten in der Mikrochirurgie vorgestellt wird. Bisher existiert kein käuflich erwerbbares Instrumentenführungssysteme für die Mikrochirurgie. Die Forschung konzentriert sich auf Systeme für die Augen-, Neuro- und Gefäßchirurgie.

3.1 Chirurgie am Mittelohr

In diesem Kapitel werden das Operationssetup und mögliche chirurgische Zugänge zum Mittelohr beschrieben. Zwei konkrete Eingriffe, die Tympanoplastik und die Stapesplastik, werden exemplarisch vorgestellt. Die medizinischen Informationen stammen, wo nicht anders angegeben, aus Standardwerken zur HNO-Chirurgie (Boenninghaus und Lenarz, 2007; Hildmann und Sudhoff, 2006; Sanna *et al.*, 2003; Theissing *et al.*, 2006).

3.1.1 OP-Setup

Das Operationssetup beschreibt die Art und Lage von Geräten und Personal während des Operationsablaufs. Im Folgenden wird das OP-Setup beim klinischen Partner in Leipzig beschrieben, welches in Abbildung 3-1 dargestellt ist. Andere OP-Setups können sich von diesem in der Anordnung der Geräte unterscheiden. Ausführlich wird ein mögliches OP-Setup in der Mittelohrchirurgie beispielsweise von Sanna *et al.* (2003) behandelt.

Der Patient liegt auf dem Rücken auf einem flach eingestellten OP-Tisch. Der Kopf wird durch einen Ring gelagert und leicht geneigt. Der Chirurg sitzt am OP-Tisch an der Seite des zu operierenden Ohrs des Patienten. Ein spezieller Stuhl mit Armlehnen und Rückenlehne ermöglicht das Abstützen der Oberarme zur Verbesserung der Ergonomie. Ein deckenmontiertes oder freistehendes Operationsmikroskop liefert eine vergrößerte Sicht auf das OP-Gebiet (bis zu 40-fach). Alternativ ist auch die Verwendung einer Staboptik mit großer Brennweite möglich (z.B. Vitom, KARL STORZ, Tuttingen).

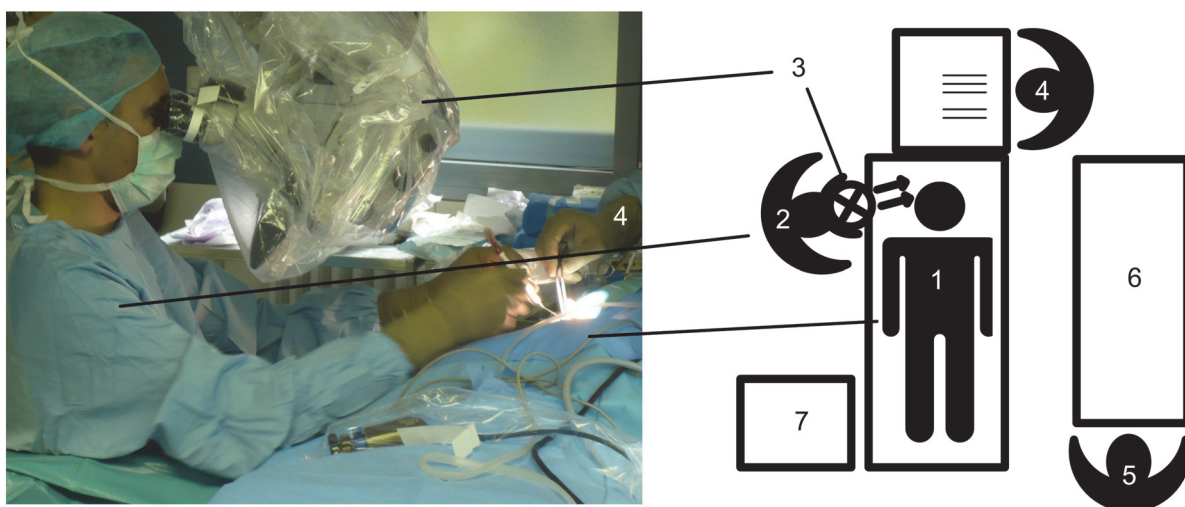


Abbildung 3-1: Operationssetup mit Patient (1), Chirurg (2), Operationsmikroskop (3), OP-Schwester mit Instrumenten (4), Anästhesist (5), Geräteturm u.a. mit Anästhesiesystem, Fusionsständer, Koagulationssystem, Nervenmonitor (6) und Spülung (7). Angelehnt an Maier *et al.* (2010).

Auf der schräg gegenüber liegenden Seite sitzt die OP-Schwester, welche dem Chirurgen beispielsweise Instrumente reicht und entgegennimmt, Instrumente reinigt oder Prothesen reicht. Die Schwester sitzt so, dass sie dem Chirurgen die Instrumente in beide Hände reichen kann, ohne das Blickfeld des Operationsmikroskops zu kreuzen. Auf der gegenüberliegenden Seite des Chirurgen sitzt der Anästhesist, welcher das Anästhesiesystem überwacht. Weitere Geräte wie Nervenmonitor, Fräsersteuerung, Fusionsständer oder Koagulationssystem sind an dieser Stelle untergebracht. Rechts neben dem Chirurgen können sich noch weitere Komponenten, wie beispielsweise ein Spülsystem, befinden. Im Raum verteilte Monitore ermöglichen dem OP-Personal den Eingriff durch die Sicht des Mikroskops zu verfolgen und entsprechend auf intraoperative Erfordernisse zu reagieren.

3.1.2 Instrumente für die Mikro-Ohrchirurgie

Das Spektrum an verfügbaren Spezialinstrumenten für die Ohrchirurgie ist sehr groß. Dabei wird für jeden Eingriff nur eine kleine Auswahl von Instrumenten benötigt. Hersteller von Instrumenten stellen häufig fertige Sets zusammen, zum Beispiel das Instrumentarium für Mittelohrchirurgie, Tympanoplastik und Stapedotomie nach Plester (Abbildung 3-2) oder nach Fisch der Firma KARL STORZ (Tuttlingen, Deutschland).

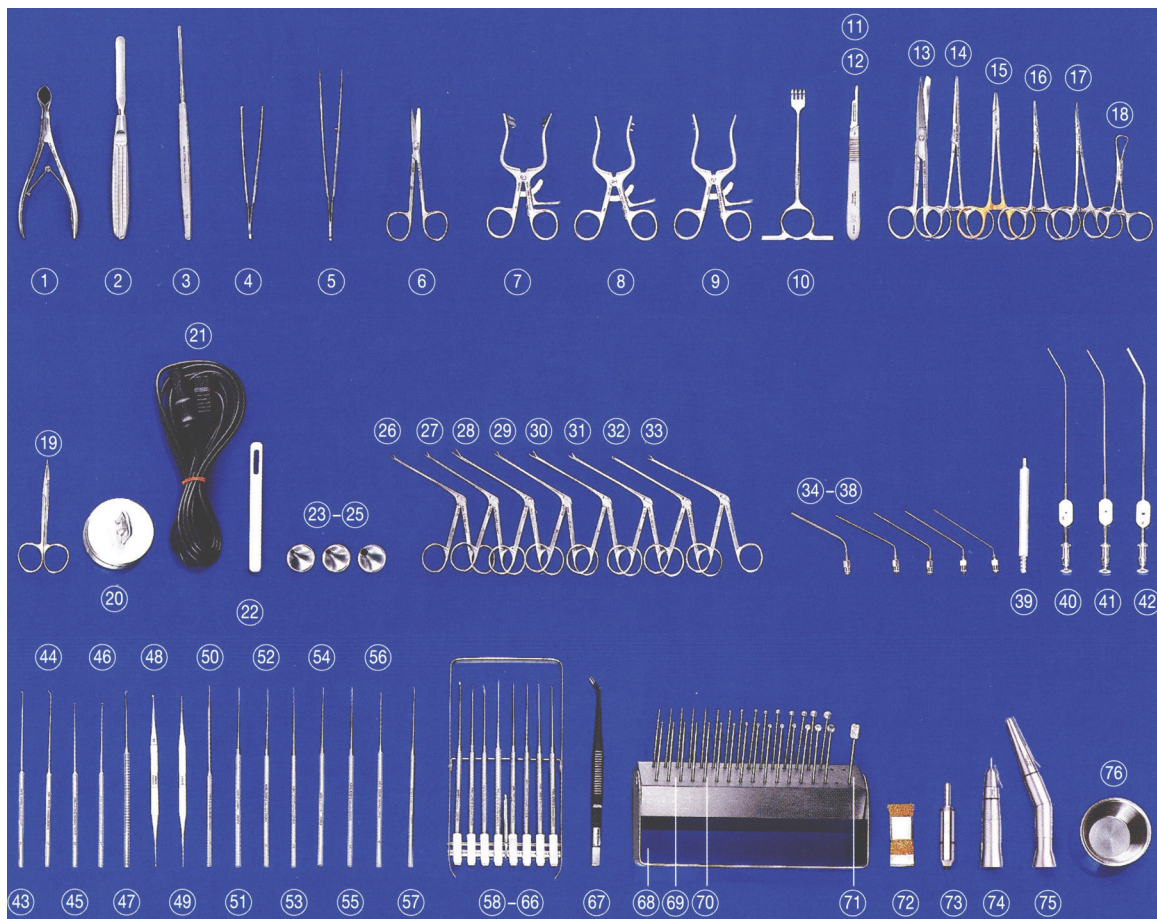


Abbildung 3-2: Basis-Instrumentarium nach Plester zur Ohr-Mikrochirurgie, Tympanoplastik und Stapedektomie (Produktkatalog, KARL STORZ, 2004). (1) Spekulum, (2-3) Raspatorium, (4-5) Pinzetten, (6, 13) Scheren, (7-10) Wundhaken-, sperren, (11,12) Skalpell mit tauschbarer Klinge, (14, 16, 17) Arterienklemme, (15) Nadelhalter, (18) Tuchklemmen, (19, 20) Schere und Sockel für Prothesenkürzung, (21, 67) Koagulatorpinzette, (23-25) Ohrtrichter, (26-33) Mikroscherchen, -zängchen, -stanzen, (34-42) Saugrohre, (43-66) Mikroinstrumente: Messer, Nadeln, Perforatoren, Löffel nach House, Häkchen, (68-75) Bohrmaschine mit EC-Motor, Handstücke, Fräser und Bohrer und (76) Metallschale.

Für die Durchführung von feinsten Operationsschritten steht eine Vielzahl von Mikroinstrumenten zur Verfügung. Zangenförmige Instrumente werden zum Schneiden, Greifen, Abzwicken oder Stanzen von kleinsten Strukturen verwendet und besitzen einen Freiheitsgrad zum Öffnen und Schließen der Miniaturmechanismen (Abbildung 3-2 (26-33)). Stabförmige Instrumente werden zum Perforieren, Manipulieren, Schneiden, Raspeln und Abscheren verwendet (43-66). Sauger dienen dem Entfernen von Flüssigkeiten, können aber auch zum Manipulieren von kleinsten Strukturen eingesetzt werden, beispielsweise zum Einbringen einer Prothese in den Situs (34-42). Zum Präparieren des chirurgischen Zugangs werden Raspatorien, Skalpelle und Scheren verwendet (1-3, 11-14). Je nach Art des Zugangs wird der Situs durch einen Spekulum, durch Wundsperrern oder einen Ohrtrichter offen gehalten (1, 7-10, 23-25). Zum Fräsen und Bohren an Knochenstrukturen steht eine Bohrmaschine mit auswechselbaren Handstücken (gebogen und gerade) und einer Vielzahl von Werkzeugen zur Verfügung (68-75). Eine Hochfrequenz-Pinzette wird zum Schneiden und Veröden von Gewebe verwendet (21, 67). In der Fachliteratur finden sich weitere Instrumentensets (Hildmann und Sudhoff, 2006; Liehn *et al.*, 2007; Sanna *et al.*, 2003).

3.1.3 Chirurgische Zugänge

Operationen am Mittelohr erfolgen in der Regel über einen der drei folgenden chirurgischen Zugänge:

- Transmeataler Zugang
- Endauraler Zugang
- Retroaurikulärer Zugang

Der **transmeatale Zugang** ist ein Zugang bis zum Trommelfell, der durch den äußeren Gehörgang und ohne zusätzliche Erweiterung durch Schnitte erfolgt. Die Größe des Zugangs reicht in der Regel für kleinere Eingriffe am Trommelfell, wie das Setzen einer Paukendrainage oder das Durchführen einer Trommelfellaufrichtung, aus. Über einen Ohrtrichter (Abbildung 3-2 (23)) wird der Zugang erleichtert.

Der **endaurale Zugang** wird gewählt, wenn eine erweiterte Öffnung zum äußeren Gehörgang oder zum Trommelfell erforderlich ist. Zudem ist es der Zugang der Wahl für Operationen am Mittelohr, beispielsweise für Stapesoperationen oder Tympanoplastiken ohne weitreichende Mastoideöffnung. Mit Hilfe eines Spekulum wird der Eingang des Gehörgangs zunächst aufgespreizt. Anschließend erfolgen zwei Schnitte am Gehörgang. Die Länge der Schnitte ist dabei vom durchgeführten Eingriff abhängig. Der durch die Schnitte entstandene Lappen wird mit einem Raspatorium unter Knochenkontakt mobilisiert und mit Wundsperrern gespreizt (Abbildung 3-3a). Ein enger, knöcherner Gehörgangseingang kann mit einer Fräse erweitert werden. Durch weitere Einschnitte der Gehörgangswand am Trommelfell wird der Tympanomeatale Lappen gebildet, welcher zum Trommelfell hin mit einem Tellermesser abgeschoben wird. Unter vorsichtigem weiteren Verschieben und Mobilisieren des Tympanomeatalen Lappens kann somit die Paukenhöhle eröffnet werden. Dabei wird das Trommelfell mit weggeklappt (Abbildung 3-3c).

Der **retroaurikuläre Zugang** wird gewählt, wenn die Übersicht bei endauralem Zugang nicht genügt, beispielsweise bei Tympanoplastiken und stark abgknicktem engen Gehörgang. Zunächst wird der Ohrmuschelansatz bis zum Ohrläppchen umschnitten. Anschließend wird das Gewebe unter der Ohrmuschel, unter leichter Spannung, bis zum Übergang zum Gehörgang durchtrennt. Der Gehörgang wird umschnitten und das Weichgewebe mobilisiert. Mit einem weiteren Schnitt am häutigen Gehörgang und dem Wegklappen des entstandenen dreieckigen Lappens, wird das Trommelfell exponiert (Abbildung 3-3b). Die Öffnung der Paukenhöhle erfolgt dann gegebenenfalls entsprechend dem endauralem Zugang. Ein enger knöcherner Gehörgangseingang kann auch hier mit einer Fräse erweitert werden.

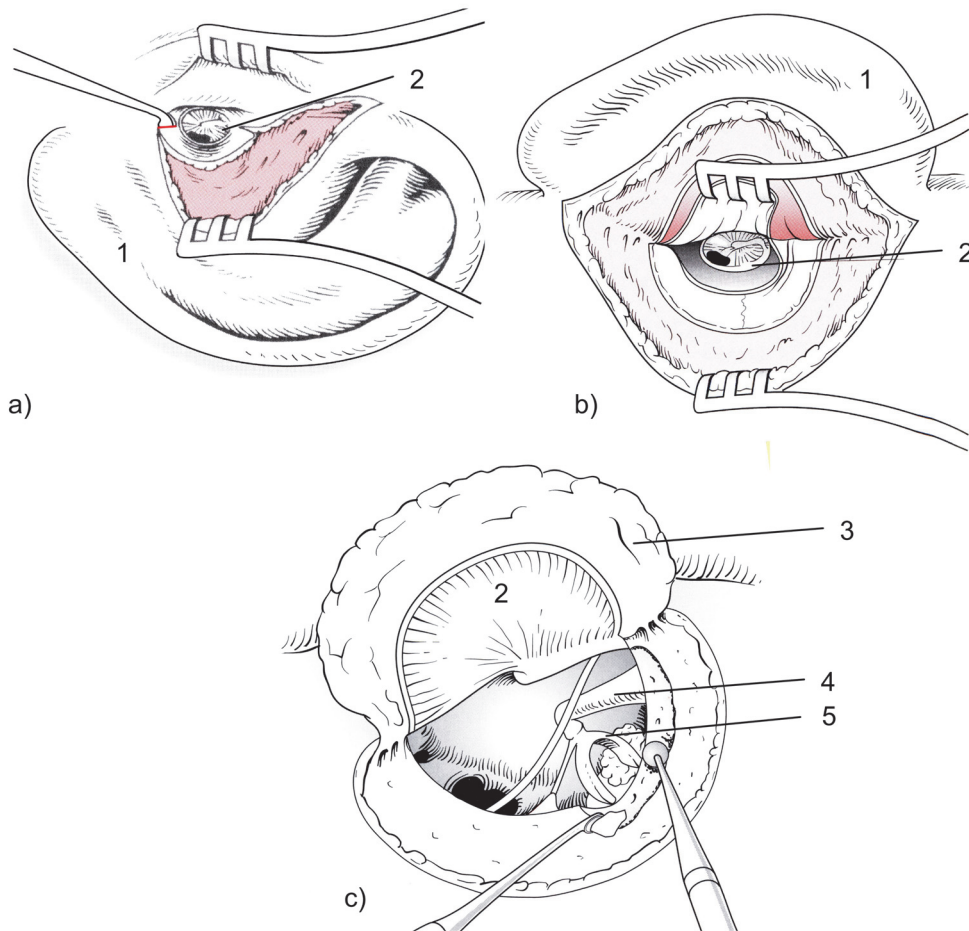


Abbildung 3-3: Zugänge zum Mittelohr. a) Endauraler Zugang b) Retroaurikulärer Zugang c) Nach endauralem oder retroaurikulärem Zugang erfolgt ggf. die Eröffnung der Paukenhöhle. (1) Ohrmuschel, (2) Trommelfell mit Defekt, (3) Tympanomeataler Lappen, (4) Amboss, (5) Steigbügel. Angelehnt an Theissing *et al.* (2006).

3.1.4 Beispieloperation: Tympanoplastik Typ III

Unter einer Tympanoplastik versteht man eine Operation, bei der das Trommelfell und eventuell auch die Gehörknöchelchen wiederhergestellt werden. Die Beschädigungen werden vor allem durch Verletzungen, chronische Mittelohrentzündung (z.B. Cholesteatom mit chronischer Knochenentzündung oder chronischer Schleimhauteiterung) oder Tumore hervorgerufen. Die chronische Mittelohrentzündung betrifft etwa 1% der Bevölkerung in Industriestaaten. Je nach Umfang des Eingriffes wird die Tympanoplastik nach Wullstein in vier Untergruppen aufgliedert:

Typ I: Myringoplastik (Trommelfellplastik). Es wird lediglich das verletzte Trommelfell wiederhergestellt. Die Gehörknöchelchen sind intakt.

Typ II: Es wird die Gehörknöchelchenkette durch Überbrückung oder Ersatz fehlender Kettenteile wiederaufgebaut bzw. repositioniert.

Typ III: Die Schallübertragung vom Trommelfell zum Innenohr erfolgt direkt über eine Prothese. Dies kann ein autogenes Ambossteilchen, eine Titanprothese zwischen Trommelfell und erhaltenem Steigbügel (PORP) oder eine Titanprothese zwischen Trommelfell und Steigbügel Fußplatte (TORP) sein.

Typ IV: Es wird das runde Fenster abgedeckt (selten angewendet).

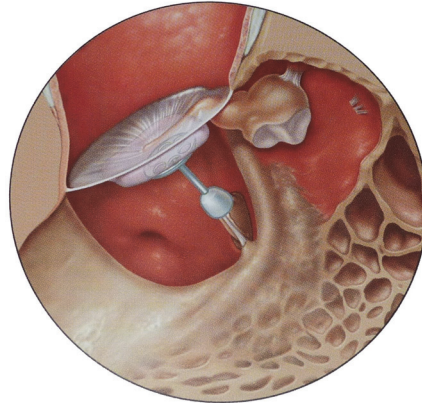


Abbildung 3-4: Querschnitt am Mittelohr: Teile der Gehörknöchelchen werden bei einer Tympanoplastik Typ III durch ein Titan-Implantat überbrückt. Die PORP liegt am Trommelfell und am Steigbügel an. Entnommen aus Hildmann *et al.* (2006).

Beispielhaft wird im Folgenden die häufige Tympanoplastik vom Typ III dargestellt.

Tympanoplastik Typ III (mit Partialprothese aus Titan, PORP): Für die OP-Planung wird unter anderem eine komplette Audiometrie und eine CT-Aufnahme mit hoher Auflösung (Voxelgröße $1 \times 0,3 \times 0,3 \text{ mm}^3$) erstellt. Die Aufklärung des Patienten beinhaltet Hinweise auf mögliche Komplikationen und Risiken, wie Ertaubung, Schwindel, Geschmacksstörung oder Lähmungen durch Fazialis-schädigung. Der chirurgische Zugang erfolgt entweder retroaurikulär oder endaural. Nach Öffnung der Paukenhöhle wird ein Teil der knöchernen Attikawand mit einem House-Löffel und gegebenenfalls einem Fräser entfernt. Die Beweglichkeit der Gehörknöchelchen wird durch sehr vorsichtiges Berühren des Hammergriffes mit einer Nadel geprüft. Mit der Nadel oder einem Häkchen wird das Hammer-Abossgelenk gelöst und nicht mehr benötigte Komponenten der Gehörknöchelchen entfernt. Anschließend wird gegebenenfalls das Cholesteatom oder Schleimhautpolypen entfernt. Ein Titanimplantat (PORP) wird mit einem Zängchen zum Stapes gebracht und der Prothesenfuß auf den Stapeskopf gesetzt. Die Länge des Implantates wird so bestimmt, dass sich das Trommelfell nach der Implantation leicht zeltförmig anhebt. Zur Überprüfung der richtigen Prothesenlänge können zuvor Prothesennachbildungen aus Kunststoff (Sizer) probeweise eingesetzt werden. Je nach Implantattyp wird der Prothesenfuß noch angeklemt oder klemmt selbstständig durch federelastische Schenkel. Der Prothesenteller wird mit einer Knorpelscheibe bedeckt und wird vorsichtig unter den Hammerkopf geklemmt. Die Chorda tympani kann am Prothesenteller zur Stabilisierung abgelegt werden. Zusätzlich kann eine Rekonstruktion des Trommelfells durch am Ohr gewonnenes Transplantatgewebe durchgeführt werden, wenn eine Perforation des Trommelfells vorliegt. Nach der Rücklagerung des tympanomeatalen Lappens wird dieser noch einmal mit Nadel und Sauger leicht angehoben, um den korrekten Sitz der Prothese zu kontrollieren. Anschließend erfolgt eine Tamponade des Gehörgangs, der Wundverschluss und der Verband. Die antibiotische Behandlung wird bis zum sechsten Tag nach der Operation durchgeführt. Dann werden die Fäden gezogen. Die Tamponade wird nach bis zu drei Wochen entfernt. Abbildung 3-4 zeigt einen Querschnitt am Mittelohr mit eingesetzter Prothese.

3.1.5 Beispieloperation: Stapesplastik

Eine Stapesplastik wird bei einer Otosklerose angewendet. Dabei handelt es sich um eine Erkrankung, die durch eine Verknöcherung der Aufhängung des Stapes (Steigbügel) die Schallübertragung behindert und zu einer mittelgradigen Schwerhörigkeit führt. Die Otosklerose tritt in Europa bei acht bis zehn Prozent der Menschen auf. Bei zehn Prozent der von Otosklerose betroffenen Menschen geht dies mit einer Hörverminderung einher. Dies entspricht etwa ein Prozent der Gesamtbevölkerung (Häusler,

2000). Die Stapesplastik dient der Wiederherstellung der Schwingungsübertragung zwischen Mittel- und Innenohr. Dazu wird der blockierte Stapes durch eine kleine Prothese ersetzt (Piston), welche am Amboss befestigt wird und über eine kleine Perforation der Stapesfußplatte in die Perilymphe des Innenohrs eintaucht. Bewegungen des Amboss werden so wieder an das Innenohr weitergeleitet. Zur Sicherstellung der Schallübertragung sollte die Prothese etwa 0,2 bis 0,3 Millimeter tief in die Perilymphe eintauchen (Theissing *et al.*, 2006). Etwa ein Millimeter unterhalb der Stapesfußplatte befinden sich empfindliche Strukturen des Innenohrs (Sacculus, Utriculus, Abbildung 2-2b). Ist die Prothese zu lang, kann das Gleichgewichtsorgan geschädigt werden und damit zahlreiche Komplikationen nach sich ziehen (Edelstein, 2008). Für diesen Fall kann eine Revisionsoperation notwendig werden. Ist die Prothese zu kurz, so kann es zu einem Verschluss des ovalen Fensters oder einer Dislokation der Prothese kommen. Eine Revisionsoperation führt durch die dann bestehende Schwächung der Stapesfußplatte zu erheblich höheren Komplikationsraten (Hildmann, Sudhoff, 2006).

Für die OP-Vorbereitung wird, wie bei der Tympanoplastik, eine komplette Audiometrie und eine CT-Aufnahme erstellt. Die Risiken für den Patienten sind eine mögliche Ertaubung (ein Prozent nach Theissing *et al.*, 2010), ein Verschieben der Prothese mit einhergehender Hörverschlechterung, das Auftreten von Ohrgeräuschen, Schwindel, Geschmacksveränderung, Fazialisschädigung sowie Schmerzzuständen. Der Zugang zum Mittelohr erfolgt endaural oder transmeatal unter Verwendung eines Ohrtrichters (siehe Kapitel 3.1.3). Nach Eröffnung der Paukenhöhle wird ein Teil der lateralen Attikawand mit einem House-Löffel und einem Diamantfräser abgetragen, bis der Fazialis, der lange Ambossfortsatz (Crus longum) und der Steigbügel (Stapes) sichtbar sind. Durch leichtes Touchieren der Gehörknöchelchen lassen sich Fixierungen des Hammerkopfs und des Stapes erkennen.

Der Abstand zwischen Stapesfußplatte und Amboss kann zur Bestimmung der richtigen Prothesenlänge mit einem Messschieber oder einem Messstab ermittelt werden (Abbildung 3-5). Die Stapesfußplatte wird mittels Perforator, Mikrobohrer oder Laser perforiert (Abbildung 3-6a). Die Öffnung hat je nach verwendeter Prothese einen Durchmesser von 0,4 bis 0,8 Millimeter, so dass sich die Prothese später darin gerade frei bewegen kann. Der Perforationsdurchmesser kann mit zylinderförmigen Messstäben kontrolliert werden. Die Stapesprothese wird mit einem Zängelchen gegriffen, mit dem Stempel in die Perforation eingeführt und am langen Ambossschenkel eingehängt. Die Öse der Prothese muss mit einem Schließzängelchen auf den Ambossschenkel gekrimpt werden. Wird die Prothese zu fest gekrimpt besteht die Gefahr des Zellabbaus (Nekrose). Ist die Prothese zu locker wird die Schalleitung negativ beeinflusst. Prothesen mit Klippmechanismus versprechen eine verlässliche Ankopplung ohne Crimpen. Das Amboss-Stapesgelenk, die Stapediussehne und die Steigbügelschenkel werden mit einem 90° Häkchen oder einem Scherchen und einem Sichelmesser durchtrennt. Schließlich wird der Stapesbogen mit einem Zängelchen entnommen.

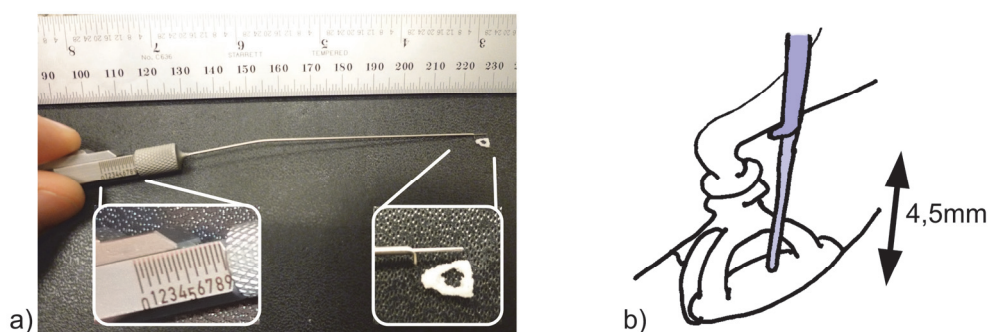


Abbildung 3-5: Vermessung des Abstandes von Stapesfußplatte zum Ambossschenkel. a) Messschieber mit einer feinen Skala. b) Ansetzen des Messschiebers an der Stapesfußplatte und dem Ambossschenkel. Beide Abbildungen entnommen aus Maier *et al.* (2011), angelehnt an Arnold und Ganzer (2005).

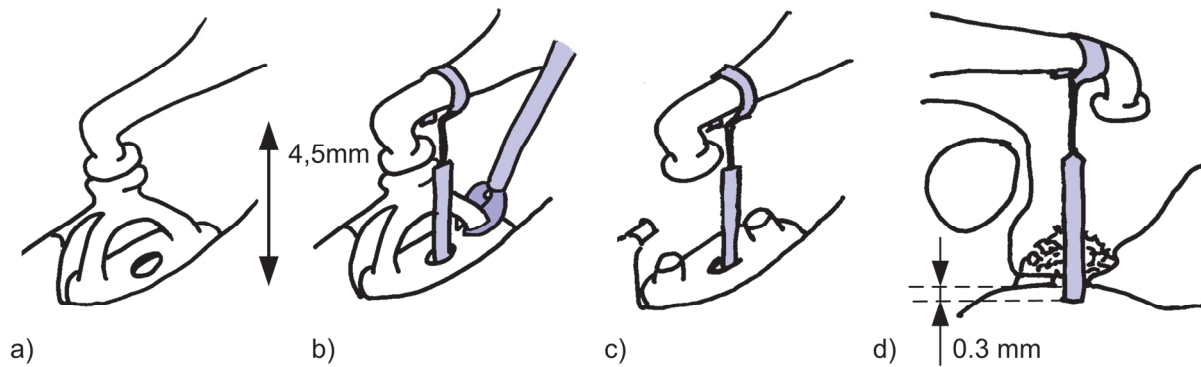


Abbildung 3-6: Operationsschritte der Stapedotomie. a) Bohren oder Lasern einer kleinen Perforation in die Stapesfußplatte. b) Einsetzen der Prothese und Trennen der Verbindung von Amboss und Steigbügel. c) Fertig platzierte Prothese. d) Abdichten des Innenohrs mit Bindegewebe. Die Prothese darf nur wenige zehntel Millimeter in das Innenohr ragen, da sonst empfindliche Strukturen verletzt werden könnten. Alle Abbildungen entnommen aus Maier *et al.* (2011), angelehnt an Arnold und Ganzer (2005).

Das Vestibulum wird mit einigen kleinen Fett- oder Bindegewebestücken abgedichtet (Abbildung 3-6 b-d). Zuletzt wird die untere Paukenhöhle (Hypotympanon) ausgesaugt, der tympanomeatale Lappen rückgelagert und eine Gehörgangstamponade eingebracht. Anschließend erfolgt der Wundverschluss und der Verband. Der Wundfaden und die Tamponade werden am siebten Tag nach der Operation entfernt. Die perioperative, also im zeitlichen Umfeld der Operation stattgefundenene, antibiotische Behandlung wird nur bei kompliziertem Verlauf fortgesetzt (Nadol und McKenna, 2005).

3.2 Mechatronische Instrumentenführungssysteme für die Mikrochirurgie

Mitte der achtziger Jahre entstanden die ersten Telemanipulatoren und Roboter für medizinische Anwendungen. Eines der ersten medizinischen Gebiete, für die mechatronische Lösungen zur Unterstützung des Chirurgen entwickelt wurden, war die Mikrochirurgie. Dennoch ist bis heute kein Instrumentenführungssystem für die Mikrochirurgie auf dem Markt erhältlich. Das einzige kommerziell erhältliche System zur Instrumentenführung namens *DaVinci* (Intuitive Surgical Inc., Sunnyvale, Kalifornien, USA) stammt aus der laparoskopischen Chirurgie und wurde durch dessen weite Verbreitung auch in Bereichen der Mikrochirurgie teilweise eingesetzt. Im Folgenden werden deshalb, abgesehen vom *DaVinci*-System, lediglich Systeme aus der Forschung vorgestellt.

Von Beginn an konkurrierten zwei unterschiedliche Ansätze beim Aufbau von mechatronischen Instrumentenführungssystemen (Lüth, 2006; Taylor und Stoianovici, 2003):

1. **Große, situsferne Geräte:** Die situsfernen Systeme besitzen einen großen Bau- und Arbeitsraum, ein hohes Gewicht (> 10 kg) und sind deshalb meist als Standgeräte oder als deckenmontierte Systeme ausgeführt. Die Systeme basieren teilweise auf Industrierobotern oder sie sind von solchen abgeleitet.
2. **Kleine, situsnahe Geräte:** Kleine Kinematiken, welche sich unmittelbar in der Nähe des Operationsgebietes montieren lassen, verfügen in der Regel über einen kleinen Bau- und Arbeitsraum und ein geringes Gewicht. Die Kinematiken sind häufig auf den gewünschten Eingriff hin optimiert.

Neben dieser grundlegenden Einteilung lassen sich nach Lüth *et al.* (1999) medizinische mechatronische Instrumentenführungssysteme anhand ihrer Bedienkonzepte und ihrem Automatisierungsgrad in vier Gruppen einteilen, wobei auch Mischformen zwischen diesen existieren:

1. **Automatische Medizinroboter:** Sie führen eine vordefinierte Aufgabe basierend auf präoperativen Bilddaten wie MRT oder CT-Bilddaten aus. Sensorik kann genutzt werden, um beispielsweise eine konstante Kraft beim Abfahren der fest gespeicherten Trajektorie zu ermöglichen oder bei einer Lageänderung des Patienten den Roboter entsprechend nachzufahren. Als Beispiel sei das Fräsen von Kavitäten in Hartgewebe genannt, etwa für den Einsatz von Cochleaimplantaten. Einen entsprechenden miniaturisierten, autoklavierbaren und navigierten Roboter stellen Schauer *et al.* (2003b) mit dem *RoboPoint* vor.
2. **Telemanipulatoren:** Sie werden vom Chirurgen über eine Eingabeeinheit unter visueller Beobachtung ferngesteuert. Dabei führt der Manipulator genau die Bewegungen der Eingabeeinheit aus. Sind die Eingabeeinheiten motorisiert und der Manipulator mit Kraftsensorik ausgestattet, so können die detektierten Kräfte am Manipulator an die Eingabeeinheit rückgekoppelt werden. Als Eingabeeinheiten werden häufig einfache Joysticks mit wenigen Freiheitsgraden verwendet oder aber komplexe Kinematiken, welche alle Freiheitsgrade des Manipulators nachbilden (Master- und Slave-Manipulatoren). Die Bewegungen des Manipulators können skaliert oder gefiltert werden, um die Präzision der Instrumentenführung zu verbessern oder den Tremor der Hand zu filtern. Ein Beispiel ist das System *RAMS* (Robot Assisted Micro Surgery), welches für mikrochirurgische Eingriffe, besonders am Auge, entwickelt wurde (Schenker *et al.*, 1995). Auch das *DaVinci* System der Firma Intuitive Surgical (USA), welches bei laparoskopischen, minimalinvasiven Eingriffen Anwendung findet, gehört in diese Gruppe.
3. **Handgeführte Medizinroboter:** Dabei handelt es sich um Roboter, deren Eingabeeinheit Teil des Roboters selbst ist. Es kann beispielsweise ein Kraftsensor an der Spitze des Roboters integriert sein, an dem auch das Instrument befestigt ist. Sobald der Chirurg das Instrument berührt werden die applizierten Kräfte erfasst und an die Steuerung übermittelt, welche das Instrument aktiv in die gewünschte Richtung verfährt. Die Bewegung kann begrenzt werden, wenn Risikostrukturen geschützt werden sollen. Zudem kann der Chirurg zu definierten Punkten geführt werden. Zu jedem Zeitpunkt hat der Chirurg das Gefühl den Roboter zu führen. Als Beispiel sei das System *OTTO* genannt, welches für den Bereich der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie entwickelt und klinisch zugelassen wurde (Hein *et al.*, 2001; Hein und Lueth, 1999; Hein und Lüth, 2001).
4. **Mikromaschinen:** Diese Systeme führen eine definierte Aufgabe sensorgesteuert und autonom durch, sind durch ihren Aufbau aber nicht den Robotern zuzuordnen. Sie können direkt vom Chirurgen in der Hand gehalten oder an einem Roboter oder Telemanipulator montiert werden. Das *Micron*-System beispielsweise ist ein handgehaltenes Instrument, welches über Beschleunigungssensoren den Tremor der Bedienerhand ermittelt und damit einhergehende Schwingungen der Instrumentenspitze mit Piezoaktuatoren kontinuierlich zu reduzieren versucht (Riviere *et al.*, 2003).

Die im Stand der Technik enthaltenen Systeme sind in der Regel für einen oder mehrere definierte chirurgische Eingriffe entwickelt worden. Auch wenn die Entwickler eine Anwendung für andere Eingriffe häufig als möglich erachten, so hat sich in der Praxis dennoch gezeigt, dass eine Portierung der Systeme für eine andere Anwendung nicht einfach ist. OP-Setups, OP-Ablauf, technische Anforderungen und weitere Rahmenbedingungen unterscheiden sich von Eingriff zu Eingriff. Aus diesem

Grund ist eine Einteilung der mechatronischen Instrumentenführungssysteme in ihrer klinischen Hauptanwendung sinnvoll.

Im Rahmen dieser Arbeit wird dabei besonders auf folgende klinische Fachgebiete eingegangen:

1. **Systeme für die Mikro-HNO-Chirurgie:** Mikrochirurgische Eingriffe finden unter anderem am Mittelohr, am Innenohr und am Hals unter Verwendung eines Operationsmikroskops und von Mikroinstrumenten statt.
2. **Systeme für die Mikro-Augenchirurgie:** Die Anforderungen an die Fingerfertigkeit des Chirurgen sind vergleichbar mit denen der Mikro-HNO-Chirurgie. Die vitreoretinale Chirurgie, ein Teilbereich der Augenchirurgie, befasst sich mit der Behandlung von Erkrankungen des Glaskörpers, der Netzhaut (Retina) und der Makula (Punkt des schärfsten Sehens). Bei einigen Operationen werden durch mehrere Zugänge Instrumente in den Augapfel eingeführt, um dort beispielsweise eine Membran von der Netzhaut zu lösen. Die Instrumente werden durch Trokare in den Augapfel eingeführt, wodurch eine Pivot-Bewegung des Instrumentes im Bereich der Einstichstelle erforderlich ist. Eine Übersicht über mechatronische Instrumentenführungssysteme für die Augenchirurgie findet sich unter anderem in Tsui *et al.* (2010).
3. **Systeme für die Mikro-Neurochirurgie:** Viele Eingriffe in der Neurochirurgie, beispielsweise am oder im Gehirn, werden mit Hilfe von Operationsmikroskopen und Endoskopen durchgeführt. Die Behandlung von Tumoren und neurovaskuläre Erkrankungen seien beispielhaft genannt. Gerade bei tiefer liegenden Strukturen ist das Schonen von unbeteiligtem Gewebe wichtig, weshalb die Größe der Zugänge möglichst klein gehalten wird.
4. **Systeme für die Mikro-Gefäßchirurgie:** Die Chirurgie kleinster Blutgefäße erfordert mikrochirurgische Techniken unter Zuhilfenahme von Lupenbrillen oder Mikroskopen. Anwendungen sind Gewebetransplantationen oder das Legen von Bypässen (Koronarchirurgie).
5. **Miniaturrobotiksysteme für sonstige chirurgische Eingriffe:** Ausgewählte Systeme werden aus anderen Fachdisziplinen aufgeführt, bei denen eine Ähnlichkeit zur vorliegenden Problemstellung besteht.

Einen umfassenden Überblick existierender mechatronischer Assistenzsysteme aus allen Fachdisziplinen geben zahlreiche Übersichtsartikel (Ballantyne, 2002; Bekey und Yuh, 2008; Cleary und Nguyen, 2001; Dario *et al.*, 1996; Finley und Nguyen, 2005; Hockstein *et al.*, 2007; Lüth und Bier, 1999; Lüth und Hein, 2000; Rembold und Burghart, 2001; Taylor, 2006). Speziell für die robotische Mikromanipulation empfehlen sich die Übersichtsartikel von Taylor *et al.* (1999) und Carrozza *et al.* (2003). Einen Fokus auf robotische Systeme für spezielle medizinische Fachgebiete liefern beispielsweise Federspil *et al.* (2001) und Caversaccio *et al.* (2009) für die HNO-Chirurgie, McBeth *et al.* (2004) und Rizun *et al.* (2004) für die Neurochirurgie, Shah *et al.* (2005) für die Laparoskopie und Tsui *et al.* (2010) für die Augenchirurgie.

3.2.1 Instrumentenführungssysteme für die Mikro-HNO-Chirurgie

Telemanipulatoren

RobOtol: Einen Ansatz für ein Telemanipulationssystem mit drei unabhängigen Manipulatorarmen für die Mittelohrchirurgie stellen Miroir *et al.* (2008) vor. Jeder Manipulatorarm besitzt sechs seriell angeordnete Freiheitsgrade, welche sich aus einem x-y-z-Tisch und drei aufgesetzten Drehgelenken (sphärisches Getriebe) zusammensetzen (Abbildung 3-7).

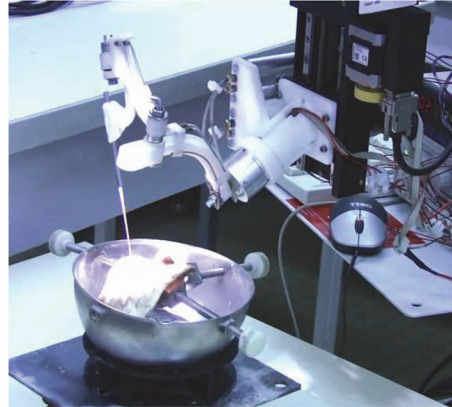


Abbildung 3-7: Manipulatorarm des Systems *RobOtol* mit Felsenbeinpräparat. *RobOtol* soll für Operationen am Mittelohr eingesetzt werden. Das Funktionsmuster eines Armes besitzt sechs Freiheitsgrade und wird über einen Master-Manipulator gesteuert (entnommen aus Miroir *et al.* (2010)).

Die Rotationsachsen der Drehgelenke schneiden sich in einem Punkt, welcher mit der Instrumentenspitze zusammenfällt. Damit kann das Instrument um die Instrumentenspitze geschwenkt werden. Der translatorische Arbeitsraum beträgt $70 \times 70 \times 95 \text{ mm}^3$. Kräfte bis 50 N, Geschwindigkeiten bis maximal 10 mm/s und eine theoretische Auflösung von $0,5 \mu\text{m}$ können von den Achsen umgesetzt werden. Die Steuerung erfolgt an einer vom OP-Tisch entfernten nichtsterilen Arbeitsstation über einen handelsüblichen Master-Manipulator Phantom Omni (SensAble Technologies, Inc., Woburn, MA). Für eine Bewegungsvorgabe drückt der Chirurg eine Taste am Eingabestift. Eine Abweichung von dieser Referenzposition wird anschließend in eine Sollgeschwindigkeit der Manipulatorgelenke überführt. Will der Chirurg die Position stoppen, so lässt er den Schalter wieder los. Als Instrument steht bisher ein Häkchen zur Verfügung. Die Bildgebung erfolgt über ein Endoskop. Zur Evaluation des Systems wurde eine Stapedotomie an einem menschlichen Felsenbeinpräparat durchgeführt (Miroir *et al.*, 2010).

DaVinci: Das derzeit einzige am Markt verfügbare mechatronische Instrumentenführungssystem, welches auch in der Mikrochirurgie eingesetzt werden könnte, stellt der DaVinci Telemanipulator von Intuitive Surgical Inc. (Sunnyvale, USA) dar. Die aktuelle Version des Manipulators verfügt über vier Arme, wovon Drei zum Führen von Instrumenten (EndoWrist) und ein Weiterer zum Führen eines Stereo-Endoskops verwendet werden. Es wird routinemäßig bei laparoskopischen Eingriffen beispielsweise in der Urologie, sowie in der Herzchirurgie eingesetzt. Die Instrumente verfügen über drei rotatorische Freiheitsgrade sowie einen Zusätzlichen zum Öffnen und Schließen von Zangen. Die Instrumente und das Endoskop werden über eine Kinematik mit fiktivem Drehpunkt (Balkenparallelogramm) in drei Freiheitsgraden bewegt. Das Instrument kann somit im Trokar geschwenkt und axial verschoben werden. Die Arme sind an einer fahrbaren Plattform befestigt, welche weitere passive Gelenke zur Grobausrichtung der Arme enthält. Über eine entfernte Steuerkonsole mit zwei Master-Manipulatoren werden die Arme und Instrumente gesteuert. Die visuelle Rückmeldung erfolgt über ein Stereodisplay an der Bedienkonsole. Das System verfügt über eine einstellbare Skalierung der Bewegung bis Faktor 1:10 und filtert Tremorbewegungen der Hand des Chirurgen heraus (Falk *et al.*, 1999; Guthart und Salisbury, 2000; Moll *et al.*, 2003). Testweise wurde das System auch in der HNO-Chirurgie (Strauss *et al.*, 2005) oder in der Augenchirurgie (Tsui *et al.*, 2010) untersucht.

Zweiarmiger Manipulator für die Halschirurgie: Wei *et al.* (2007) stellen ein Telemanipulationssystem für die Halschirurgie vor. Das System verfügt über zwei Arme mit jeweils acht Freiheitsgraden, welche durch ein Laryngoskop zum Operationsort, beispielsweise den oberen Luftwegen, geführt werden. Die Kinematik eines Arms besteht aus drei seriell angeordneten Komponenten: einer Parallel-

kinematik (Fünfgelenk), einer Antriebseinheit und einem flexiblen Instrument. Die Parallelkinematik besitzt zwei Freiheitsgrade, welche die Antriebseinheit translatorisch verschiebt. Die Antriebseinheit bietet zwei serielle Freiheitsgrade zur Rotation und axialen Verschiebung des flexiblen Instrumentes. Das Instrument besitzt eine flexible, schlangenartige Kinematik mit vier Freiheitsgraden, aktuiert durch Nitinol-Drähte. Am Ende des flexiblen Teils befindet sich ein Greifer, welcher ebenfalls durch einen Nitinoldraht aktuiert wird. Der Arbeitsraum an der Instrumentenspitze ist zylinderförmig und beträgt 50 mm im Durchmesser und 100 mm in der Tiefe. Es wird keine Eingabekonsole beschrieben. Das System wurde durch Simulationen evaluiert.

Mikromaschinen

MicroDrill: Um die Präzision beim Bohren von Löchern in die Stapesfußplatte bei einer Stapedotomie zu erhöhen und ein Durchbrechen des Bohrers mit Schädigungen der empfindlichen Innenohrstrukturen zu vermeiden, wurde das System *Micro-Drill* entwickelt (Baker *et al.*, 1996). Das System besitzt eine motorisierte Linearachse mit Kraftsensorik, auf die ein Bohrer montiert ist und wird mit einem Gelenkarm am Situs ausgerichtet. Der Vorschub des Bohrers wird kraft- und drehmomentabhängig geregelt. Bei den ersten Zeichen eines Bohrerdurchbruchs wird der Bohrvorgang gestoppt. Während des Bohrvorgangs wird die Dicke der Stapesfußplatte abgeschätzt (Kaburlasos *et al.*, 1999). Ein weiterentwickeltes System wurde auch für die Eröffnung der Cochlear (Cochleostomie) verwendet (Brett *et al.*, 2007). Der automatische Programmablauf kann durch eine Eingabeeinheit gesteuert werden. Das System wurde bereits am Patienten eingesetzt.

Konzept zur automatischen Einführung von Cochlear Elektroden: Schurzig *et al.* (2010) stellen eine Mikromaschine vor, welche die Elektrode eines Cochlearimplantats automatisch in die Cochlear einführen soll. Dazu verfügt das System über eine Linearachse, welche das Implantat einschiebt und einen weiteren Freiheitsgrad, der das Einrollen der Elektrode steuert. Kraftsensorik kann den Einführvorgang überwachen. Das System misst etwa 180mm x 60mm. Die Steuerung zur automatischen Einführung wurde bisher nicht umgesetzt.

Sondersysteme

Passiver Mikromanipulator für Cochleostomie: Zur Eröffnung der Cochlear wurden von Manrique *et al.* (2007) ein passives, mechanisches Führungssystem für Mikrobohrer vorgestellt. Das System wird am Felsenbein verschraubt und erlaubt die manuelle Ausrichtung des Bohrers über Einstellschrauben in fünf Freiheitsgraden (drei translatorisch, zwei rotatorisch). Der Bohrer wird über einen nachgiebigen Mechanismus flexibel gehalten. Dadurch kann der Chirurg, nach Feststellen aller Freiheitsgrade zur Grobpositionierung, das Instrument in einem eingeschränkten Bereich von wenigen Millimetern manuell geführt bewegen.

3.2.2 Instrumentenführungssysteme für die Mikro-Augenchirurgie

Telemanipulatoren

RAMS: 1989 formulierte der Augenchirurg Steve Charles den Bedarf eines zweihändigen telerobotischen Systems für die Augenchirurgie, die Hals-Nasen-Ohrenchirurgie und die Neurochirurgie (Charles *et al.*, 1989). Das Jet Propulsion Laboratory (USA, NASA) entwickelte bereits seit 1984 einen seriellen Miniaturroboter auf Seilzugbasis. In gemeinsamer Zusammenarbeit mit Charles (MicroDexterity Systems Inc, Memphis, USA) wurde das *Robot Assisted Micro Surgery* (RAMS) – System entwickelt. Dabei handelt es sich um einen Telemanipulator mit zwei Armen, wovon jeder sechs Freiheitsgrade besitzt (Abbildung 3-8a). Die Hauptachsen sind dabei seriell angeordnet. Der Antrieb erfolgt über Seilzüge und kann Kräfte bis 14 N aufbringen.

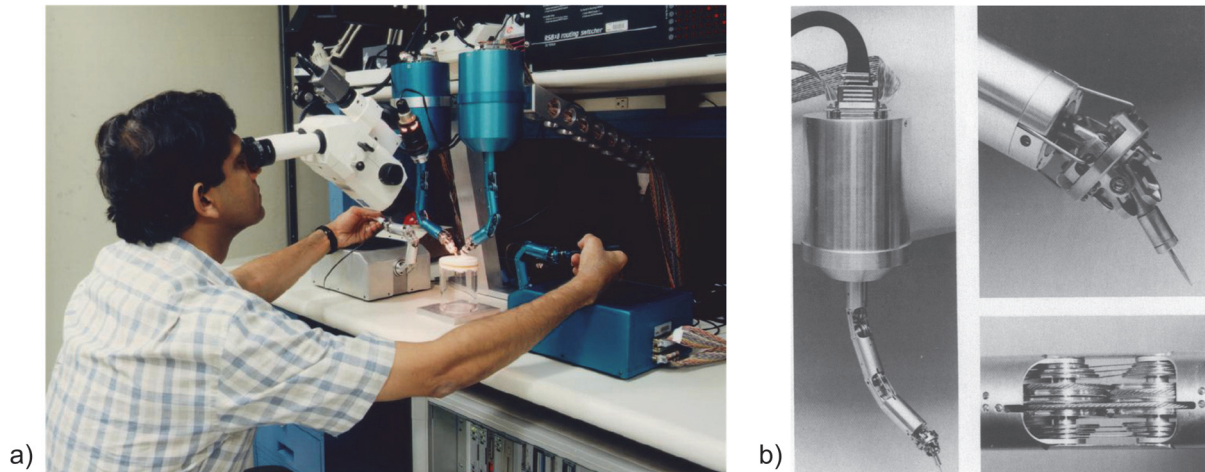


Abbildung 3-8: Robot Assisted Micro Surgery System (RAMS). a) Zwei Manipulatoren (Slave) und zwei Bedienkonsolen (Master) am Gewebephantom (ohne Steuerrechner) (entnommen aus Saraf (2008)). b) Detailansichten des Manipulators. Der motorisierte Arm hat einen Durchmesser von 2,5 cm. Entnommen aus Schenker *et al.* (1995).

An der Spitze des robotischen Arms befindet sich eine kleine speziell entwickelte Zange, die über zwei Schalter an der Eingabekonsole geöffnet und geschlossen werden kann. Alternativ steht eine kleine Nadel als Werkzeug zur Verfügung. Dahinter befindet sich ein 6-Achs Kraftmomentensensor (KMS) zum Aufnehmen der Instrumentenkräfte und Momente (Abbildung 3-8b). Die Kraftinformationen werden zur Krafrückkopplung an die Eingabekonsole genutzt. Die Eingabekonsole entspricht dem Design des Manipulators (Master-Slave). Das System bietet einen Tremorfilter und eine Skalierung der Bewegungen bis Faktor 1:5. Die relative Positioniergenauigkeit beträgt $25\mu\text{m}$ innerhalb eines Arbeitsbereiches von 20 cm^3 . Durch das Abschrauben der Antriebseinheit könnte der mechanische Teil des Manipulators theoretisch sterilisiert werden. Der Manipulator wiegt lediglich 2,5 kg und misst etwa 50 cm Länge (ohne Steuerschrank). Damit kann der Manipulator in der Nähe des Operationsgebietes befestigt werden. Der motorisierte Arm hat einen Durchmesser von 2,5 cm (Charles *et al.*, 1997; Schenker *et al.*, 1995).

Zur Evaluation des Systems wurde eine abstrakte Testaufgabe mit Manipulator durchgeführt und mit der manuellen Leistung verglichen. Der Testaufbau besteht aus einer Platte mit 24 runden Kontaktflächen mit 0,003 inch ($\sim 0,076\text{ mm}$) Durchmesser. Die Kontaktflächen mussten von den Probanden in einer vorgegebenen Reihenfolge mit einer Tastspitze berührt werden. Wurde die Kontaktfläche nicht berührt, so wurde ein Fehler registriert. Die Aufgabe wurde von sieben Medizinstudenten, sieben Ohrchirurgen und neun Robotik-Ingenieuren durchgeführt. Die Ergebnisse zeigen eine deutliche Verlängerung der Versuchszeit bei telemanipulierter Instrumentenführung um etwa Faktor zwei. Während die Medizinstudenten und Ingenieure mit dem Telemanipulator eine etwa 50 % niedrigere Fehlerquote erreichen konnten verschlechterten die Chirurgen ihre Präparationsleistung mit dem Manipulator um etwa 10 % gegenüber der manuellen Instrumentenführung. Eine klinische Evaluierung ist nicht erfolgt (Das *et al.*, 1999).

SMOS: Das System SMOS (Stereotaxical Microtelemanipulator for Ocular Surgery) war eines der ersten Ansätze für einen Telemanipulator für die Augenchirurgie. Die Kinematik besteht aus einem x-y-z-Tisch zur Grobpositionierung und einem sphärischen Mechanismus (vgl. Kapitel 3.5) mit vier Freiheitsgraden zur Feinpositionierung einer Nadel. Der Mechanismus besitzt ein fiktives Drehzentrum an der Einstichstelle des Augapfels (Guerrouad und Vidal, 1989).

MSR-I: Hunter *et al.* stellten 1993 mit dem *Micro Surgical Robot I* einen Demonstrator für die Augen Chirurgie vor. Es handelte sich dabei um eine Weiterentwicklung eines Systems zum Manipulieren von lebenden Zellen (Hunter *et al.*, 1990). Der Manipulator beruht auf einer Parallelkinematik mit fünf Freiheitsgraden (drei translatorische, zwei rotatorische). Jeder Motor beinhaltet einen Drehgeber und einen Kraftsensor. Der Chirurg trägt einen Helm, welcher zur Ausrichtung einer Stereo-Kamera mit sechs Freiheitsgraden dient. Die Bilder der Stereo-Kamera, welche auf das Operationsgebiet gerichtet ist, werden dem Chirurgen per Displays am Helm oder über einen Monitor angezeigt. Die Steuerung des Manipulators erfolgt über jeweils eine Eingabekonzole für die rechte und linke Hand mit jeweils sechs Freiheitsgraden. Kraftinformationen, welche am Manipulator aufgenommen werden, werden über die Eingabekonzole an den Chirurgen rückgekoppelt. Die Bewegungen an der Eingabekonzole können bis zu Faktor 1:100 herunter skaliert werden. Entsprechend dazu können auch die Kräfte skaliert werden. Das System beinhaltet eine aktive Tremorfilterung, um unerwünschtes Zittern der Hände des Chirurgen zu unterbinden. Es sollen mehrere Instrumente wie Messer und Probes zur Verfügung stehen. Die mechanische Bandbreite des Systems ist größer als die des Menschen (>10 Hz). Es wurde sowohl ein Computermodell auf FEM-Basis als auch ein motorisiertes Phantom eines Auges aus Kunststoff zu Trainings- und Testzwecken entwickelt. Das MSR-I System wurde klinisch nicht evaluiert (Hunter *et al.*, 1995b, 1995a).

Multi-Arm Manipulator: Einen komplexen Telemanipulator mit zwei Armen stellen Wei *et al.* (2007) als Lösungsansatz für die Augen Chirurgie vor. Jeder Manipulatorarm basiert auf einem Parallelroboter mit sechs Freiheitsgraden (Stewart-Gough Plattform) und einer Instrumentenspitze mit weiteren zwei Freiheitsgraden, welche durch pseudoelastische, vorgeformten Röhren aus NiTi (Nitinol, Formgedächtnislegierung) realisiert wurden. In einem mathematischen Modell mit anschließenden Simulationen wurde die Eignung des Ansatzes untersucht (Wei *et al.*, 2009).

Robot Assisted Vitreoretinal Surgery, Tokyo: Ein Telemanipulator für die Augen Chirurgie mit existierendem Sterilisationskonzept wurde von Ueta *et al.* (2009) vorgestellt. Der Manipulator besitzt zwei orthogonal angeordnete Bogenführungen, deren Drehachsen sich in einem Punkt auf der Instrumentenachse, dem Eindringpunkt am Auge, schneiden. Zudem kann das Instrument in axiale Richtung verschoben, um die eigene Achse gedreht und eingesetzte Zangen geöffnet und geschlossen werden. Der Manipulator wird mit einem Mikroskoparm am Situs positioniert (Abbildung 3-9a).

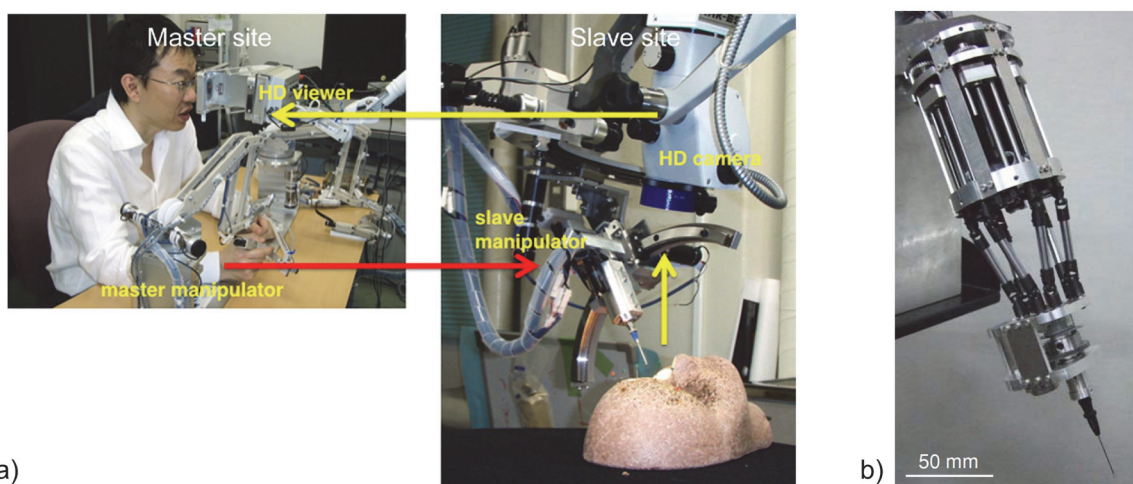


Abbildung 3-9: Telemanipulator für die Augen Chirurgie von der Universität Tokyo. a) Bedienkonsole mit Stereodisplay; Manipulator mit HD-Stereokamera am Phantom. Entnommen aus Ueta *et al.* (2009). b) Zweite Generation des Manipulators mit Parallelkinematik. Entnommen aus Nakano *et al.* (2009).

Das System verwendet Einweginstrumente der Fimra Alcon (Fort Worth, USA). Unter den etwa zehn verfügbaren Instrumenten befinden sich Scherchen, Zängchen und Kanülen. Es ist damit das einzige System, welches in größerem Umfang Standardinstrumente nutzen kann. Die Steuerung erfolgt über einen Master-Manipulator mit sieben Freiheitsgraden an einem separaten Arbeitsplatz. Eine Bewegungsskalierung bis Faktor 1:40 kann eingestellt werden. Zur Bildgebung wird eine Stereo HD-Kamera am Phantom und ein Stereodisplay am Arbeitsplatz verwendet. Die Positioniergenauigkeit beträgt etwa 30 μm . Das System wurde an Schweineaugen evaluiert.

Aufgrund der Sperrigkeit des Manipulators wurde ein neuer Manipulator mit Hybridkinematik (kombinierte Parallel- und Seriellkinematik) entwickelt und von Nakano *et al.* (2009) vorgestellt (Abbildung 3-9b). Das System besteht aus zwei Manipulatoren mit jeweils sieben Freiheitsgraden (drei translatorisch, drei rotatorisch, einen zum Greifen). Die translatorischen Bewegungen und zwei rotatorische Bewegungen werden durch eine Parallelkinematik realisiert. Das Drehen und Schließen der Einwegzangen erfolgt durch seriell angeordnete Antriebe. Der Arbeitsraum im Auge beträgt etwa 5 x 5 mm². Im Auge stehen durch die Fixierung an der Einstichstelle noch fünf Freiheitsgrade (x-y-z, Schwenken, Neigen) zur Verfügung. Der Manipulator ist 240 mm lang, hat einen Durchmesser von 76mm und wiegt 1,1 kg. Er wird ebenso wie der Vorgänger von einem Mikroskoparm gehalten. Auch die Steuerkonsole und das Bildgebungssystem wurden beibehalten. Eine Linie konnte in einem Experiment mit einem durchschnittlichen Fehler (euklidischer Abstand) von etwa 20 μm (60 μm manuell) gefolgt werden. Gegenüber der manuellen Versuchsdurchführung verlängerte sich die Versuchsdauer dabei um Faktor fünf (Ueta *et al.*, 2010).

Handgeführte Medizinroboter

Steady Hand Eye Robot I, II: Ein weiteres Telemanipulatorsystem für die Augenchirurgie stellen Taylor *et al.* (1999) mit dem *Steady Hand Eye Robot I* vor. Der Roboter verfügt über sieben Freiheitsgrade; vier Lineare und drei Rotatorische. Das chirurgische Instrument ist am Roboter über einen Kraftmomentensensor befestigt (Berkelman *et al.*, 2000). Durch Kraftausübung am Instrument kann der Chirurg dieses bewegen. Ein mechanisches Modul ermöglicht die Rotation des Instrumentes um einen Pivot-Punkt (RCM, remote center of motion) am Instrument. Durch virtuelle Grenzen kann die Instrumentenbewegung durch vorher definierte Strukturen eingegrenzt werden (Abbott *et al.*, 2003; Bettini *et al.*, 2002). Die Eignung des *Steady Hand Eye Robot I* wurde für die Perforation der Stapesfußplatte bei einer Stapedotomie experimentell untersucht. Ein menschliches Felsenbein wurde auf einem Kraftsensor befestigt und von Probanden an einer eingezeichneten Stelle der Stapesfußplatte perforiert. Die Abweichung von der Sollposition wurde nach dem Versuch visuell vermessen. Dabei wurde festgestellt, dass das System die Leistung von unerfahrenen Studenten zwar verbessert, die von erfahrenen Chirurgen aber hinsichtlich Präzision deutlich verschlechtert (Rothbaum *et al.*, 2002). In einer zweiten Version des Roboters wurde unter anderem die Anzahl der Freiheitsgrade um zwei reduziert. Ein x-y-z-Tisch mit zwei zusätzlichen rotatorischen Freiheitsgraden ermöglicht nun die Instrumentenbewegung (Iordachita *et al.*, 2006). Statt einer mechanischen Lösung für die Rotation des Instrumentes um die Einstichstelle wurde eine Softwarelösung implementiert (vgl. Kapitel 3.5). Diese Maßnahmen sollten bestehende Probleme wie sperriger Aufbau und unergonomisch Handhabung sowie Bedienung beseitigen. Das System hat einen Arbeitsbereich von 100 x 100 x 100 mm³ bei einer Präzision von etwa 5 μm (Mitchell *et al.*, 2007). In einer dritten Version, dem *Steady Hand Eye Robot II* wurde ein Häkchen mit integrierter Kraftsensorik in zwei Freiheitsgraden integriert (Abbildung 3-10). Das Drehen des Instrumentes um den Pivot-Punkt erfolgt in dieser Version wieder rein mechanisch, da der softwaregesteuerte fiktive Drehpunkt des Vorgängers hohe Geschwindigkeiten der x-y-z-Achsen zur Folge hatte. Weitere Instrumente wie Zängchen stehen nicht zur Verfügung, werden aber für die künftige Weiterentwicklung als zwingend notwendig erachtet. Zudem sollen künftige Arbeiten die Integration in eine klinische Umgebung ermöglichen. Das System wurde bisher an Hühnereiern evaluiert (Üneri *et al.*, 2010).

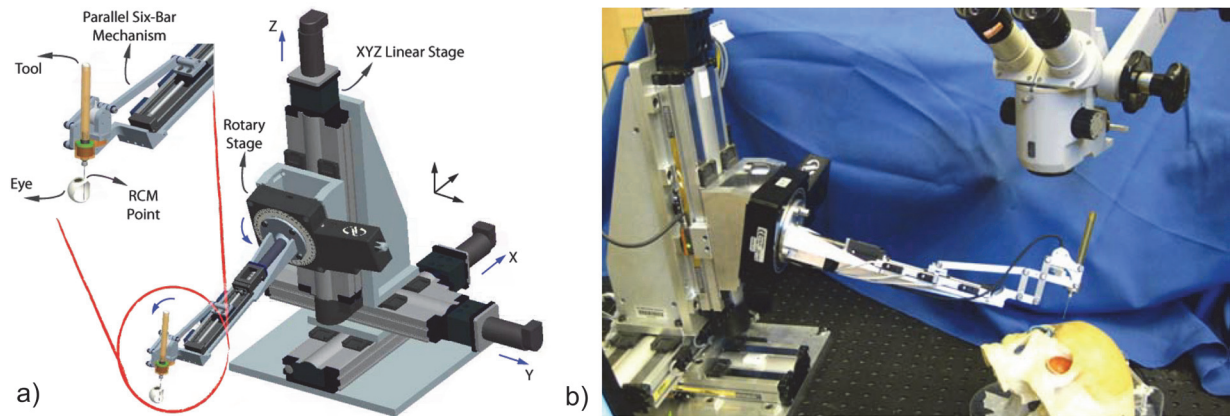


Abbildung 3-10: Steady Hand Eye Robot II (SHR-II): a) CAD-Modell des Systems mit Detailansicht des RCM-Moduls. b) SHR-II mit Mikroskop an einem Kopfphantom. Entnommen aus Üneri *et al.* (2010).

Mikromaschinen

Micron: Das System Micron ist eine handgehaltene Mikromaschine, welche den Tremor der Hand an der Instrumentenspitze aktiv ausgleichen soll. Die Bewegungen des Instrumentes werden mit Beschleunigungssensoren erfasst und die Tremorbewegungen der Instrumentenspitze mit drei Piezoaktoren entsprechend korrigiert. Die Tremoramplitude soll so um etwa 30 % reduziert werden können. Das System wiegt etwa 170 g, hat eine Länge von 210 mm und einen Durchmesser von 22 mm. Als Anwendungsbeispiel wird das Einspritzen von Wirkstoffen in die retinale Vene zur Behandlung einer Venenverstopfung (Okklusion) beschrieben (Ang *et al.*, 2000; Riviere *et al.*, 2003). Das System wurde in Experimenten evaluiert. Es hat sich gezeigt, dass der Tremor von unerfahrenen Studenten deutlich reduziert werden kann. Der Tremor eines erfahrenen Augenchirurgen allerdings nicht (Choi *et al.*, 2007). Bereits 1992 wurde ein ähnliches System mit zwei Freiheitsgraden und elektromagnetischer Aktuierung vorgestellt (Bose *et al.*, 1992).

3.2.3 Instrumentenführungssysteme für die Mikro-Neurochirurgie

Eine Vielzahl von Instrumentenführungssystemen in der Neurochirurgie richten einen Nadelhalter anhand von präoperativen oder intraoperativen Bilddaten (MRT, CT) so aus, dass ein definiertes Ziel getroffen werden kann. Damit zielen Sie auf eine Ersetzung von sogenannten stereotaktischen Rahmen, sind aber nicht in der Lage Instrumente zu führen. Beispiele sind die Systeme NeuroMate (Li *et al.*, 2002) oder Minerva (Glaser *et al.*, 1993). Weitere Systeme sind in Übersichtsartikeln wie Rizun *et al.* (2004) aufgeführt. Im Folgenden werden lediglich Systeme beschrieben, welche die Bewegung von mikrochirurgischen Instrumenten in der Neurochirurgie erlauben.

Telemanipulatoren

NeuroArm: NeuroArm ist ein MRT-kompatibler Roboter und Telemanipulator mit zwei Armen (Abbildung 3-11a). Er kann in stereotaktischen Hirnoperationen verwendet werden um Nadeln oder Sonden relativ zum Patienten auszurichten. Zudem können die Arme telemanipuliert über eine entfernte Steuerkonsole bewegt werden. Jeder Arm besitzt sieben Freiheitsgrade und kann spezielle, auswechselbare Instrumente der Neurochirurgie aufnehmen. An den Instrumentenaufnahmen sind dreiaxige Kraftsensoren angebracht. Die Kräfte können an zwei PHANTOM Steuerkonsolen rückgekoppelt werden. Die Steuerung erlaubt eine Skalierung der Bewegung und das Filtern des Tremors des Chirurgen. Beide Arme sind auf einer verfahrbaren Plattform befestigt. Das System ist 0,9 m hoch,

0,6 m breit und wiegt etwa 230 kg. Das System wurde vielfach klinisch eingesetzt (Sutherland *et al.*, 2006, 2008).

NeuRobot: NeuRobot ist ein telemanipuliertes Mikromanipulatorsystem für die minimalinvasive Neurochirurgie. Das System verfügt über ein starres Endoskop mit 10 mm Durchmesser, welches mit drei Instrumenten, einer Stereo-Kamera und einer Lichtquelle ausgestattet ist (Abbildung 3-11b, c). Als Instrumente stehen Zängchen und Scherchen mit 1 mm Durchmesser zur Verfügung, welche sich drehen sowie vor- und zurückschieben lassen. Die Schrittweite der Instrumentenbewegung beträgt etwa 20 μm . Der Manipulator wird von einem fahrbaren Führungssystem mit sechs angetriebenen Freiheitsgraden am Situs ausgerichtet. Dies geschieht durch Bedienung an einem Touch-Display. Die Zangen werden durch jeweils einen Joystick mit drei Freiheitsgraden von einer entfernten Arbeitsstation aus gesteuert (Hongo *et al.*, 2002). Das System wurde bereits am Patienten evaluiert (Hongo *et al.*, 2006).

Micro Neuro Surgical System: An der Universität Tokyo wird ein neurochirurgischer Mikromanipulator entwickelt. Der Manipulator (Slave) verfügt über zwei Arme mit jeweils einer aktuierten Zange. Der Arm kann die Zange in sechs Freiheitsgraden bewegen. Die serielle Kinematik verfügt über einen x-y-z-Tisch und aufgesetzter sphärischer Schwenkeinheit mit zwei Freiheitsgraden. Zudem lässt sich das Instrument um die eigene Achse drehen. Jeder Arm ist auf einer am Boden stehenden Plattform montiert. Der Arbeitsraum beträgt 50 x 50 x 400 mm³ (x-y-z). Bisher stehen zwei Instrumente zur Verfügung (Asai *et al.*, 2004; Baek *et al.*, 2010). Gesteuert werden die beiden Manipulatorarme von einem entfernten Master-Manipulator mit Krafrückkopplung. Als Bildgebung steht ein Stereodisplay zur Verfügung. Das System wurde an Phantomen evaluiert (Takahashi *et al.*, 2008).

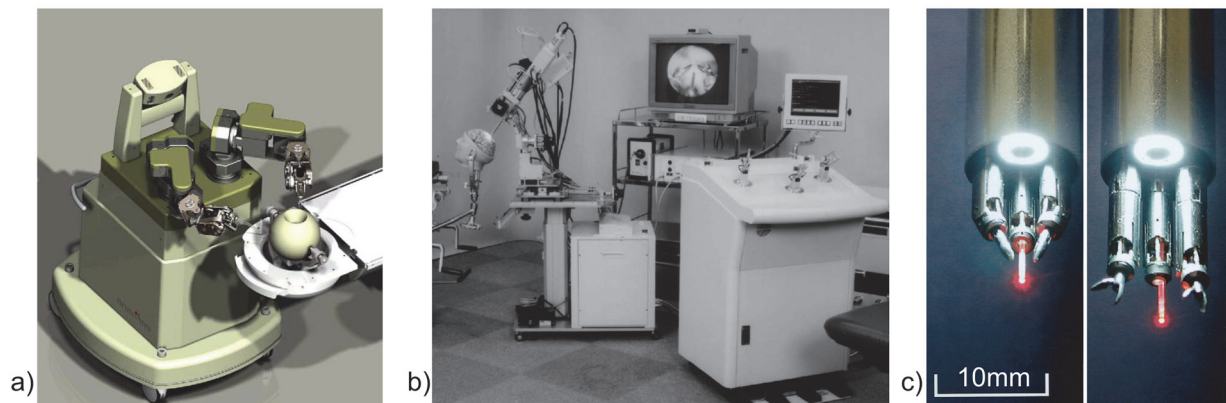


Abbildung 3-11: Telesmanipulationssysteme für die Mikro-Neurochirurgie. a) NeuroArm Simulation am Kopfphantom. Entnommen aus McBeth *et al.* (2004). b, c) NeuRobot Gesamtsystem und flexible Manipulatoren im starren Endoskop. Entnommen aus Hongo *et al.* (2006; 2002).

3.2.4 Instrumentenführungssysteme für die Mikro-Gefäßchirurgie

Für das Operieren an kleinsten Gefäßen, zum Beispiel zur Gewebetransplantation oder zum Legen von Bypässen (Koronarchirurgie) wurden zwei Telesmanipulationssysteme entwickelt, welche im Folgenden vorgestellt werden. Als Hauptaufgabe wird bei beiden Systemen das Vernähen von Gefäßen beschrieben.

Telesmanipulatoren

UBC: Ein Telesmanipulator für mikrochirurgische Experimente an Kleinstgefäßen (mikrovaskulär) mit Krafrückkopplung wurde an der University of British Columbia (UBC) entwickelt und 1992 erstmals publiziert (Salcudean *et al.*, 1992). Er besteht aus einem handelsüblichen Knickarmroboter (PUMA) der

zur Grobpositionierung dient und einem an dessen Spitze angebrachten faustgroßen Mikromanipulator. Der Mikromanipulator beruht auf dem Prinzip des magnetischen Schwebens und besitzt sechs Freiheitsgrade mit einem Arbeitsbereich von jeweils 3,4 mm translatorisch bzw. 20 ° rotatorisch. Die Positionsaufösung beträgt 0,5 µm. Die Bandbreite für die Positionierung beträgt 20-30 Hz bei einer Amplitude von 2 mm. Es können Kräfte bis 1,2 N aufgebracht werden. Die Steuerung erfolgt über einen Master-Manipulator, welcher ebenfalls an der Spitze des Industrieroboters befestigt ist und lediglich eine vergrößerte Variante des Mikromanipulators darstellt. Die Skalierung der Kraft und der Bewegung sind innerhalb gewisser Grenzen frei einstellbar (Salcudean und Yan, 1994). In weiteren Arbeiten wurde eine Pinzette mit Kraftsensorik entwickelt, welche über einen Solenoid Aktor angetrieben wird. Die Pinzette hat einen Bewegungsbereich von 2,5mm und eine Schließkraft von 0,1 N (Ku und Salcudean, 1996). Das System wurde experimentell an einem Phantom getestet. Das Phantom besteht aus drei Glasröhrchen mit 1mm Höhe und 0,3 mm Innendurchmesser. Eine Mikronadel sollte ohne Berührung in die Röhrchen geführt werden. Die Skalierung zwischen Manipulator und Eingabeeinheit wurde variiert und betrug 1:6, 1:4 bzw. 1:2. Das Experiment wurde von zehn Robotikstudenten durchgeführt. Mit einer Skalierung von 1:4 und 1:6 zeigten die Probanden mit Manipulator eine um bis zu 59% geringere Fehlerquote als rein manuell, allerdings auch mit einer deutlichen Verlängerung der Versuchszeit um etwa Faktor 2 (Salcudean *et al.*, 1997).

Micro-Vessel Surgical System: Ein Telemanipulationssystem zum Vernähen von Kleinstgefäßen mit einem Durchmesser von unter einem Millimeter wird von Mitsubishi *et al.* (1998) vorgestellt. Das System besteht aus einem Master-Manipulator, zwei Slave-Manipulatoren und einem Mikroskopmanipulator. Jeder Slave-Manipulator besitzt neun Freiheitsgrade in serieller Anordnung. Drei translatorische Freiheitsgrade werden zur Grobpositionierung eines Balkenparallelogramms verwendet. Das Balkenparallelogramm ermöglicht die Rotation des Instrumentes in zwei Freiheitsgraden um einen fiktiven Drehpunkt am Instrument. Ein weiterer Freiheitsgrad dient der Rotation des Instrumentes um die eigene Achse. Am Ende dieser kinematischen Kette befindet sich eine weitere serielle Kinematik mit drei Freiheitsgraden, welche der Feinpositionierung des Instrumentes dient. Der Arbeitsraum der Grobpositioniereinheit beträgt 165 x 165 x 80 mm³, der der Feinpositioniereinheit 10 x 10 x 10 mm³. Das System verfügt über eine Kraftrückkopplung am Master-Manipulator, welche sechs Freiheitsgrade besitzt. Zur Evaluation des Systems wurde ein Blutgefäß mit 1mm Dicke vernäht.

3.3 Ausgewählte Miniaturrobotiksysteme für sonstige chirurgische Eingriffe

In diesem Kaptitel werden ausgesuchte Robotiksysteme vorgestellt, welche sich durch ihren Aufbau und ihrer geringen Größe dem in dieser Arbeit vorgestelltem System ähneln, allerdings nicht für mikrochirurgische Eingriffe ausgelegt sind.

RoboPoint, TUM-Point: In der Gruppe um Prof. Lüth wurde der modulare, autoklavierbare Miniaturroboter *RoboPoint* entwickelt. Einsatzgebiete sind unter anderem das Führen von Fräsern in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie oder das Ausrichten von Biopsienadeln (Schauer *et al.*, 2003b). Der Roboter basiert auf einem Modul mit Kreuzschlittenkinematik und zwei translatorischen Freiheitsgraden. Durch das Stapeln zweier solcher Module stehen zusätzlich zwei rotatorische Freiheitsgrade zur Verfügung. Die Bewegung in axialer Instrumentenrichtung und ein eventuell notwendiges Drehen des Instrumentes erfolgen manuell durch den Chirurgen. Ein Modul besitzt einen Arbeitsbereich von 60 x 60 mm² und erreicht eine Kraft von etwa 20 N. Die Antriebseinheiten, welche die Motoren und Encoder enthalten, lassen sich von der sterilisierbaren Kinematik abkoppeln. Über zwei Gelenkarme kann das System direkt am OP-Tisch befestigt werden. Die Kraft am Instrument kann aus den Achsengeschwindigkeiten abgeleitet werden (Schauer *et al.*, 2003a). Die Positionierung am Patienten erfolgt über ein optisches Navigationssystem. Sobald das Instrument in das geplante Fräsvolumen bewegt wird, startet der automatische Fräsvorgang. Wird der Fräskopf aus dem geplanten Volumen herausbewegt, so reduziert sich auch die Fräserleistung. Diese als *Navigated Control* bezeichnete und

patentierte Technologie wird auch ohne Fräsroboter eingesetzt (Lüth *et al.*, 2001). Eine Weiterentwicklung des Systems führte zum TUM-Point mit dem Ziel des Führens von Endoskopen und Instrumenten in der HNO-Chirurgie. Das *TUM-Point* System erlaubt Geschwindigkeiten bis 1,5 mm pro Sekunde. Die relative Genauigkeit beträgt $0,8 \text{ mm} \pm 0,24 \text{ mm}$. Eine Reproduzierung der Kinematik mit Rapid Manufacturing Verfahren (3D-Druck und Vakuummuss) wurde untersucht (Koulechov *et al.*, 2006). Aufgrund der unterschiedlichen Anforderungen für das Führen von Endoskopen und Instrumenten wurden in der Folge spezialisierte Systeme entwickelt: das in dieser Arbeit vorgestellten Mikro-Telemanipulatorsystem, ein Endoskop-Manipulatorsystem (Krininger *et al.*, 2009) und ein System zum Führen von Optiken mit großer Brennweite (Exoskop) als Mikroskopersatz (Kraus *et al.*, 2009).

MicroAssistant: Lenze und Hein (2005) stellen ein Robotiksystem für Fräsarbeiten am Felsenbein vor. Das System verfügt über eine Kreuzschlittenkinematik mit zwei Freiheitsgraden (x - y). Der eingesetzte Fräser wird vom Chirurgen per Hand in axialer Instrumentenrichtung gesenkt, wobei ein Navigationssystem zur Tiefenkontrolle unterstützend zur Verfügung stet.

Navigated Control: Ein Sondersystem zum präzisen Entfernen oder Schützen von Gewebe stellt das Verfahren *Navigated Control* dar. Es handelt sich um eine Leistungssteuerung für abtragende Instrumente auf Basis von Navigationsdaten (Lüth *et al.*, 2001). Die Position eines Shavers, eines Fräasers, eines Lasers, einer Säge oder eines anderen aktiven Instrumentes wird von einem Navigationssystem fortlaufend mit Hilfe von Lokalisatoren (Tracker) erfasst. Ebenso wird die Position des Patienten erfasst. In einer präoperativen Planung wird ein Volumen markiert, welches durch das Instrument abgetragen werden soll oder welches das System schützen soll (Risikostruktur). Das Volumen kann beispielsweise in CT- oder MRT-Aufnahmen eingezeichnet werden. Nach der Bestimmung der Transformationsmatrizen vom Koordinatensystem des Patiententrackers, des Instrumententrackers und der Bilddaten (Registrierung) erfolgt die eigentliche Operation. Sobald sich das Instrument außerhalb des markierten Bereiches befindet oder in der Nähe einer Risikostruktur, wird die Leistung des Instrumentes gedrosselt. Das Verfahren wird beispielsweise in der Neurochirurgie (Lüth und Hein, 2002) oder in der HNO-Chirurgie (Shi *et al.*, 2010) angewendet.

3.4 Telepräsenste Mikromontage in der Industrie

Die Interaktion mit sehr kleinen Objekten ist auch im Bereich der industriellen Mikromontage höchst anspruchsvoll. Kleine Losgrößen und Prototypen werden manuell montiert mit ähnlichen Problemen wie in der Mikrochirurgie, wie beispielsweise eingeschränkte Sicht, begrenzte Fingerfertigkeit und ungünstige ergonomische Bedingungen. Etliche Mikro-Telemanipulationssysteme wurden entwickelt um kleinste Bauteile, wie etwa Zahnräder in einem Uhrwerk, telemanipuliert montieren zu können. Kunstmann (1999) entwickelte ein Telemanipulationssystem mit haptischem Eingabegerät für drei Freiheitsgrade. Im Rahmen des Sonderforschungsbereiches 453 *Telepräsenz und Teleaktion* der DFG wurden unter anderem Technologien und Systeme für die telemanipulierte Mikromontage entwickelt (Petzold, 2008; Reinhart *et al.*, 2004; Reiter *et al.*, 2009). Trotz der Ähnlichkeit der zugrundeliegenden Anforderungen hinsichtlich der Handhabungsaufgaben unterscheiden sich die Einsatzbedingungen im industriellen Umfeld grundlegend von denen in einem Operationssaal. Aus diesem Grund wird die industrielle telepräsenste Mikromontage im weiteren Verlauf dieser Arbeit nicht separat betrachtet.

3.5 Kinematiken mit fiktivem Drehpunkt

Ein häufiges Problem bei medizinischen Instrumentenführungssystemen ergibt sich aus der Aufgabenstellung, das Instrument um einen definierten Punkt drehen zu können (Pivot-Punkt, ortsfester Momentanpol). Häufig ist es erforderlich, dass dieser Drehpunkt nicht Teil der eigentlichen Kinematik ist (fiktiver Drehpunkt, remote center of motion RCM). Bei minimalinvasiven Operationen wie der Laparoskopie oder der Augenchirurgie muss der Drehpunkt an der Einstichstelle liegen, da eine

translatorische Bewegung des Instrumentes parallel zur durchstochenen Oberfläche zu Verletzungen führen würde. Andere Anwendungen verlangen eine Drehung des Instrumentes um die Instrumentenspitze. Eine Vielzahl von Mechanismen und Methoden wurde für die Realisierung eines fiktiven Drehpunktes entwickelt. Dabei können grundsätzlich rein mechanische Lösungen von softwaretechnischen Lösungen unterschieden werden. Daneben sind auch Sondersysteme vorhanden, die eine Mischung aus beiden darstellen oder deren Drehpunkt nur innerhalb gewisser Grenzen annähernd ortsfest ist.

3.5.1 Mechanisch definierter, fiktiver Drehpunkt

Es sind verschiedene Kinematiken bekannt, welche einen ortsfesten, fiktiven Drehpunkt besitzen. Es handelt sich bei den in der Medizintechnik verwendeten Systemen um ebene Getriebe und sphärische Getriebe. Ein Vorteil der rein mechanischen Lösung ist, dass für eine Rotation um den fiktiven Drehpunkt pro Freiheitsgrad nur ein Antrieb benötigt wird. Eine komplexe Bewegung kann somit steuerungstechnisch einfach realisiert werden. Zudem sind die Systeme sehr sicher, da die Position des fiktiven Drehpunktes von der Mechanik inherent vorgegeben ist. Ein Ausfall des Antriebes führt zum Stillstand des Freiheitsgrades, aber in keinem Fall zu einer translatorischen Verschiebung des Drehpunktes.

Ebene Getriebe

Ebene Getriebe mit fiktivem Drehpunkt basieren auf den Eigenschaften der parallelogrammförmigen Viergelenke. Häufig werden Balkenparallelogramme oder Riemenparallelogramme verwendet. Das *Balkenparallelogramm* besteht aus zwei gekoppelten Viergelenken, wie in Abbildung 3-12a dargestellt. Die Kinematik besitzt sechs Glieder (1-6), die durch sieben Rotationsgelenke (I-VII) miteinander verbunden sind. Die beiden Viergelenke sind durch die gemeinsamen Glieder 4 und 3 verbunden. Eine Rotation um das Gelenk I führt zu einer reinen Rotation des Gliedes 6 um den fiktiven Drehpunkt (remote center of motion, RCM). Durch eine axiale Rotation um das Glied 1 (gestrichelte Linien) durch einen weiteren Antrieb kann das Instrument (Glieder 6) in zwei Freiheitsgraden um einen Punkt geschwenkt werden. Ist das Instrument in axialer Richtung des Glied 6 linear gelagert, so kann das Instrument in die Operationsstelle hinein- und herausgeschoben werden. Das *Riemenparallelogramm* entspricht der Umsetzung des Balkenparallelogramms mit Hilfe von Riemenpaarungen (Abbildung 3-12b). Anwendung finden Balkenparallelogramme und Riemenparallelogramme beispielsweise beim kommerziell verfügbaren Telemanipulationssystem *DaVinci* (Intuitive Surgical Inc., Sunnyvale, USA) sowie für die Forschungssysteme *Steady Hand Eye Robot* im Bereich der Augenchirurgie (Stoianovici *et al.*, 1998; Taylor *et al.*, 1999) und *LARS* für laparoskopische Eingriffe (Taylor *et al.*, 1995).

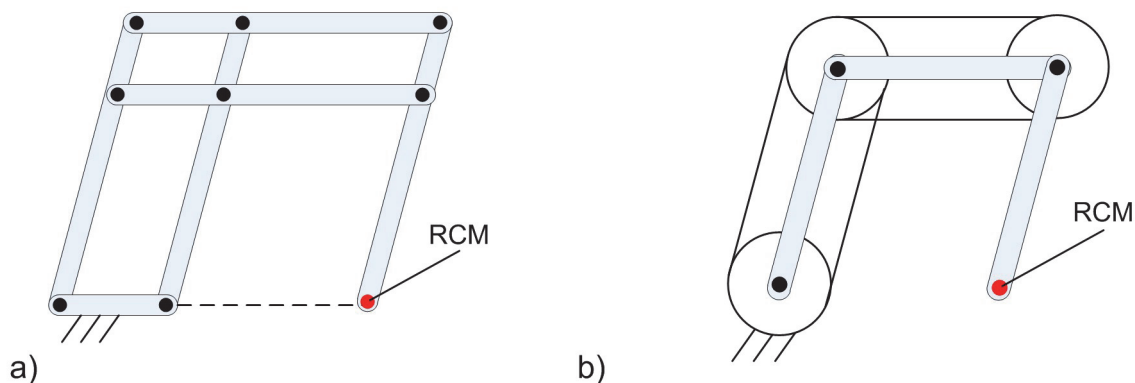


Abbildung 3-12: Ebene Getriebe mit fiktivem Drehpunkt (remote center of motion, RCM). a) Balkenparallelogramm b) Riemenparallelogramm.

Sphärische Getriebe

Sphärische Getriebe bestehen aus Gliedern, die über Bogenführungen oder Drehgelenke miteinander verbunden sind und deren Drehachsen sich in einem Punkt schneiden (Abbildung 3-13a, b). Der Schnittpunkt der Drehachsen entspricht dem fiktiven Drehpunkt (remote center of motion, RCM).

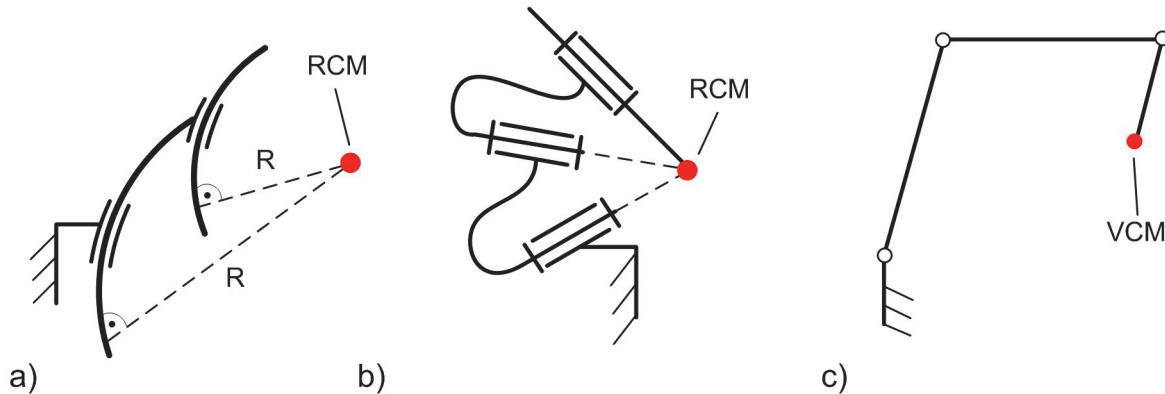


Abbildung 3-13: a-b) Sphärische Getriebe mit fiktivem Drehpunkt (remote center of motion, RCM). a) Zwei Bogenführungen können so kombiniert werden, dass sie einen gemeinsamen fiktiven Drehpunkt besitzen. b) Sphärische Kinematik aus Drehgelenken, deren Achsen sich im fiktiven Drehpunkt schneiden. c) Softwaregesteuerter fiktiver Drehpunkt: Die Steuerung der Antriebe ist so programmiert, dass das Instrument um einen wählbaren Punkt rotiert (auch virtuel center of motion, VCM).

Das einfachste sphärische Getriebe ist ein Drehgelenk mit einem oder zwei Freiheitsgraden. Der Drehpunkt liegt dabei im Drehgelenk. Das laparoskopische Endoskophaltesystem ViKY (EndoControl) muss aus diesem Grund unmittelbar am Trokar platziert werden, um eine translatorische Bewegung des Trokars zu vermeiden (Berkelman *et al.*, 2003; Long *et al.*, 2007). Das *Robot Assisted Vitreoretinal Surgery System* der Universität Tokio besitzt ein sphärisches Getriebe basierend auf zwei seriell angeordneten Bogenführungen und einem Drehgelenk zum Drehen des Instrumentes (Ueta *et al.*, 2009). Ein weiteres System mit Bogenführungen wurde für die Korrektur von Schädelfrakturen entwickelt (Taylor, 1997). Das System *RobOtol* für die Augen Chirurgie verwendet drei seriell angeordnete Rotationsgelenke, deren Achsen sich in einem Punkt, dem fiktiven Drehpunkt, schneiden (Miroir *et al.*, 2010). Das System SMOS für die Augen Chirurgie realisiert den fiktiven Drehpunkt mit einer Bogenführung und zwei rotatorischen Gelenken (Guerrouad und Vidal, 1989). In der Neurochirurgie werden sphärische Getriebe beispielsweise vom *Micro Neuro Surgical System* (Baek *et al.*, 2010) oder dem *NeuRobot* (Hongo *et al.*, 2002) verwendet.

3.5.2 Softwaregesteuerter, fiktiver Drehpunkt

Besitzt ein Manipulator oder ein Roboter ohne mechanisch definierten, fiktiven Drehpunkt genügend Freiheitsgrade und Arbeitsraum, um das Instrument theoretisch um einen Punkt drehen zu können, so lässt sich ein entsprechendes Verhalten in der Robotersteuerung hinterlegen (Abbildung 3-13c). Die gewünschte Bewegung wird dann von einer Software gesteuert (aktiv) oder per Hand kontrolliert (passiv), wobei auch Mischformen existieren. Häufig kann das Drehzentrum der Kinematik innerhalb gewisser Grenzen frei gewählt werden. In der Mikro-Augenchirurgie verfügt das System *Robot Assisted Vitreoretinal Surgery*, eine Parallelkinematik mit sechs Freiheitsgraden, über einen softwaregesteuerten fiktiven Drehpunkt. Weitere Beispiele, aus der Gruppe von Professor Lüth, sind das *Endoscope Manipulator System (EMS)* für die Endoskopführung in der HNO-Chirurgie (Krinninger *et al.*, 2009) sowie der isozentrische C-Bogen für das intraoperative Aufnehmen von 3D Röntgenbilddaten (Tita und Lüth, 2007).

3.6 Defizite am Stand der Technik

In diesem Abschnitt wird der Stand der Technik kritisch betrachtet und es werden Defizite hinsichtlich der Problemstellung aus Kapitel 1 aufgezeigt.

Instrumentenführungssysteme für die Mikro-HNO-Chirurgie

Allen Forschungsgeräten für die Mikro-HNO-Chirurgie ist gemein, dass nur wenige Instrumente, meist ein einzelnes Häkchen oder Zängchen, zur Verfügung stehen. Auch Lösungen zum Wechseln der Instrumente finden sich in den Forschungsprojekten kaum. Bis auf wenige Ausnahmen ist aufgrund von fehlenden Sterilisationskonzepten, nicht ausgereiften Bediensystemen und mangelnden Sicherheitsvorkehrungen ein Einsatz am Patienten grundsätzlich nicht möglich.

Telemanipulationssysteme für die Mikro-HNO-Chirurgie sind als große Standgeräte ausgeführt, welche zum Betrieb den gesamten Arbeitsraum am OP-Tisch benötigen. Die Arbeitsstationen zur Bedienung der Telemanipulatoren sind vom OP-Tisch separiert und nicht steril. In der Laparoskopie hat sich dieses Bedienkonzept als erfolgversprechend herausgestellt, da vor dem eigentlichen Manipulator-einsatz lediglich einfache Zugänge (Ports) durch die Bauchdecke zu setzen sind und die Anzahl der verwendeten Instrumente überschaubar ist. Der gesamte Eingriff kann anschließend telemanipuliert durchgeführt werden. Die ergonomischen Vorteile des Manipulatoreinsatzes sind über die gesamte OP-Dauer hin gültig.

Das für die Mittelohrchirurgie ausgelegte *RobOtol*-System geht von demselben Bedienkonzept aus, obwohl sich die Bedingungen in der Mittelohrchirurgie davon deutlich unterscheiden. Der Zugang zum Operationsgebiet ist meist deutlich aufwändiger und muss während der Operation teilweise erweitert werden. Das verwendete Instrumentarium ist umfangreich und verschiedenartig. Für viele einfache Operationsschritte besteht derzeit kein Automatisierungsbedarf, da der Chirurg die Tätigkeiten problemlos und schnell durchführen kann. Einige Operationsschritte hingegen fordern und belasten den Chirurgen derart, dass ein Assistenzsystem sinnvoll erscheint. Der Aufwand, für solch einen einzelnen Operationsschritt, ein komplexes und großes Telemanipulationssystem am OP-Tisch steril abzudecken, auszurichten und von einer entfernten Arbeitsstation aus zu bedienen, steht mit dem Nutzen in keinem Verhältnis. Insbesondere, wenn darauffolgende Operationsschritte manuell schneller und mit gleicher Qualität durchgeführt werden können.

Die testweise Anwendung des DaVinci-Systems für Operationen an den Nasennebenhöhlen zeigte, dass das System für die Anwendung am Kopf zu groß und komplex ist (Strauss *et al.*, 2005). Das *DaVinci*-System eignet sich zudem aufgrund der großen und dicken Instrumente und dem kinematischen Aufbau (Balkenparallelogramm mit fiktivem Drehpunkt an der Einstichstelle) nicht für den Einsatz am Mittelohr.

Mikromaschinen ermöglichen die automatische Durchführung eines einzelnen Operationsschrittes, beispielsweise dem Perforieren der Stapesfußplatte (*MicroDrill*) oder dem Einführen von Cochlea-Elektroden. Sie können bei entsprechender Eignung die Qualität eines Operationsschrittes konstant hoch halten. Durch den kleinen Aufbau und die geringe Systemkomplexität können sie prinzipiell in bestehende Operationsabläufe eingegliedert werden. Das *MicroDrill* System verfügt über ein praktikables Sterilisationskonzept und Bedienkonzept und konnte damit bereits am Patienten eingesetzt werden. Der Nachteil des Konzeptes ist in der starken Spezialisierung zu sehen, womit nur einem kleinen Teil der genannten Probleme aus Kapitel 1 begegnet werden kann. Eine Verbesserung der Präparationsleistung bei der Führung von Zängchen und Mikroinstrumenten ist nicht möglich.

Sondersystem: Die rein mechanische Führungshilfe von Manrique *et al.* (2007) zur Präparation der Cochlea kann zwar die Präparationsleistung durch verbesserte Abstützung des Instrumentes theoretisch verbessern, behebt aber nicht die ergonomischen Defizite bei der Armhaltung. Die Führungshilfe muss durch Schrauben am Schädel fixiert werden und erhöht damit die Invasivität des Eingriffs. Der Bewegungsbereich beträgt nur wenige Millimeter und ist damit auf den speziellen Einsatz der Eröffnung der Cochlea beschränkt.

Instrumentenführungssysteme für die Mikro-Augenchirurgie

Die größte Anzahl von mikrochirurgischen Instrumentenführungssystemen wurde für die Augenchirurgie entwickelt. Da die Anforderungen an Präzision, Arbeitsraum und Bildgebung denen der Mittelohrchirurgie ähneln, wäre eine Anwendung für diese Anwendung theoretisch denkbar. Allerdings existiert bisher kein System, welches eine Praxisreife besitzt, um am Patienten eingesetzt werden zu können. Dies liegt vor allem, wie bei den Systemen für Mikro-HNO-Eingriffe, an fehlenden Sterilisationskonzepten, fehlenden einsetzbaren Instrumenten und nicht ausreichender Sicherheitsarchitektur. Zudem sind viele der Systeme zu groß und sperrig, um im Operationssaal eingesetzt werden zu können.

Die meisten Geräte für die Mikro-Augenchirurgie sind als **Telemanipulationssysteme** ausgeführt. Alle Systeme, bis auf *RAMS*, werden von einer entfernten, nichtsterilen, großen Bedienkonsole aus gesteuert. Da die Instrumente durch Einstiche im Augapfel eingeführt werden, ähnlich wie in der Laparoskopie, könnte ein Eingriff komplett telemanipuliert durchgeführt werden. Allerdings ergibt sich der Nachteil, dass sich der Chirurg vom OP-Tisch entfernen muss und nur im Notfall zum OP-Tisch zurückkehren kann.

Die Eingabeeinheiten des *RAMS*-Systems könnten aufgrund ihrer geringen Größe theoretisch am OP-Tisch montiert und mit sterilen Folien abgedeckt werden, auch wenn die Autoren in ihren Publikationen nicht auf diese Möglichkeit eingehen. Auch der Slave-Manipulator besitzt eine geringe Größe und könnte in das OP-Setup der Mittelohrchirurgie integriert werden. Allerdings ist der Durchmesser des Roboterarmes mit 2,5 cm für einen Einsatz im Gehörgang deutlich zu groß. Die einzig verfügbaren Instrumente sind eine kleine Nadel und ein kleines Zängchen mit etwa 2 cm Länge, welche zur Präparation am Mittelohr ungeeignet sind.

Der von Ueta *et al.* (2009) vorgestellte Telemanipulator besitzt als einziges System überhaupt die Möglichkeit, Standardinstrumente zu verwenden. Es handelt sich dabei um Einweginstrumente, welche in vielfältiger Ausführung erhältlich sind. Allerdings unterscheiden sich die Instrumente deutlich von denen der Ohrchirurgie und sind dort nicht einsetzbar. Kompatible Instrumente für die Ohrchirurgie existieren bislang nicht.

Einen **handgeführten Roboter** stellt der *Steady Hand Eye Robot* (I und II) dar. Als eines der wenigen Systeme kann er direkt am OP-Tisch durch den Chirurgen bedient werden. Chirurg und Roboter führen das Instrument gemeinsam, wodurch die Bedienung sehr direkte und intuitiv ist. In der Praxis hat dieser Ansatz allerdings einige Nachteile: Die ergonomische Situation für den Chirurgen verbessert sich nicht, da Hand- und Armhaltung unverändert bleiben. Für eine Bewegung muss Kraft auf das Instrument aufgebracht werden, welche von einem Kraftsensor gemessen wird. Die Kraft muss einen definierten Schwellwert überschreiten, damit Messfehler nicht zu einer eigenständigen Bewegung des Systems führen. Diese Kraft ist deutlich größer als die sehr geringen zu applizierenden Kräfte und das geringe Instrumentengewicht. Der Chirurg erreicht also eine theoretisch höhere Präzision in der Instrumentenführung auf Kosten einer zusätzlichen physischen Belastung. In der Praxis hat sich zudem gezeigt, dass die direkte Interaktion erfahrener Chirurgen mit dem Roboter die Qualität in der Instrumentenführung eher verschlechtert. Ungeübte klinische Laien hingegen konnten sich mit dem Roboter merklich verbessern. Die initiale Kraft führt zudem zu einer elastischen Verformung der seriellen Roboterkinne-

matik. Erst sobald der Schwellwert der Kraft überschritten ist, verfährt die Kinematik. Um diese ungewollte, elastische Verformung zu minimieren, muss die Kinematik möglichst steif aufgebaut werden, was zwangsläufig zu größeren Aufbauten führt. Aufgrund seiner Größe und Sperrigkeit lässt sich das System, nach Aussage der Entwickler, nur schlecht in das OP-Setup integrieren. Zudem steht als Instrument bisher nur ein einfaches Häkchen zur Verfügung. Das Instrument kann nicht gewechselt werden. Ein Sterilisationskonzept existiert bisher nicht.

Mikromaschine: Das aktive handgehaltene *Micron*-Instrument zur Tremorreduktion kann die ergonomischen Defizite in der Mittelohrchirurgie nicht beheben. Aufgrund des um ein vielfach höheren Gewichts ist von einer schnelleren Ermüdung des Chirurgen auszugehen. Experimente haben gezeigt, dass der Tremor von erfahrenen Chirurgen nicht verbessert werden kann. Bisher ist zudem lediglich eine Nadel mit aktiver Tremorreduktion realisiert. Die Sicht auf das OP-Gebiet wäre bei einem Einsatz in der Mittelohrchirurgie durch den großen Instrumentendurchmesser von 22 mm zusätzlich eingeschränkt.

Instrumentenführungssysteme für die Mikro-Neurochirurgie

Alle im Stand der Technik betrachteten Instrumentenführungssysteme für die Mikro-Neurochirurgie arbeiten nach dem Telematulationsprinzip und werden von einer separaten Arbeitsstation aus bedient. Die Bedienung vom OP-Tisch durch den Chirurgen ist also auch bei diesen Systemen nicht möglich. Alle drei vorgestellten Systeme, *NeuroArm*, *NeuRobot* und *Micro Neuro Surgical System*, basieren auf einer großen fahrbaren Plattform. Im Fall von *NeuroArm* wiegt diese 230 kg und benötigt etwa den Platz eines operierenden Chirurgen. Die Instrumente des *NeuroArm* orientieren sich in ihrem Aufbau an Standardinstrumenten, müssen aber dennoch speziell entwickelt werden. *NeuRobot* basiert auf einem Stereo-Endoskop mit 10 mm Durchmesser, in dem drei Mikroinstrumente geführt werden, um an tiefen Stellen im Gehirn zu operieren. Der Durchmesser ist allerdings deutlich zu groß, um die Instrumente durch den Gehörgang hindurch am Mittelohr orientieren und positionieren zu können.

Instrumentenführungssysteme für die Mikro-Gefäßchirurgie

Das Vernähen von kleinsten Gefäßen von unter 1 mm soll mit den Telematulatoren *UBC* und *Micro-Vessel Surgical System* ermöglicht werden. Der Arbeitsraum der Systeme ist allerdings, mit $3,4 \times 3,4 \times 3,4 \text{ mm}^3$ beziehungsweise $10 \times 10 \times 10 \text{ mm}^3$, für die Erfordernisse der Mittelohrchirurgie zu klein. Auch die applizierbaren Kräfte von 1,2 N bei *UBC* reichen nicht für Mittelohroperationen aus. Die Bedienung der Telematulatoren erfolgt von einer entfernten Arbeitsstation aus. Durch den großen Aufbau beider Systeme, sowohl der Steuerkonsolen als auch der Manipulatorarme, ist eine Einbindung in bestehende Operationsabläufe nicht möglich.

3.7 Zusammenfassung der ungelösten Probleme

Derzeit existiert kein klinisch einsetzbares System zur Führung von mikrochirurgischen Instrumenten in der Mittelohrchirurgie. Eine Portierung von mechatronischen Systemen der Laparoskopie, beispielsweise des *DaVinci* Systems, hat sich als nicht praktikabel erwiesen. Systeme und Ansätze des Stands der Technik, welche Teile der in Kapitel 2.2 dargestellten medizinischen Problemstellung lösen könnten, weisen folgende Nachteile auf:

Mangelnde Integrierbarkeit in bestehende Operationsabläufe und in klinische Umgebung

Es existiert kein Instrumentenführungssystem, das sich in die bestehenden Operationsabläufe und das bestehende Operationssetup der Ohrchirurgie eingliedern lässt. Ein Großteil der Systeme verfügt über kein ausreichendes Sterilisationskonzept, um im sterilen Umfeld betrieben zu werden. Große, situsferne

Systeme lassen sich unter den beengten Platzverhältnissen nicht einsetzen. Kleinere, situsnahe Systeme besitzen meist einen Aufbau, der die Sicht auf das Operationsgebiet verdeckt.

Keine geeignete Benutzerschnittstelle

Handgeführte Systeme, wie der *Steady Hand Eye Robot*, und Mikromaschinen, wie das *Micron*-System, können zwar die Genauigkeit der Instrumentenführung erhöhen, lösen aber die ergonomischen Probleme der Mittelohrchirurgie nicht, da das Instrument nach wie vor vom Chirurg geführt wird. Die ungünstige Arm- und Handhaltung bleibt also bestehen. Zudem erfordern die handgeführten Systeme eine mit der Geschwindigkeit zunehmende Betätigungskraft zur Instrumentenbewegung. Gerade bei dynamischen Bewegungen führt dies zu einer zusätzlichen physischen Belastung des Chirurgen, welche die manuelle Präparationsqualität, in der Mikrochirurgie geprägt durch sehr kleine zu applizierende Kräfte, beeinträchtigt wird. Telemanipulationssysteme werden in der Regel von einer OP-Tisch fernen, nichtsterilen Arbeitsstation aus bedient. Der Chirurg wird vom OP-Tisch verdrängt und ein schneller Wechsel zwischen mechatronischer und manueller Instrumentenführung ist so nur im Notfall möglich. Dieser Ansatz ist für die Mittelohrchirurgie, bei der gerade ein solcher Wechsel häufig notwendig ist, ungeeignet.

Geringe Anzahl an Instrumenten

Lediglich ein Telemanipulationssystem der Augenchirurgie (Ueta *et al.*, 2009) beschreibt die Verwendung von Standardinstrumenten. Alle anderen Systeme verwenden ein speziell entwickeltes Instrumentarium. Meist existiert nur ein prototypisches Instrument, welches klinisch nicht einsetzbar ist. Gerade in der Mikrochirurgie des Mittelohres ist aber eine große Anzahl von Mikro-Instrumenten im klinischen Alltag erforderlich.

Fehlende standardisierte Testumgebung

Es existiert keine geeignete Testumgebung, um die Leistungsfähigkeit manueller und mechatronischer Mikro-Instrumentenführung reproduzierbar und umfassend unter realen Bedingungen quantitativ untersuchen zu können. Häufig werden entweder ex-vivo Präparate für qualitative Untersuchungen unter realen Bedingungen verwendet, oder aber einfache mechanische Messaufbauten für quantitative Messungen unter Laborbedingungen benutzt.

4 Konzept eines Mikro-Telemanipulationssystems

4.1 Eigener Ansatz

Zur Lösung der im vorigen Kapitel genannten Defizite des Stands der Technik wird im Rahmen dieser Arbeit ein Mikro-Telemanipulationssystem vorgestellt, welches sich durch folgende neuartige Eigenschaften auszeichnet und in Abbildung 4-1 dargestellt ist.

Kliniktaugliches miniaturisiertes Instrumentenführungssystem

Zur Führung der chirurgischen Instrumente wird ein Manipulator verwendet, welcher sich in bestehende Operationsabläufe durch eine Miniaturisierung der Mechanik integrieren lässt. Der mechanische Aufbau wird dabei an das bestehende Operationssetup angepasst und soll den Chirurgen weder räumlich noch visuell einschränken. Die geringen Abmessungen des Systems und ein praktikables Sterilisationskonzept erlauben die Benutzung in der klinischen Routine. Um die von dem System ausgehenden Gefahren von vornherein zu minimieren werden konstruktive Lösungen zur Erhöhung der Sicherheit, beispielsweise passive Überlastkupplungen, integriert. Alle Komponenten sind so klein und leicht, dass sie einfach am OP-Tisch befestigt werden können.

Telemanipulierte, sterile Bedienung am OP-Tisch durch den Chirurgen

Die Bedienung des Instrumentenführungssystems erfolgt durch den Chirurgen telemanipuliert direkt am OP-Tisch über eine ergonomische, sterile Steuerkonsole. Ein schneller Wechsel zwischen telemanipulierter und manueller Instrumentenführung wird durch die Integration der Steuerkonsole in den üblichen Arbeitsplatz des Chirurgen erreicht. Selbst ein paralleler Einsatz, beispielsweise zur Verwendung eines telemanipulierten Instrumentes als dritte Hand, ist damit möglich. Der Gefahr einer versehentlichen Eingabe an der Steuerkonsole durch deren unmittelbare Nähe zum Chirurgen wird durch Sicherheits-sensorik begegnet.

Verwendung von handelsüblichen Standardinstrumenten

Durch den Einsatz sterilisierbarer Instrumentenaufnahmen wird die Verwendung handelsüblicher Instrumente der Mittelohrchirurgie ermöglicht. Auch zangenförmige Instrumente werden dadurch telemanipulierbar. Klippverschlüsse ermöglichen einen schnellen Wechsel der Instrumente. Somit kann die große Vielzahl lang bewährter Instrumente unterschiedlicher chirurgischer Schulen für die telemanipulierte Instrumentenführung nutzbar gemacht werden.

Wiederverwendbares Evaluations- und Trainingssystem

Ein Felsenbeinphantom mit einer integrierten Präparationsaufgabe, welche einfach und objektiv elektronisch ausgewertet werden kann, dient der Evaluation des Mikro-Telemanipulationssystems. Die Präparationsaufgabe kann einfach wiederholt werden, wodurch eine hohe statistische Signifikanz der Ergebnisse, bei entsprechend hoher Anzahl von Wiederholungen, erzielt werden kann. Die Präparationsaufgabe kann auch für Trainingszwecke genutzt werden.

Zusätzliche Bildgebung durch Instrumentenkamera

Eine direkt an den Instrumenten befestigte Miniaturkamera ermöglicht den direkten Blick auf das Operationsgebiet, ohne dass Hände oder Instrumente die Sicht verdecken.

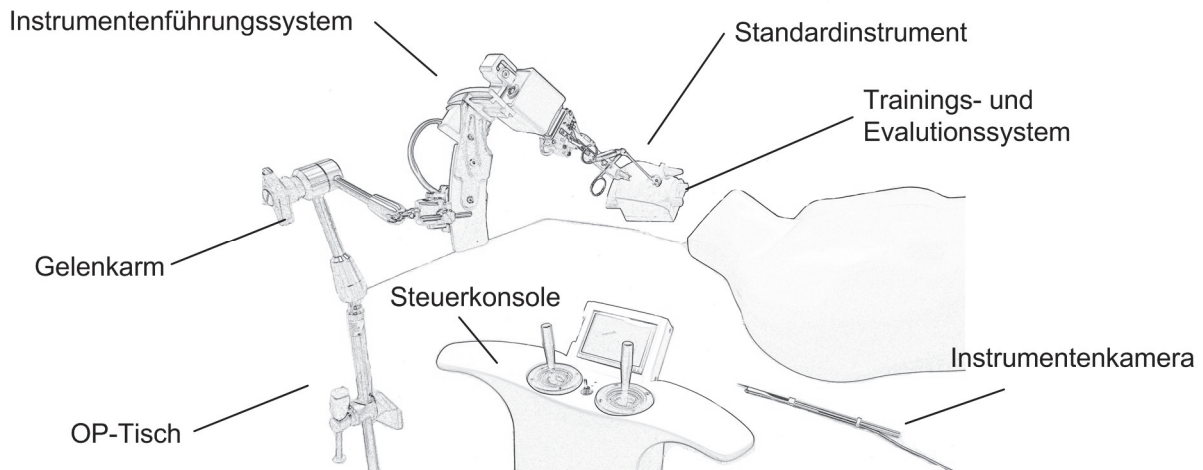


Abbildung 4-1: Eigener Ansatz zur Konzeption und Realisierung eines Mikro-Telemanipulationssystems für die Mittelohrchirurgie.

4.2 Abgrenzung

Einige Komponenten des Systems sind nicht im Rahmen dieser Arbeit entwickelt worden. Die Wichtigsten sind im Folgenden aufgeführt:

Gelenkarm zur Grobpositionierung

Ein wesentlicher Bestandteil des Systems ist ein Gelenkarm, welcher den geringen Arbeitsraum des Mikro-Telemanipulationssystems erweitert. In dieser Arbeit wird ein mechanischer Gelenkarm verwendet. Prinzipiell sind aber die meisten verfügbaren medizinischen Haltesysteme wie pneumatische oder hydraulische Gelenkarme, Deckenarme oder größere Roboter geeignet.

Instrumente

Das Mikro-Telemanipulationssystem verwendet handelsübliche chirurgische Instrumente, welche nicht im Rahmen dieser Arbeit entwickelt wurden. Als Basis wurde ein Instrumentenset der Firma *KARL STORZ* (Tuttlingen, Deutschland) verwendet. Auch Instrumente anderer Hersteller lassen sich durch auswechselbare Instrumentenadapter einfach integrieren.

Instrumentenkamera

Das Mikro-Telemanipulationssystem verfügt über eine Miniaturkamera, welche direkt am Instrument befestigt werden kann. Kernstück ist eine medizinische CCD-Kamera der Firma *Medigus* (Omer, Israel). Im Rahmen dieser Arbeit sind sterilisierbare Adapterlösungen zur Integration der Kamera entstanden.

4.3 Konzept der Einbindung in die Standard-Operationsumgebung

In diesem Kapitel wird die Einbindung des Mikro-Telemanipulationssystems in das chirurgische Umfeld der Mittelohrchirurgie beschrieben. Es wird gezeigt, dass sich das System in das bestehende Operationssetup problemlos integrieren lässt, und dem Chirurgen jederzeit die Wahl lässt, ob er manuell oder telemanipuliert operieren möchte (Abbildung 4-2).

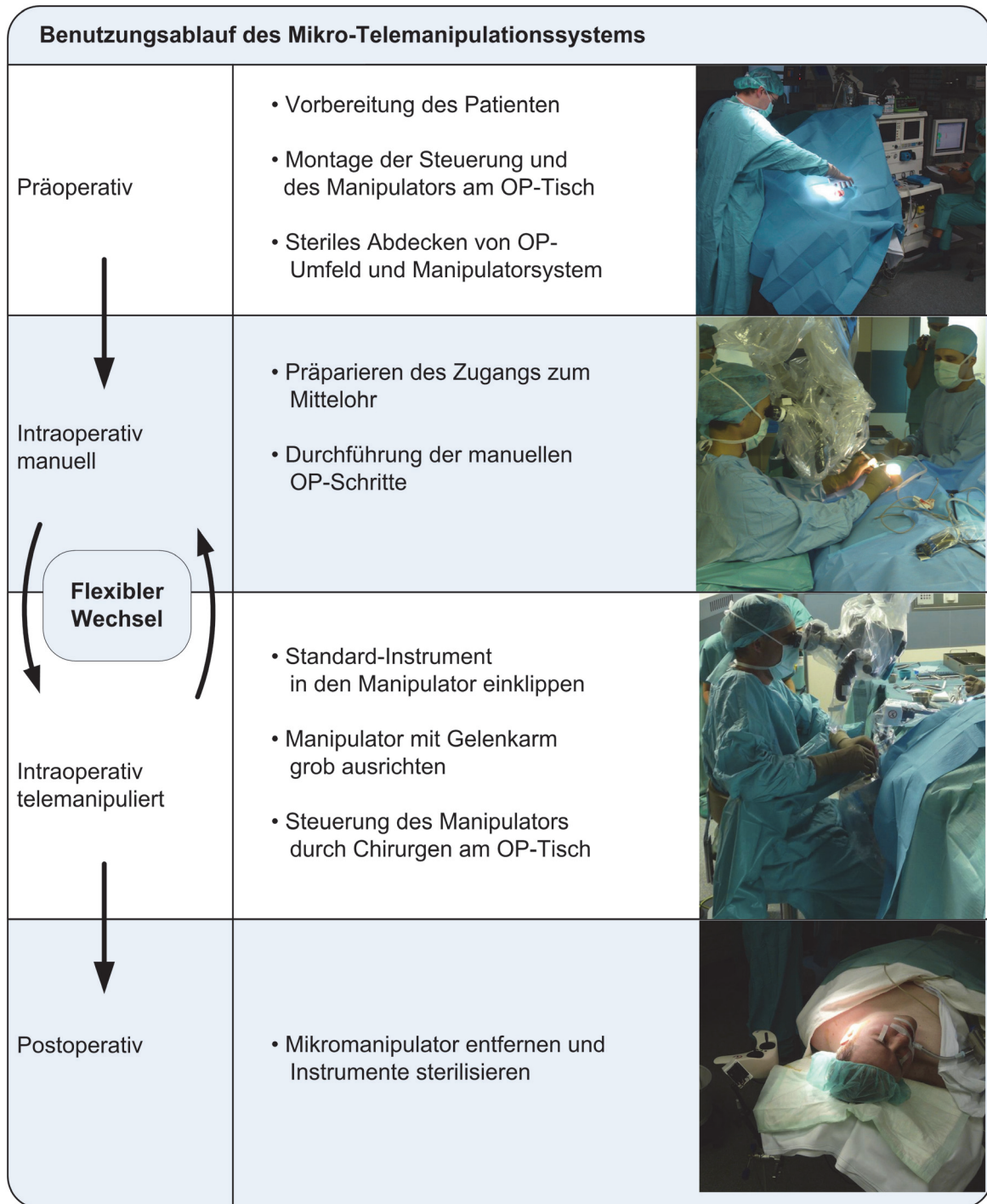


Abbildung 4-2: Benutzungsablauf des Mikro-Telemanipulatorsystems in der Mittelohrchirurgie. Der übliche Operationsablauf und das bestehende Operationssetup werden durch den Einsatz des Mikro-Telemanipulationssystems kaum beeinflusst.

Vorbereitung des Patienten

Der Patient wird in Rückenlage auf dem OP-Tisch gelagert, in den Operationssaal gefahren und narkotisiert.

Montage der Steuerung und des Manipulators am OP-Tisch

Das Mikro-Telemanipulationssystem wird mit Standard-Klemmen (Kloben) am OP-Tisch befestigt. Dies kann von einer einzelnen Person aufgrund des sehr geringen Gewichtes sowohl der Steuerkonsole als auch des Manipulators durchgeführt werden. Die Steuerkonsole wird so angebracht, dass der Chirurg später direkt davor sitzt. Der Manipulator wird je nach Ausführung rechts oder links von der Steuerkonsole befestigt. Steuerkonsole und Manipulator werden über ein Kabel miteinander verbunden. Neben der Stromversorgung der Steuerkonsole sind keine weiteren Anschlüsse notwendig.

Steriles Abdecken des OP-Umfeldes

Der Patient wird im Bereich des Ohrs desinfiziert und der gesamte Körper mit sterilen Tüchern abgedeckt, die eine kreisrunde Öffnung am Ohr zum Operieren frei lassen. Die Steuerkonsole wird mit einer sterilen Folie abgedeckt. Der Manipulator wird mit einem sterilen Folienschlauch überzogen. Spezielle sterile Instrumentenaufnahmen werden am Manipulator angebracht. Diese ermöglichen das Befestigen von Standardinstrumenten wie Perforatoren oder Zängchen unter sterilen Bedingungen.

Präparieren des Zugangs zum Mittelohr

Der Chirurg sitzt auf einem Operationsstuhl mit verstellbaren Lehnen zum Abstützen der Arme und eröffnet den Zugang zum Mittelohr. Der Manipulator ist mit Hilfe des Gelenkarms aus dem Arbeitsbereich des Chirurgen herausgeschwenkt und stört diesen bei der Präparation daher nicht. Auch die Steuerkonsole ist so ausgeführt, dass sie den Chirurgen nicht behindert.

Durchführung manueller Operationsschritte

Für den Großteil der Operationsschritte verwendet der Chirurg ein Operationsmikroskop zur Vergrößerung der winzigen Strukturen. Die Fingerfertigkeit der Mikrochirurgen lässt es zu, dass viele der Operationsschritte in der Mittelohrchirurgie aufgrund der schnelleren Präparation besser manuell als telemanipuliert durchgeführt werden können. Diese Operationsschritte werden deshalb auch weiterhin manuell durchgeführt. Das Telemanipulationssystem behindert auch hier den Chirurgen durch die geringe Größe nicht in seiner Tätigkeit.

Standardinstrumente in den Manipulator einklippen

Sobald der Chirurg ein telemanipuliertes Instrument benötigt, beispielsweise als dritte Hand oder zur Durchführung eines schwierigen Operationsschrittes, wird ein Standardinstrument in den Instrumentenadapter des Manipulators eingeklippt. Dies können verschiedene Zängchen, Scherchen, Häkchen oder Perforatoren sein. Bei Bedarf kann eine Mikrokamera am Instrument befestigt werden, um die Sicht auf das OP-Gebiet zu verbessern.

Manipulator mit Gelenkarm grob ausrichten

Der Manipulator verfügt über einen begrenzten Arbeitsbereich. Um diesen zu vergrößern, ist er an einem mechanischen Gelenkarm befestigt und kann damit grob im Operationsgebiet ausgerichtet werden.

Steuerung des Manipulators durch Chirurgen am OP-Tisch

Der Chirurg kann nun über die Steuerkonsole das eingesetzte Instrument fernsteuern. Eingesetzte Zängchen und Scherchen lassen sich öffnen und schließen. Kapazitive Sicherheitsschalter in der Steuerkonsole sorgen dafür, dass sich das System nicht unbeabsichtigt bewegen lässt. Die Skalierung der Bewegung zwischen Joystick und Manipulator lässt sich an der Steuerkonsole in drei Stufen einstellen. Ein Wechsel zwischen telemanipulierter und manueller Instrumentenführung ist jederzeit möglich und dauert nur wenige Sekunden. Auch ein paralleler Einsatz, zum Beispiel als dritte Hand, ist aufgrund der geringen Größe des Manipulators möglich.

Mikro-Telemanipulatorsystem entfernen und Instrumente sterilisieren

Nach der Operation wird das Mikro-Telemanipulatorsystem vom OP-Tisch entfernt. Dies kann von einer Person durchgeführt werden. Der Patient wird entnarkotisiert und aus dem Operationsraum gefahren. Die Instrumentenadapter sind wiederverwendbar und werden zusammen mit den Instrumenten gereinigt und dampfsterilisiert.

4.4 Statische Systembeschreibung

Im Folgenden werden die Komponenten des Mikro-Telemanipulationssystems beschrieben, die zur Realisierung der im Benutzungsablauf beschriebenen Funktionalitäten notwendig sind. Das System setzt sich im Wesentlichen aus einem Manipulator, einer Schwenkeinheit und einer Steuerkonsole zusammen. Der Manipulator und die Schwenkeinheit führen die Steuerbefehle der Steuerkonsole aus und bewegen das Instrument. Ein Trainings- und Evaluationssystem sowie eine Instrumentenkamera werden ebenfalls beschrieben. Abbildung 4-3 zeigt eine hierarchische Darstellung der Systemkomponenten.

4.4.1 Instrumente

In allen Bereichen der Chirurgie existiert eine Vielzahl von spezialisierten Instrumenten, welche sich über einen langen Zeitraum hinweg bewährt haben. Jeder Chirurg findet mit der Zeit sein spezielles Instrumentarium für eine Operation, mit der er am besten zurechtkommt. Die in der Mikrochirurgie verwendeten Instrumente sind hinsichtlich Größe, Gewicht, Belastbarkeit und Qualität über Jahre hinweg optimiert worden. Instrumentenhersteller stellen mit Hilfe von Experten Instrumentensets zusammen, welche sich für die meisten Standardeingriffe eignen. Allerdings haben sich auch unterschiedliche Schulen herausgebildet, die unterschiedliche Instrumente präferieren, so dass eine große Palette an verschiedenen Instrumenten existiert. In der Regel begnügen sich die mechatronischen Instrumentenführungssysteme im Stand der Technik mit der Entwicklung von einigen wenigen Instrumenten. Damit ist zwar eine prinzipielle Evaluierung solcher Systeme möglich, allerdings müsste für einen routinemäßigen Einsatz in der Klinik eine Vielzahl neuer Instrumente entwickelt werden. Dies ist bisher, aufgrund des großen Aufwands und beschränktem wissenschaftlichen Interesse, nur bei wenigen Einzelfällen durchgeführt worden.

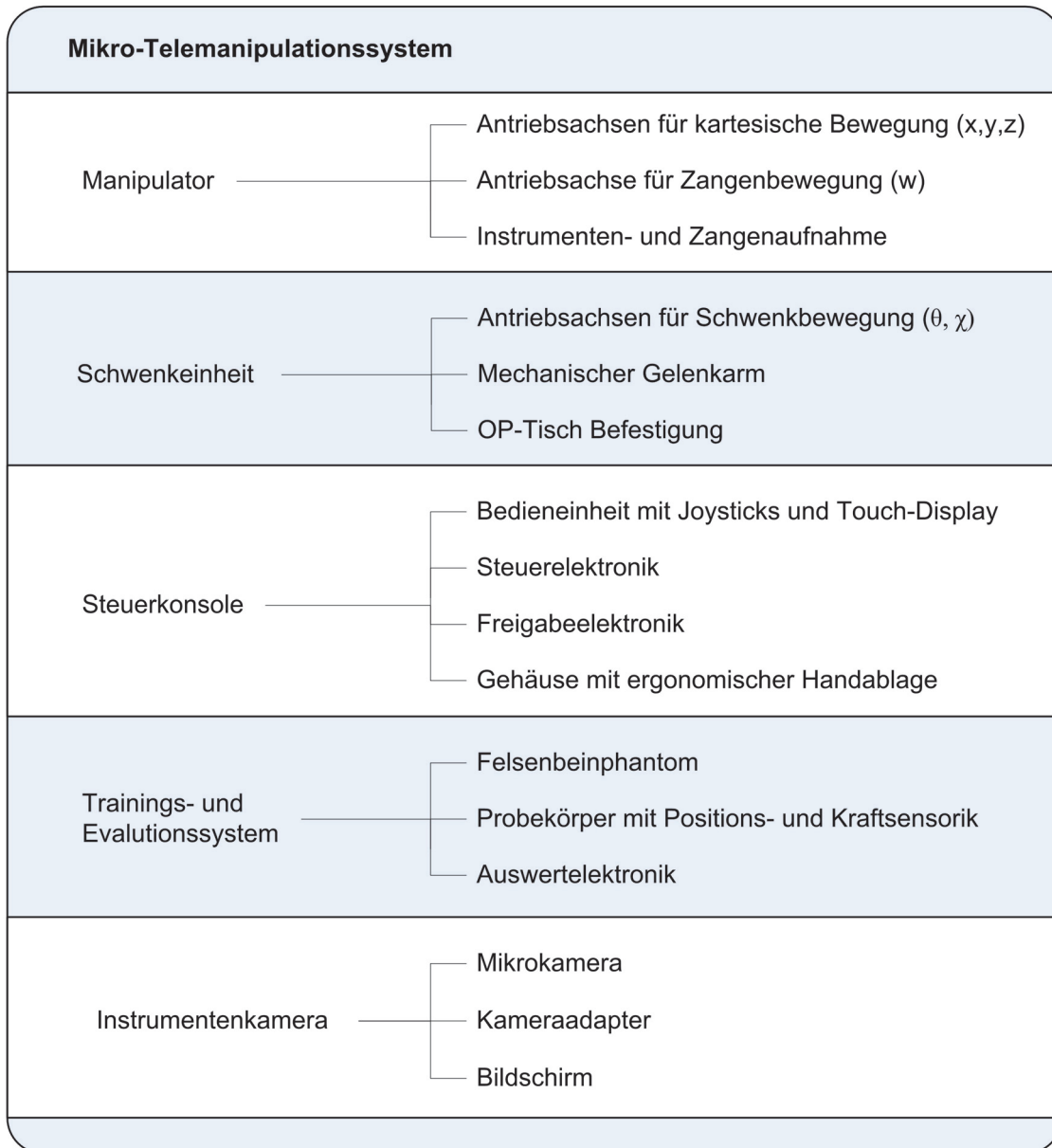


Abbildung 4-3: Hierarchische Darstellung der Systemkomponenten des Mikro-Telemanipulationssystems.

Das Mikro-Telemanipulationssystem ist in der Lage handelsübliche Instrumente der HNO-Chirurgie aufzunehmen. Dies bietet folgende Vorteile:

- Große Anzahl an spezialisierten, hochentwickelten Instrumenten ist verfügbar.
- Instrumente sind seit langem erprobt, die Chirurgen sind im Umgang erfahren.
- Chirurg und Manipulator nutzen die gleichen Instrumente.
- Wesentliche Reduzierung des Entwicklungsaufwands.
- Neu am Markt verfügbare Instrumente können sofort genutzt werden.

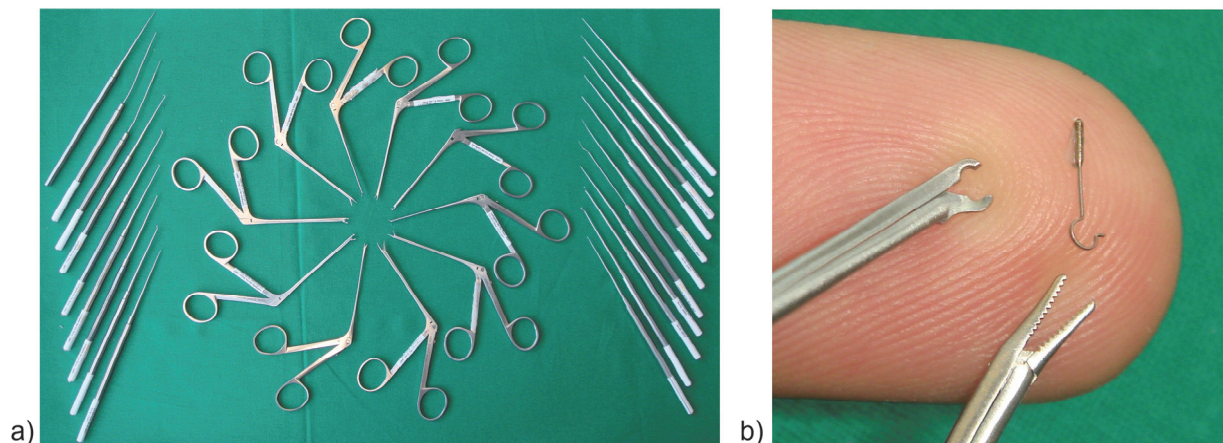


Abbildung 4-4: a) Teil eines Instrumentensatzes der Firma KARL STORZ (Tuttlingen, Deutschland) für die Mittelohrchirurgie. Diese stabförmigen Instrumente, Zängchen und Scherchen sollen mit dem Manipulator verwendbar sein. b) Detailansicht von einem Zängchen und einem Scherchen zusammen mit einer Mittelohrprothese auf einer Fingerspitze zum Größenvergleich. Beide Bilder entnommen aus Maier *et al.* (2010).

Als Ausgangspunkt wurde ein Instrumentenset für die Mittelohrchirurgie der Firma KARL STORZ (Tuttlingen, Deutschland) untersucht (Abbildung 4-4a, b). Die Instrumente teilen sich auf in stabförmige Instrumente mit Häkchen, Messer oder scharfer Spitze sowie Scherchen und Zängchen. Die Instrumente werden nach dem klinischen Einsatz dampfsterilisiert (gesättigter Wasserdampf, 134 °C, 3 bar). Die stabförmigen Instrumente verfügen über einen standardisierten fünfeckigen Schaft und können allesamt mit einem Adapter am Manipulator befestigt werden. Daneben existiert noch eine Vielzahl an Zängchen und Scherchen, deren Griffe zwar ähnlich aber nicht exakt gleich sind. Es wurde jeweils ein Aufnahmeadapter für die stabförmigen Instrumente und für die scherenförmigen entwickelt.

4.4.2 Manipulator und Instrumentenaufnahmen

Der Manipulator ermöglicht die motorisierte Bewegung der eingesetzten Instrumente in drei Freiheitsgraden. Die Kinematik besteht aus einem x-y Tisch mit aufgesetzter dünner z-Achse in kartesischer Ausrichtung. Sie erlaubt einen Verfahrweg von 20 mm in allen drei Achsen, angelehnt an die Größe des Operationsgebietes. Zusätzlich befindet sich in der z-Achse eine Vorrichtung zum motorischen Öffnen und Schließen eingesetzter Zangen und Scheren. Die Achsen können auch schnellen Bewegungen an der Steuerkonsole folgen und erlauben so ein sehr direktes Interagieren mit dem zu operierenden Gewebe. Eine in die z-Achse integrierte Magnetkupplung verhindert das Überschreiten einer Kraft von 3 N in Achsrichtung. Die Magnetkupplung verhindert sowohl eine Verletzung des Patienten bei ungewollten Bewegungen des Manipulators als auch eine Beschädigung des Manipulators bei Überlastung. Der Manipulator wird über einen mechanischen Gelenkarm am OP-Tisch mittels handelsüblicher Klemmen befestigt und über diesen grob am Operationsgebiet ausgerichtet. Form und Größe des Manipulators sind an das übliche OP-Setup angepasst.

Das Mikro-Telemanipulationssystem wird mit sterilen Folien von dem sterilen Operationsumfeld, dem Chirurgen und den Instrumenten abgetrennt. Da mit Standardinstrumenten operiert werden soll, werden sterilisierbare Adapter verwendet, die am Manipulator durch die sterilen Folien hindurch befestigt werden können und die die sterilen Instrumente aufnehmen.

4.4.3 Schwenkeinheit

Die Schwenkeinheit kann optional zwischen Gelenkarm und Manipulator eingesetzt werden und bietet zu den drei translatorischen Freiheitsgraden des Manipulators noch zwei zusätzliche, rotatorische Freiheitsgrade. Sie dient der Neuorientierung des Manipulators, während sich das Instrument im Situs befindet. Über die Schwenkeinheit kann der Manipulator um die Instrumentenspitze in einem Winkel von 12° geschwenkt werden. Die Instrumentenspitze bleibt durch eine Kinematik mit entferntem Drehpunkt weitgehend an ihrer ursprünglichen Position, muss also nicht in ihrer Position durch die x-y-z-Kinematik kompensiert werden. Die Schwenkeinheit wird vor der Operation zusammen mit dem Manipulator mit einer sterilen Folie abgedeckt.

4.4.4 Steuerkonsole

Die Bedienung von Manipulator und Schwenkeinheit erfolgt direkt durch den Chirurgen über eine Steuerkonsole mit zwei Joysticks, welche am OP-Tisch über handelsübliche Klemmen unmittelbar vor dem Chirurgen befestigt wird. Um dies zu ermöglichen ist sie besonders klein und schmal ausgeführt. Über ein Touch-Display an der Steuerkonsole lässt sich das Übersetzungsverhältnis von Joystick und Motor in den Stufen 1:3; 1:9 und 1:15 verändern. Eine Bewegung von 30 mm an den Joysticks führt dabei zu einer Bewegung des Instrumentes von 10 mm, 3 mm beziehungsweise 2 mm. Handablagen am Gehäuse verbessern die Ergonomie beim Bedienen der Joysticks und ermöglichen so ein ermüdungsfreies Arbeiten. Zur Erhöhung der Sicherheit sind Näherungssensoren in die Handablagen und in die Joystickknäufe integriert. Diese erkennen, ob der Chirurg die Hände an der Konsole hat und geben erst dann die Antriebe frei. Dadurch soll ein unbeabsichtigtes Bewegen der Joysticks und damit des Instrumentes, verhindert werden. Als Recheneinheit verfügt die Konsole über einen Mikrocontroller, welcher sämtliche Steuer- und Rechenaufgaben übernimmt. Ein zusätzlicher PC ist nicht erforderlich. Die Konsole verfügt über Anschlüsse für einen Manipulator und eine Schwenkeinheit; weitere Schnittstellen zur Kommunikation mit externen Geräten und eine Serviceschnittstelle sind integriert. Die Steuerkonsole wird mit einer handelsüblichen sterilen Folie abgedeckt. Bedienelemente an der Steuerung sind so ausgelegt, dass sie sich durch die sterile Folie hindurch problemlos bedienen und ablesen lassen.

4.4.5 Trainings- und Evaluationssystem

Zur Durchführung von Versuchen und als Trainingssystem wurde ein Phantom eines Felsenbeines entwickelt, welches eine abstrakte klinische Aufgabe der Mittelohrchirurgie nachstellt. Als Grundlage wurde ein vorhandenes Kopfphantom mit austauschbarem Felsenbein verwendet. In diesen Felsenbeinkörper ist ein chirurgischer Zugang zum Mittelohr gefräst, in dem sich eine Metallplatte mit sieben Löchern befindet, welche mit einem spitzen Instrument getroffen werden sollen. Ob ein Loch erfolgreich getroffen ist und mit welcher Kraft in das Loch gestochen wird kann elektronisch ausgewertet werden. Die Anforderungen der Präparatoinaufgabe gleichen denen der Stapedotomie, bei der die Stapesfußplatte perforiert wird. Das Phantom beinhaltet einen Mikrocontroller, welcher die Messdaten erfasst und an einen PC zur Speicherung und Weiterverarbeitung der Daten überträgt.

4.4.6 Instrumentenkamera

Neben dem Mikroskop, welches bei Mittelohroperationen standardmäßig eingesetzt wird, wurde eine Instrumentenkamera für den Manipulator entwickelt. Über sterilisierbare Adapter kann eine sterilisierbare Digitalkamera direkt an einem Perforatorinstrument oder einer Zange befestigt und manuell ausgerichtet werden. Die Darstellung der Bilddaten erfolgt durch Einblendung in das Mikroskop oder durch einen Miniaturbildschirm. Der Chirurg kann die Instrumentenkamera sowohl bei manueller als auch bei telemanipulierter Instrumentenführung nutzen.

4.5 Dynamische Systembeschreibung

Im Folgenden sind die im System ablaufenden Prozesse beim Betrieb der Steuerkonsole, des Manipulators und der Schwenkeinheit bei einer Operation kurz beschrieben und in einer Übersicht in Abbildung 4-5 dargestellt. Alle Prozesse werden innerhalb eines Zyklus k mit der Abtastzeit T_0 durchlaufen. Die Systemzeit t kann also als $t = (k \cdot T_0)$ oder kurz $[k]$ dargestellt werden.

Initialisierung

Die Initialisierung des Systems beginnt sobald die Steuerkonsole mit Strom versorgt wird. Die Steuerelektronik liest die aktuellen Joystickstellungen $\varphi[k]$ der Steuerkonsole aus, berechnet die resultierende Stellung von Manipulator und Schwenkeinheit $q[k]$ und verfährt diese entsprechend. Der Skalierungsfaktor wird auf $K_f[k]=1:3$ festgesetzt. Nach diesem Vorgang, der wenige Sekunden dauert, ist das Mikro-Telemanipulationssystem betriebsbereit.

Skalierung

Über ein Touchdisplay an der Steuerkonsole kann der Skalierungsfaktor K_f jederzeit verändert werden. Wird der Skalierungsfaktor von $K_f[k] = 1:3$ auf $1:5$ oder $1:15$ geändert, so kann nach der Umstellung sofort in der feineren Skalierung weitergearbeitet werden. Wird von einer feineren Skalierung in eine gröbere gewechselt, so müssen die Joysticks zunächst wieder in die Mittelstellung bewegt werden. Der Bewegungsraum der Joysticks entspricht dadurch immer dem möglichen Bewegungsraum der Kinematik.

Freigabe

Die Freigabeelektronik prüft laufend, ob sich die Hände des Chirurgen an der Steuerkonsole befinden und übermittelt die Statusinformation $I_{FE}[k]$ an die Steuerelektronik. Solange sich die Hände des Chirurgen nicht an der Steuerkonsole befinden, sind der Manipulator und die Schwenkeinheit durch die Steuerelektronik deaktiviert. Sobald mindest ein Joystick sowie eine Handballenablage berührt werden, gibt die Steuerkonsole den Manipulator und die Schwenkeinheit frei und der Bediener kann mit der Telemanipulation beginnen.

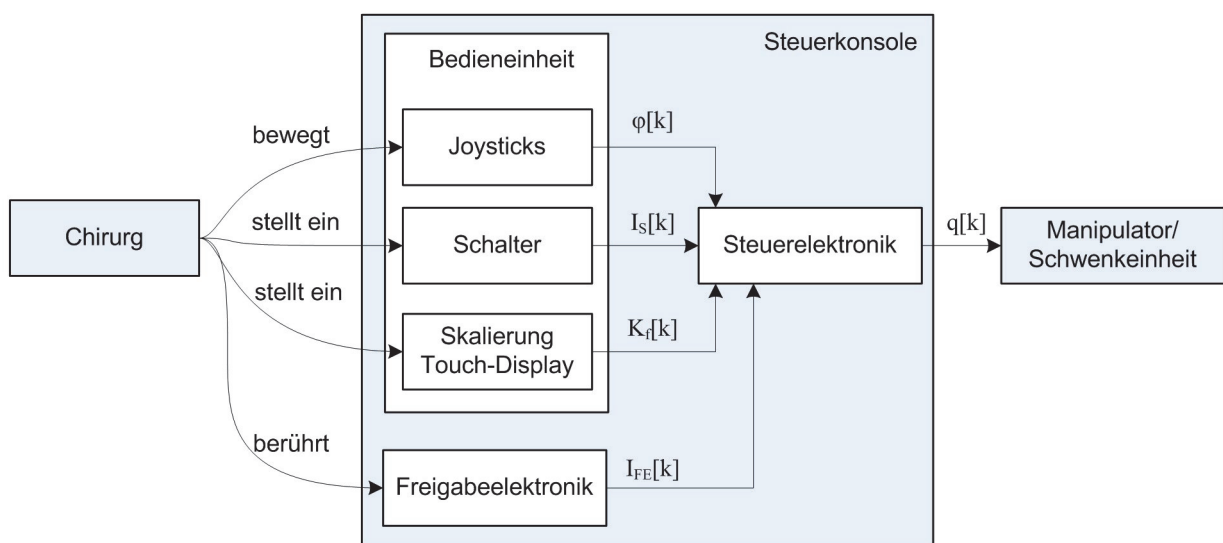


Abbildung 4-5: Übersicht über die im System ablaufenden grundlegenden dynamischen Prozesse.

Findet im deaktivierten Zustand eine Bewegung der Joysticks statt ($\varphi[k] - \varphi[k-1] \neq 0$), so wird im wieder aktivierten Zustand die entsprechende Sollposition $q[k]$ aus Sicherheitsgründen nicht angefahren. Vielmehr muss der Bediener die Joysticks in die Nähe der entsprechenden Motorpositionen bewegen, wo diese wieder automatisch an die Joystickbewegung gekoppelt werden.

Telemanipulation

Auf Grundlage der aktuellen Joystickstellungen $\varphi[k]$, dem Status der Freigabeelektronik $I_{FE}[k]$ und des Skalierungsfaktors $K_j[k]$ berechnet die Steuerelektronik die entsprechenden Motorpositionen für den Manipulator und die Schwenkeinheit und gibt die zugehörigen Stellsignale aus. Der Status eines Schalters an der Steuerkonsole $I_S[k]$ bestimmt, ob der Manipulator oder die Schwenkeinheit angesteuert werden.

4.6 Komponentenbeschreibung

In diesem Kapitel wird ein Konzept eines Mikro-Telemanipulationssystems für die Mittelohrchirurgie ausgearbeitet und vorgestellt. Zunächst erfolgt eine Bauraumanalyse, um mögliche Freiräume im OP-Setup zu identifizieren. Anschließend werden die Konzepte der wesentlichen Systemkomponenten beschrieben.

4.6.1 Bauraumanalyse

Eine der wichtigsten Vorgaben für die Entwicklung des Mikro-Telemanipulationssystems ist die Integrierbarkeit in bestehende Operationsabläufe und vorhandene Operationssetups. Um die bei der Mittelohrchirurgie auftretenden Abläufe und das Setup zu verstehen, wurden mehrere Operationen per Video und Foto dokumentiert und ausgewertet. Die beispielhafte Beschreibung von zwei Eingriffen erfolgte bereits in den Kapiteln 3.1.4 und 3.1.5; das Operationssetup wurde in Kapitel 3.1.1 beschrieben.

Hinsichtlich des zur Verfügung stehenden Bauraums sind die gewonnenen Daten in Abbildung 4-6 zusammengefasst. Es ist ersichtlich, dass der Platz um den Chirurgen sehr begrenzt ist. Das platzraubende Operationsmikroskop (3), der Stuhl mit Armlehnen und der in Armreichweite befindliche Patient (1) schränken den verfügbaren Bauraum stark ein. Rechts und links vom Chirurgen steht Platz zur Verfügung. Allerdings sitzt an einer der beiden Seiten die OP-Schwester, die dem Chirurgen Instrumente reicht und wieder entgegennimmt. Auf der gegenüberliegenden Seite des OP-Tisches befindet sich ein Geräteturm (6) mit technischen Geräten wie ein Navigationssystem, ein Koagulator oder Bildschirme. Sicht und Zugang zu den Geräten sollten nicht verbaut werden. Es existieren somit drei mögliche Bereiche am OP-Tisch, in denen Komponenten des Mikro-Telemanipulationssystems untergebracht werden können: zwischen OP-Tisch und Chirurgen (I), rechts und links vom Chirurgen (II) und gegenüber vom Chirurgen und über dem Patienten (III). Jeder dieser Räume besitzt spezifische Vor- und Nachteile, welche in Tabelle 4-1 aufgeführt sind.

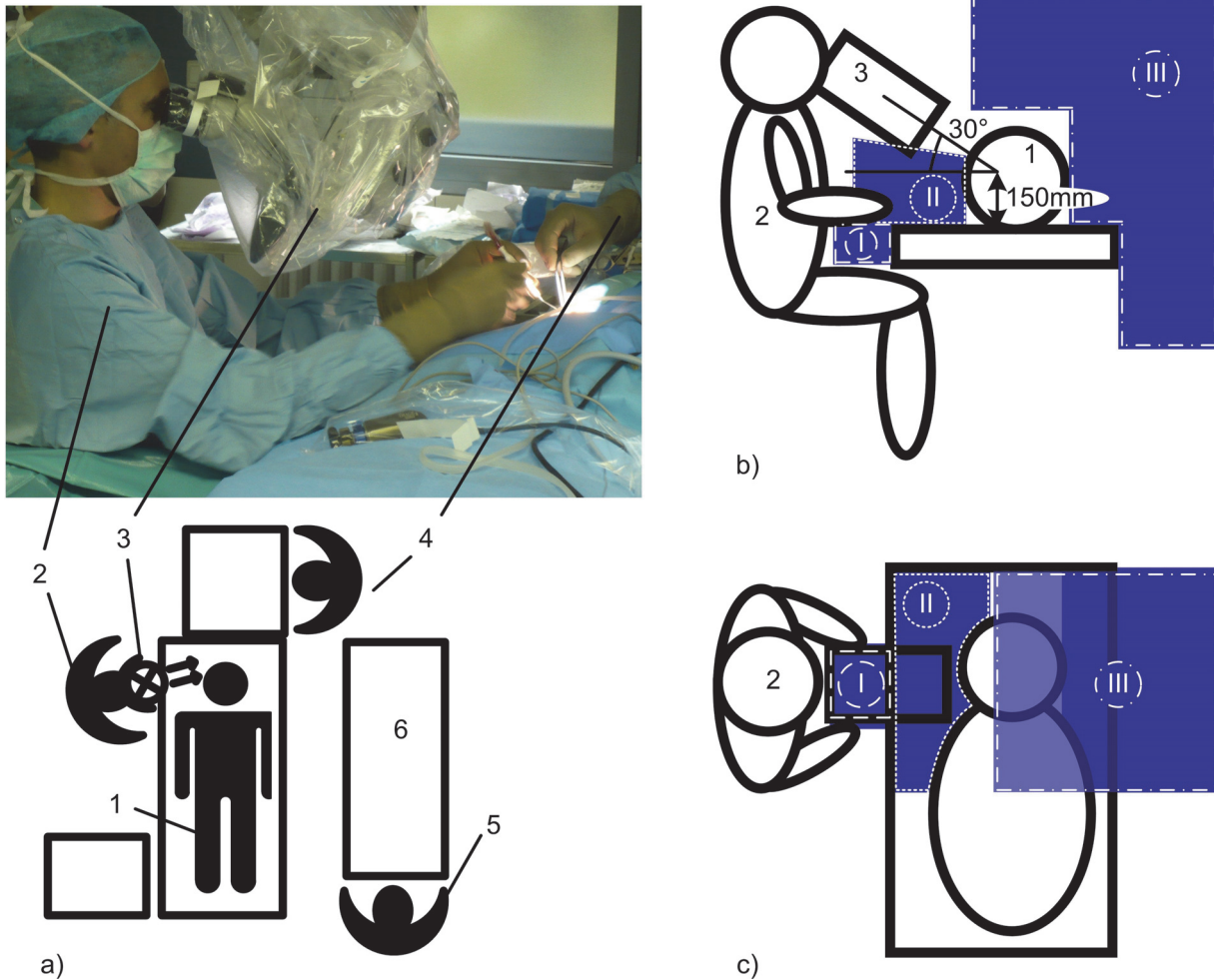


Abbildung 4-6: Beispielhaftes OP-Setup in der Mittelohrchirurgie: Patient (1), Chirurg (2), Mikroskop (3), OP-Schwester (4), Anästhesist (5) und Geräteturm (6). Entnommen aus Maier *et al.* (2010). a) Anordnung des Personals und der Geräte bei manueller Operation (Prof. Strauß, Leipzig). b) und c) Verfügbare Bauräume am OP-Tisch (Seitenansicht beziehungsweise Draufsicht) zwischen OP-Tisch und Chirurgen (I), rechts und links vom Chirurgen (II) und gegenüber vom Chirurgen / über dem Patienten (III)). © MiMed 2011.

Tabelle 4-1: Vor- und Nachteile zur Verfügung stehender Bauräume zur Platzierung von Komponenten.

Bauraum	Vorteile	Nachteile
(I) Zwischen OP-Tisch und Chirurgen	+ Beidhändig leicht erreichbar + Ergonomische Handhaltung + Körperachse und Sichtachse stimmen überein + Sehr nahe am Situs	- Sehr kleiner Bauraum - Kollisionsgefahr mit Chirurgen
(II) Rechts und links vom Chirurgen	+ Beidhändig noch erreichbar + Größerer Bauraum verfügbar	- Beidhändig nur durch Drehung des Oberkörpers erreichbar - Sicht- und Körperachse ungleich
(III) Gegenüber vom Chirurgen und über dem Patienten	+ Großer Bauraum verfügbarer	- Situsfern - Begrenzt erreichbar durch Chirurgen - Sichteinschränkung auf Geräte - Potentielle Gefahr durch Staub - Lange Hebelarme, große Aufbauten nötig

4.6.2 Manipulator und Schwenkeinheit

Anforderungen

Das Mikro-Telemanipulatorsystem soll in bestehende Operationsabläufe integriert und am OP-Tisch direkt durch den Chirurgen bedient werden können. Aspekte wie Sicherheit und ein praktikables Sterilisationskonzept sind Kernelemente des Konzeptes. Folgende wesentliche Anforderungen wurden zur Erfüllung der gestellten Aufgabe definiert:

- Die Kinematik muss in der Baugröße möglichst klein gehalten werden um in unmittelbarer Nähe zum Patienten montiert werden zu können.
- Der Arbeitsraum, die Motorkräfte und das Gewicht sollen zur Erhöhung der Sicherheit auf ein Minimum reduziert werden.
- Die Präzision und Geschwindigkeit der Bewegungen soll den klinischen Anforderungen gerecht werden.
- Der Zugang zum Patienten oder der Chirurg selbst darf durch die Kinematik nicht behindert werden. Die Sicht des Chirurgen auf das OP-Gebiet darf nicht eingeschränkt werden.
- Ein schneller Wechsel von manueller und telemanipulierter Instrumentenführung soll ermöglicht werden. Die Kinematik muss sich dazu schnell aus dem OP-Gebiet entfernen lassen.
- Es sollen Standard-Instrumente der Mikro-Ohrchirurgie verwendet werden. Ein schneller Instrumentenwechsel ist zu gewährleisten.
- Ein praktikables Sterilisationskonzept muss vorliegen.
- Es werden Sicherheitsmechanismen zur Begrenzung der Maximalkräfte benötigt.

Analyse der benötigten Freiheitsgrade und des Arbeitsraums

Der Zugang zum Mittelohr erfolgt in der Regel durch den Gehörgang. Je nach Operationstechnik (endaural, retroaurikulär oder transmeatal, vgl. Kapitel 3.1.3) ist dieser Zugang mehr oder weniger beengt und erlaubt vorwiegend translatorische Bewegungen. Die zu operierenden Strukturen liegen am Ende des Gehörgangs in etwa 20 mm Tiefe auf einer Fläche von etwa 10 x 10 mm. Der Öffnungswinkel des Zugangs beträgt 30 ° oder weniger (Abbildung 4-7). Ein Instrument kann innerhalb dieses Kegels geschwenkt werden. Anders als beispielsweise in der Augenchirurgie oder der Laparoskopie ist kein Pivot-Punkt an der Eintrittsstelle des Instrumentes am Situs erforderlich. Vielmehr ist ein Schwenken des Manipulators um die Instrumentenspitze erforderlich, um alle Positionen im Mittelohr erreichen zu können (Abbildung 4-8).

Analyse der benötigten Präzision am Instrument

Die Bewegungen des Manipulators und der Schwenkeinheit müssen den gestellten klinischen Anforderungen gerecht werden. Als Anforderung wurde das Einsetzen einer kleinen Piston-Prothese in die Perforation der Steigbügel Fußplatte bei einer Stapedotomie herangezogen (vgl. Kapitel 3.1.5). Es werden Prothesen mit einem Durchmesser von 0,3 mm bis 0,8 mm verwendet. Die Perforation hat einen um etwa 0,1 mm größeren Durchmesser, damit sich die Prothese frei im Loch bewegen kann. Für die Schrittweite der Manipulatorachsen muss also $s_{xyz,min} < 0,1 \text{ mm}$ gelten, um eine Prothese einsetzen zu können. Als benötigte Schrittweite wurde die Hälfte definiert: $s_{xyz,min} = 0,05 \text{ mm}$. Die Präzision, welche

als Standardabweichung der Bewegung bestimmt werden kann, muss also besser als $\pm 0,025$ mm sein. Die Prothese kann in dem Loch der Stapesfußplatte, welche eine Dicke von etwa 0,5 mm besitzt, um etwa $0,2^\circ$ verkippen. Die Schwenkeinheit soll den Manipulator folglich mit einer Schrittweite von besser als $\tau_{\theta_z, min} = 0,2^\circ$ schwenken können (Präzision (Standardabweichung) besser als $\pm 0,1^\circ$).

Analyse der benötigten Dynamik am Instrument

Willkürliche Bewegungen der Finger und des Handgelenkes können Frequenzen bis etwa 8 Hz erreichen (Boff und Lincoln, 1988). Diese Frequenzen sollen mit den kleinen, zu erwarteten Bewegungsamplituden von 0,5 mm übertragen werden können. Jeder Punkt im Arbeitsbereich des Manipulators soll in 0,5 s angefahren werden können. Eine Geschwindigkeit der Achsen von $v_{xyz, min} = 40$ mm/s ist dafür notwendig. Die eingesetzten Zangen sollen mit einer ähnlichen Dynamik geöffnet und geschlossen werden können wie bei manueller Instrumentenführung. Ein komplettes Schließen soll innerhalb von $t_{w, min} = 0,5$ s möglich sein. Die Schwenkeinheit dient dem Ausrichten des Manipulators. Die Geschwindigkeiten können niedriger als beim Manipulator sein. Der gesamte Schwenkbereich soll in 1,5 s abgefahren werden können. Dies entspricht einer Geschwindigkeit von $\omega_{\theta_z, min} = 8^\circ/s$.

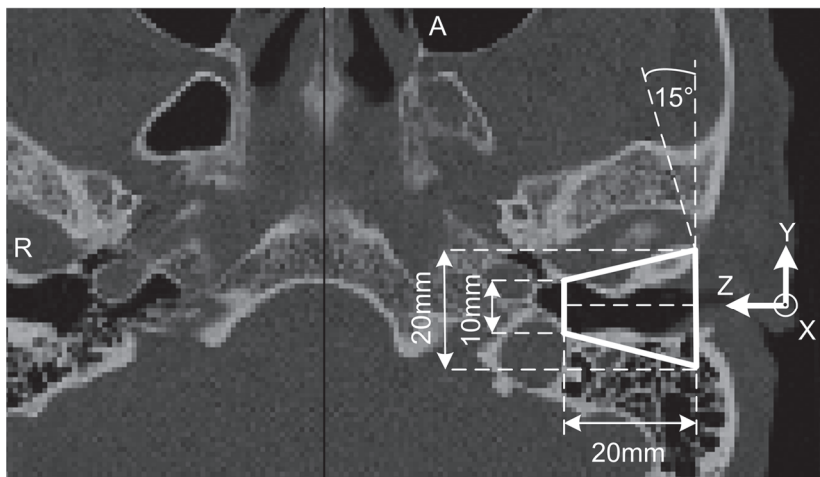


Abbildung 4-7: In die Axialschicht der CT-Aufnahme sind die Abmessungen eines vereinfachten Zugangs durch den Gehörgang in das Mittelohr eingezeichnet.

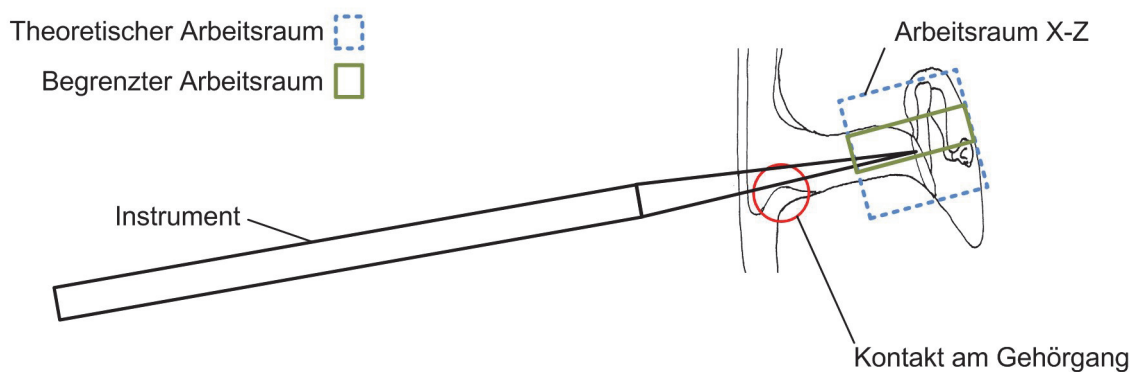


Abbildung 4-8: Aufgrund der anatomischen Gegebenheiten finden Instrumentenbewegungen vorwiegend in kartesischer Ausrichtung (x-y-z) statt. Ein Drehen des Instrumentes ist dennoch erforderlich, um alle Strukturen im Mittelohr (theoretischer Arbeitsraum, gestrichelt) erreichen zu können. © MiMed 2010.

Jede Verzögerung zwischen Eingabe am Joystick und Bewegung des Instrumentes beeinflusst die Leistung der telemanipulierten Instrumentenführung, auch wenn die Verzögerung vom Bediener selbst nicht wahrgenommen wird. Verzögerungen von 40 ms wirken sich, aufgabenabhängig, aber nur noch geringfügig auf die Leistung bei einer Positionieraufgabe aus (Boff und Lincoln, 1988). Die Verzögerung soll daher für den Manipulator und für die Schwenkeinheit einen Maximalwert von $\Delta t=40\text{ ms}$ nicht überschreiten.

Analyse der benötigten Kräfte

Eigene Untersuchungen zeigten, dass Instrumentenkräfte bis etwa 3 N ausreichen, um alle wesentlichen mikrochirurgischen Eingriffe am Mittelohr durchführen zu können. Der Wert deckt sich auch mit Angaben aus der Literatur (Miroir *et al.*, 2010). Der Manipulator, die Schwenkeinheit und der Gelenkarm müssen diese Kraft, zusätzlich zu Gewicht- und Reibungskräften, aufbringen und halten können. Für den Manipulator wird die benötigte Maximalkraft auf $F_{xyz,max}=3\text{ N}$ definiert. Die Maximalkraft sollte allerdings auch nicht deutlich höher liegen, um das Verletzungsrisiko für Arzt und Patient zu minimieren. Das Schließen und Öffnen eingesetzter Zangen sollte kraftvoll möglich sein. Ein Drehmoment an der Zange von $M_{Zange}=0,2\text{ Nm}$ wurde als ausreichend erachtet. Dies resultiert in einer Maximalkraft von 20 N an der Spitze eines Mikrozüngchens mit 10 mm langen Greiferbacken. Die Schwenkeinheit muss vorwiegend den Manipulator mit einem Gewicht von etwa 1 kg sowie das Eigengewicht von etwa 0,5 kg bewegen. Die benötigte Maximalkraft wurde auf $F_{\theta,\chi,max}=30\text{ N}$ festgelegt.

Konzeption eines situsnahen Manipulators mit Schwenkeinheit

Die Instrumentenbewegung erfolgt durch einen motorisierten Manipulator, eine motorisierte Schwenkeinheit und einen passiven Gelenkarm (Abbildung 4-9).

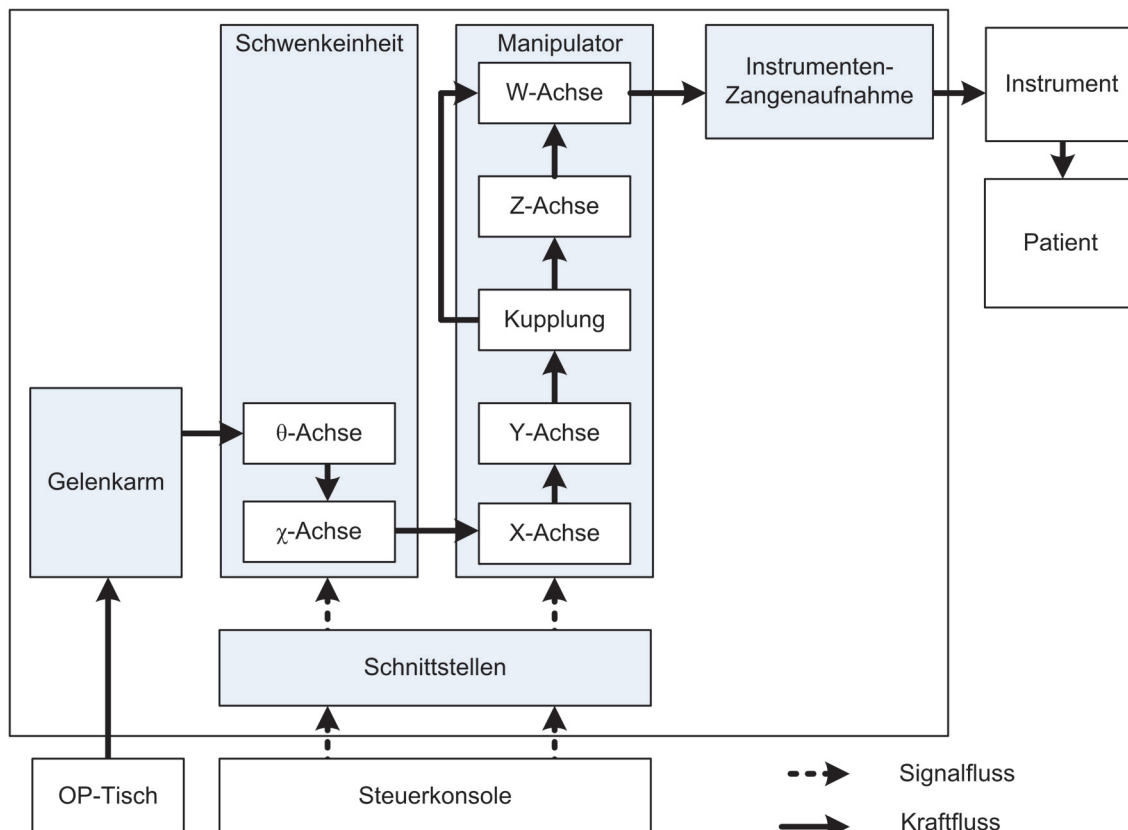


Abbildung 4-9: Prinzipskizze des Manipulators und der Schwenkeinheit mit Einbindung in das Umfeld.

Der Manipulator setzt sich aus drei Achsen zur Positionierung des Instrumentes in x - y - z -Richtung und einer Achse w zum Öffnen und Schließen von Zangen zusammen. Instrumenten- und Zangenaufnahmen ermöglichen die Befestigung von Instrumenten. Eine Magnetkupplung begrenzt die Maximalkraft der z -Achse. Die Schwenkeinheit verfügt über zwei rotatorische Freiheitsgrade (θ , χ) und trägt den Manipulator. Die Schwenkeinheit wiederum wird durch einen mechanischen Gelenkarm am OP-Tisch befestigt und am Patienten positioniert.

Platzierung im Bauraum

Der Manipulator und die Schwenkeinheit werden unmittelbar rechts oder links vom Chirurgen in Situsnähe montiert (Abbildung 4-10b), was die Handhabung direkt durch den Chirurgen ermöglicht. Über den mechanischen Gelenkarm lässt sich die Kinematik am Situs manuell ausrichten. Dadurch kann die Mechanik sehr klein ausgelegt werden. Dies beinhaltet die Reduzierung der Länge der Hebelarme und der nötigen Traglast der Kinematik. Instrumente werden direkt vom Chirurgen eingesetzt, wodurch ein schneller Wechsel von manueller und teleoperierter Instrumentenführung möglich wird. Die Komplexität wird deutlich reduziert. Dabei bleibt der Manipulator und die Schwenkeinheit unterhalb der um 30° geneigten Sichtachse zwischen Mikroskop und dem etwa 150 mm oberhalb des OP-Tisch liegenden OP-Gebietes (Abbildung 4-10a).

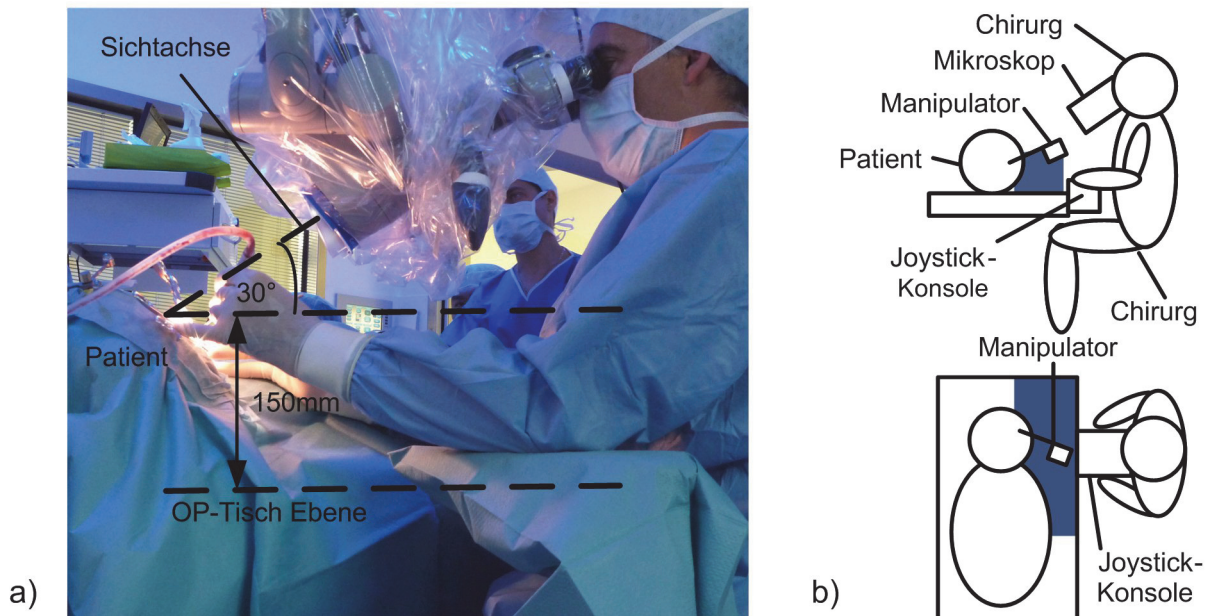


Abbildung 4-10: Die Anordnung des Manipulators und der Schwenkeinheit rechts oder links vom Chirurgen ermöglicht einen sehr kleinen Aufbau der Kinematiken und einen schnellen Wechsel zwischen manueller und telemanipulierter Instrumentenführung. Die begrenzten Platzverhältnisse machen aber eine sehr genaue Betrachtung der Arbeitsräume erforderlich. a) Geometrische Bedingungen am OP-Tisch. b) Übersicht über mögliche zur Verfügung stehende Bauräume. © MiMed 2010.

Kinematik

Zur Auswahl eines geeigneten Kinematiktyps wurden die aus dem Stand der Technik bekannten Systeme untersucht. Viele dieser Systeme besitzen ein mechanisch definiertes fiktives Drehzentrum, welches an der Einstichstelle am Körper (z.B. Trokar im Augapfel) liegt. Diese Systeme lassen sich am Mittelohr nicht einsetzen, da das Drehzentrum in der Nähe der Instrumentenspitze liegen muss. Einige Kinematiken sind aufgrund ihrem mechanischen Aufbau ungeeignet, wie Kinematiken mit mechanischem fiktivem Drehzentrum nach dem Prinzip des Balkenparallelogramms (Abbildung 4-11).

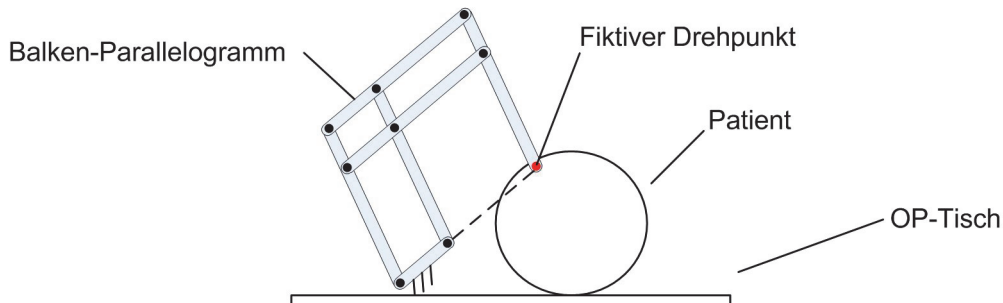


Abbildung 4-11: Das Balkenparallelogramm als Kinematik mit fiktivem Drehpunkt an der Instrumentenspitze führt zu großen Aufbauten. © MiMed 2010.

Bei diesen Kinematiken befindet sich der fiktive Drehpunkt stets auf einer Linie mit dem Basisglied. Wird der Drehpunkt auf die Instrumentenspitze gelegt, so ist eine kompakte Lösung nicht mehr zu realisieren. Die Kinematik müsste um den Kopf des Patienten herum führen. Parallelkinematiken haben häufig den Nachteil, dass sie durch den voluminösen Aufbau den Blick auf den Situs verdecken und viel Platz benötigen oder aber über einen geringen Schwenkbereich verfügen (vgl. z.B. Nakano *et al.* (2009)). Serielle Kinematiken mit softwaregesteuertem fiktivem Drehzentrum sind flexibel hinsichtlich des Drehpunktes. Allerdings sind die Bewegungen der Kinematik für den Chirurgen weniger intuitiv und bei Ausfall eines Antriebes besteht ein Sicherheitsrisiko, da sich die Kinematik plötzlich völlig anders bewegt. Zudem sind sehr schnelle Ausgleichbewegungen einiger Freiheitsgrade erforderlich, um eine dynamische Gesamtbewegung zu realisieren (vgl. Üneri *et al.* (2010)).

Für das Mikro-Telemanipulationssystem wurde eine serielle Kinematik mit fünf aktiven Freiheitsgraden umgesetzt. Die Hauptbewegungen des Instrumentes werden durch den motorisierten Manipulator durchgeführt, welcher drei kartesisch angeordnete translatorische Freiheitsgrade (x - y - z) besitzt. Am Manipulator werden über eine Instrumentenaufnahme und eine Zangenaufnahme handelsübliche mikrochirurgische Instrumente befestigt. Der Zangenadapter kann motorisiert bewegt werden (Freiheitsgrad w) und ermöglicht das Öffnen und Schließen eingesetzter Zängchen. Über eine Schwenkeinheit kann der Manipulator in den beiden rotatorischen Freiheitsgraden χ und θ ausgerichtet werden. Die Schwenkeinheit führt dabei mittels zweier Bogenführungen eine Drehung des Instrumentes um einen fiktiven Drehpunkt aus. Die Schwenkeinheit ist mit einem passiven Gelenkarm verbunden, welcher am OP-Tisch befestigt wird. Der Gelenkarm bietet sieben Freiheitsgrade zur Grobpositionierung des eingesetzten Instrumentes am Situs und reduziert den benötigten aktiven Arbeitsraum des Manipulators und der Schwenkeinheit.

Der fiktive Drehpunkt der Schwenkeinheit liegt, abhängig von der x - y - z -Stellung des Manipulators, nicht immer an der Instrumentenspitze. Dies hat den Nachteil, dass bei einer Schwenkung die Instrumentenspitze nicht exakt an derselben Stelle bleibt und bei Bedarf über die x - y - z -Achsen manuell ausgeglichen werden muss. Der Vorteil liegt in der vereinfachten Steuerung. Auf eine Steuerung mit inverser Kinematik kann verzichtet werden, da sich die Freiheitsgrade, relativ zur Instrumentenausrichtung, stets gleich verhalten. Ein Heben der y -Achse bewirkt das Heben des Instrumentes senkrecht zur Instrumentenachse. Wäre die Schwenkeinheit seriell vor dem Manipulator angeordnet, so hängt die Bewegungsrichtung beim Ansteuern der x - y - z -Achsen von der Stellung der Schwenkfreiheitsgrade χ und θ ab. Ein weiterer Vorteil dieser Anordnung liegt im modularen Aufbau. Existiert eine leicht lösbare Schnittstelle zwischen Schwenkeinheit und Manipulator, so kann der Manipulator auch ohne Schwenkeinheit betrieben werden. Als dritter Vorteil lässt sich die strukturelle Anordnung zur Optimierung der Sicht auf das Operationsgebiet nennen. Wie in Abbildung 4-12 ersichtlich, wird der kinematische Aufbau zur Instrumentenspitze keilförmig immer schmaler. Das Instrument ist so angeordnet, dass es stets das höchste Teil des Manipulators ist (Abbildung 4-13). Beides ermöglicht die freie Sicht auf den Situs bei jeder Stellung des Manipulators und der Schwenkeinheit.

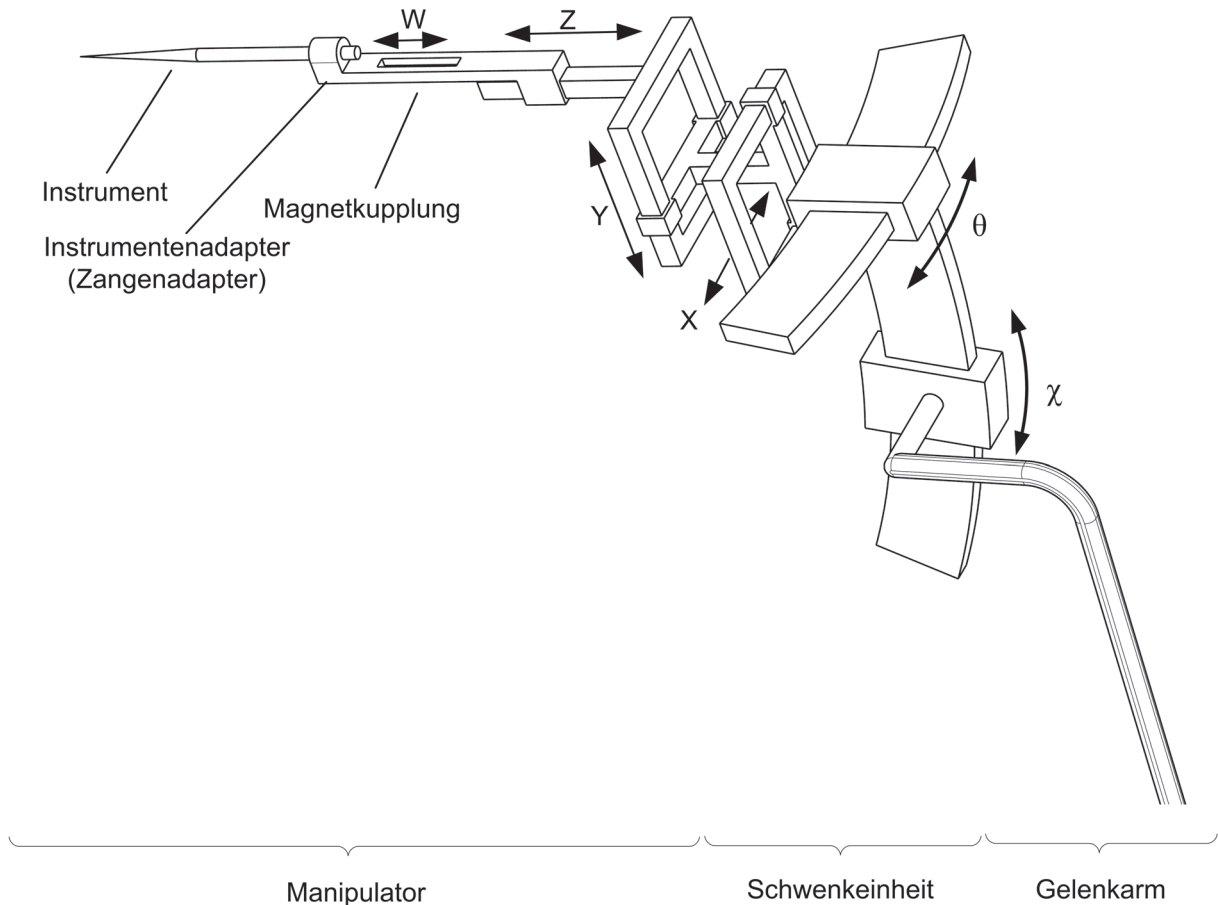


Abbildung 4-12: Prinzipskizze des Manipulators mit Schwenkeinheit und passivem Gelenkarm. Der Manipulator verfügt über drei translatorische Freiheitsgrade (x, y, z) sowie einen Freiheitsgrad zum Öffnen und Schließen von Zangen (w). Die Schwenkeinheit verfügt über zwei rotatorische Freiheitsgrade (χ, θ).

Der Arbeitsbereich des Manipulators wurde auf $20 \times 20 \times 20 \text{ mm}^3$ ($x-y-z$) festgelegt. Somit ist die Minimalanforderung hinsichtlich der Instrumentenbewegung aus dem vorherigen Abschnitt in z -Richtung (axiale Instrumentenrichtung) erfüllt. In x - und y -Richtung wurde der Bewegungsbereich etwas großzügiger bemessen, um den Manipulator nicht allzu genau am Situs ausrichten zu müssen. Die Freiheitsgrade der Schwenkeinheit χ, θ bieten eine Winkeländerung von 12° . Die Schwenkeinheit bleibt damit klein genug, um sich in das OP-Setup einzufügen (Abbildung 4-13).

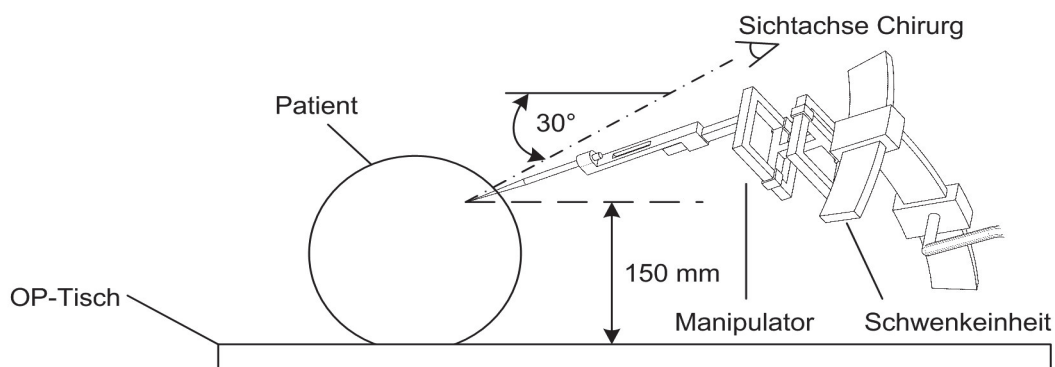


Abbildung 4-13: Manipulator und Schwenkeinheit fügen sich in das OP-Setup ohne Sichtbehinderung ein.

Antriebssystem

Der Antrieb der motorisierten Freiheitsgrade von Manipulator und Schwenkeinheit erfolgt über Servoantriebe. Die Übertragung der Motormomente auf die Führungen findet über Kurbelschubgetriebe (Manipulator) und Zahnstangengetriebe (Schwenkeinheit) statt.

Manipulator: Beim x-y-z-Tisch des Manipulators und der w-Achse zur Instrumentenbetätigung werden Vieregelenke beziehungsweise eine exzentrische Schubkurbel als Antriebsübersetzung eingesetzt. Diese Getriebe ermöglichen die Befestigung der Motoren überhalb und unterhalb des x-y-Tisches. Dadurch kann der Manipulator im Durchmesser sehr schmal ausgeführt werden, was die Sicht auf das Operationsgebiet verbessert.

Das Prinzip des verwendeten Vieregelenks ist in Abbildung 4-14 dargestellt. Der Servoantrieb schwenkt eine Kurbel um den Winkel γ in der ein Gleitstein geführt wird. Der Gleitstein ist mit der Linearführung des Manipulators gelenkig verbunden.

Die Übersetzung von Drehwinkel γ zur Verschiebung x folgt der Gleichung

$$x = j \cdot \tan(90 - \gamma) , \quad \gamma \in] 0 ; 180 [\quad . \quad (1)$$

Das Prinzip einer exzentrischen Schubkurbel ist in Abbildung 4-15 dargestellt. Der Servoantrieb dreht eine Kurbel, welche gelenkig mit einer Stange verbunden ist. Die Stange wiederum ist gelenkig mit der Linearachse des Manipulators verbunden. Die Übersetzung des Stellwinkels α zur Verschiebung z lässt sich aus einfachen geometrischen Bedingungen wie folgt berechnen:

$$z = \cos \alpha \cdot l_1 + \cos \beta \cdot l_2 \quad (2)$$

wobei gilt

$$\beta = \arcsin\left(\frac{h - l_1 \cdot \sin \alpha}{l_2}\right) , \quad \alpha \in] 0 ; 180 [\quad . \quad (3)$$

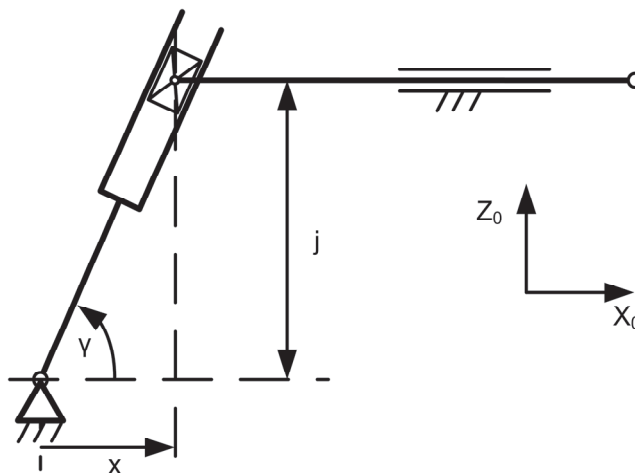


Abbildung 4-14: Prinzip des verwendeten Vieregelenks für den Manipulator. Entnommen aus Maier *et al.* (2010).

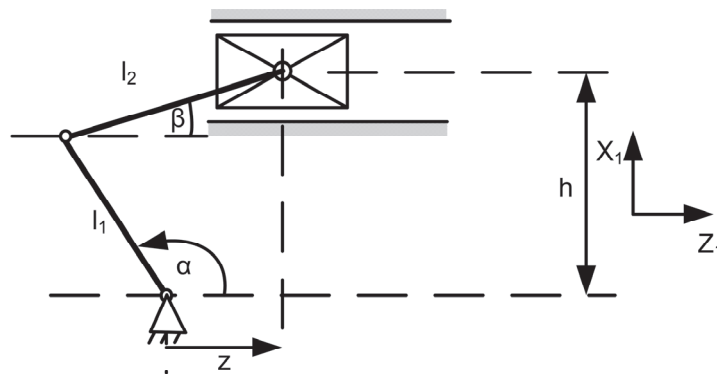


Abbildung 4-15: Prinzip der exzentrischen Schubkurbel für den Manipulator. Entnommen aus Maier *et al.* (2010).

Beide Schubkurbelgetriebe erlauben innerhalb eines begrenzten Bewegungsraums, in Abhängigkeit der Parameter l_1 , l_2 und j , eine annähernd lineare Übersetzung (Abbildung 4-16). Im Falle des reinen Telemanipulationsbetriebes kann deshalb auf eine Kompensation der Abweichungen verzichtet werden.

Die zu Beginn des Kapitels genannten Anforderungen hinsichtlich Präzision und Dynamik lassen sich auf die Antriebe des Manipulators wie folgt übertragen: Bei einem angenommenen maximalen Stellwinkel der Antriebe von $\alpha_{max,xyz}=90^\circ$ müssen diese einen Schrittinkel von höchstens $\tau_{xyz,min}=0,225^\circ$ besitzen, um der Forderung nach einer Schrittweite der Achsen von $s_{xyz,min}=0,05\text{ mm}$ bei einem Verfahrensweg von $x=y=z=20\text{ mm}$ zu entsprechen. Eine Winkelgeschwindigkeit von $\omega_{xyz,w}=180^\circ/s$ wird für die angestrebte Maximalgeschwindigkeit der x-y-z-Achsen von $v_{max,xyz}=40\text{ mm/s}$ und einer Schließzeit der w-Achse von $t_{w,min}=0,5\text{ s}$ benötigt. Um an der Zange das geforderte Drehmoment von $M_{Zange}=0,2\text{ Nm}$ zu erreichen, wird, je nach genauer Auswahl der Parameter von Schubkurbel und Viergelenk, ein Antrieb mit mindestens $M_{min,w}=0,05\text{ Nm}$ benötigt. Auch die x-y-z-Antriebe benötigen zum Aufbringen der geforderten Kraft von $F_{xyz,max}=3\text{ N}$ ein Drehmoment von etwa $M_{min,xyz}=0,05\text{ Nm}$.

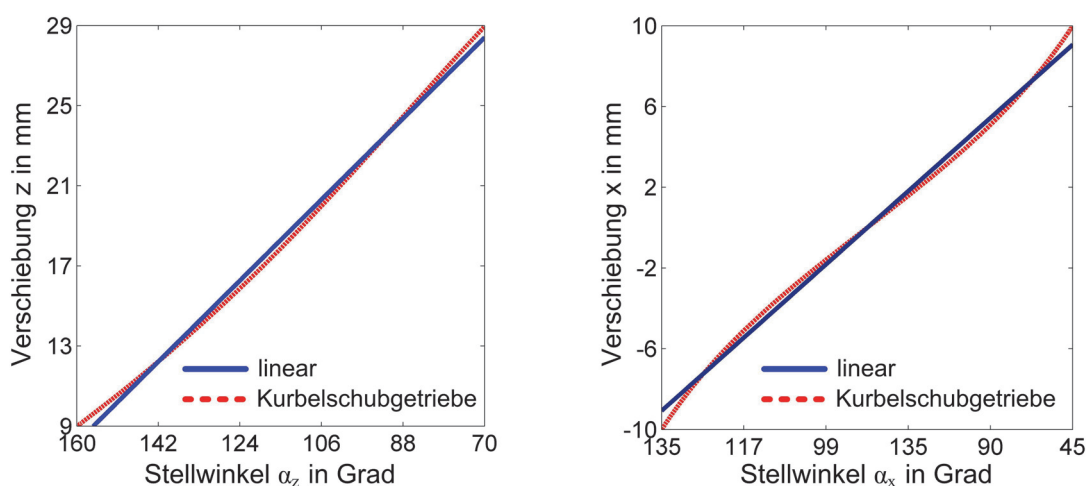


Abbildung 4-16: Die verwendeten Kurbelschubgetriebe ermöglichen ein nahezu lineares Übertragungsverhalten in dem verwendeten Winkelbereich. a) Übersetzung der exzentrischen Schubkurbel. b) Übersetzung des Viergelenks. Beide Abbildungen angelehnt an Maier *et al.* (2010).

Schwenkeinheit: Für die Schwenkeinheit wurde ein Zahnstangenantrieb vorgesehen. Die Übersetzung des Zahnstangenantriebes berechnet sich mit dem Drehwinkel des Antriebszahnrades η , dem Wälzkreisdurchmesser d_w des Antriebszahnrades, dem Schwenkwinkel θ sowie dem Radius der Bogenführung R zu

$$\theta = \frac{d_w \cdot \eta}{2R} \quad (4)$$

Die Anforderungen an die Dynamik und Präzision der Schwenkeinheit werden wie folgt auf die Antriebe übertragen: Mit $d_w=9\text{ mm}$ und $R=270\text{ mm}$ und einem geforderten Schrittwinkel der Schwenkeinheit von $s_{\theta_x, \min}=\theta=0,2^\circ$ folgt ein minimaler Schrittwinkel des Servoantriebes von $\tau_{\theta_x, \min}=12^\circ$. Die Winkelgeschwindigkeit des Servoantriebes muss damit mindestens $\omega_{\theta_x}=480^\circ/\text{s}$ betragen, um den Manipulator in 1,5 Sekunden um 12° Schwenken zu können. Für die geforderte statische Kraft von $F_{\max, \theta_x}=30\text{ N}$ wird ein Antriebsmoment von etwa $M_{\max, \theta_x}=0,09\text{ Nm}$ benötigt.

Instrumentenaufnahme und motorisch bewegliche Zangenaufnahme

Wie in Kapitel 4.4.1 vorgestellt sollen für das Mikro-Telemanipulationssystem möglichst viele Standardinstrumente der Mikro-Mittelohrchirurgie verwendet werden können. Als Referenz wurde das Instrumentenset der Firma KARL STORZ (Tuttlingen, Deutschland) verwendet. Dabei sind stabförmige und scherenförmige Instrumente zu unterscheiden, welche allesamt dampfsterilisierbar sind (Abbildung 4-17a). Um das Mikromanipulationssystem am OP-Tisch einsetzen zu können, werden die Komponenten mit sterilen Folien abgedeckt. Zur Befestigung der sterilen Instrumente am Manipulator wurden entsprechende sterilisierbare Aufnahmen entwickelt.

Die Anforderungen an die Aufnahmen sind:

- Aufnahme von stabförmigen und zangenförmigen Instrumenten
- Einfache und sichere Befestigung am Manipulator
- Öffnen/Schließen der zangenförmigen Instrumente durch die sterile Folie hindurch
- Schneller Instrumentenwechsel
- Dampfsterilisierbar bei 134°C , 3 bar

Entsprechend den Anforderungen wurden zwei Aufnahmen konzipiert: eine Instrumentenaufnahme und eine Zangenaufnahme. Die Aufnahmen verfügen über kleine Stifte, welche durch die sterile Folie hindurch in entsprechende Bohrungen des Manipulators eingepresst werden können. Dabei wird die sterile Folie nicht gelocht sondern tiefgezogen und die sterile Barriere somit aufrechterhalten (Abbildung 4-17c).

Die Zangenaufnahme ist zweiteilig ausgeführt (Abbildung 4-17b). Sie verfügt über eine feststehende Basis (4) und ein bewegliches Führungselement (1), welches über eine Schubstange von einer exzentrischen Schubkurbel angetrieben wird. Eingesetzte Zangen können auf diese Weise durch die sterile Folie hindurch motorisch bewegt werden. Der Instrumentenadapter (Abbildung 4-17d) nimmt über einen Klippmechanismus stabförmige Instrumente auf. Die Adapter werden aus biokompatiblen PEEK-Kunststoff gefertigt und können, zusammen mit den Instrumenten, ohne Demontage bei 134°C und 3 bar Druck dampfsterilisiert werden. Diese Sterilisationsmethode ist in allen Kliniken vorhanden und ist der Standard bei der Instrumentensterilisation.

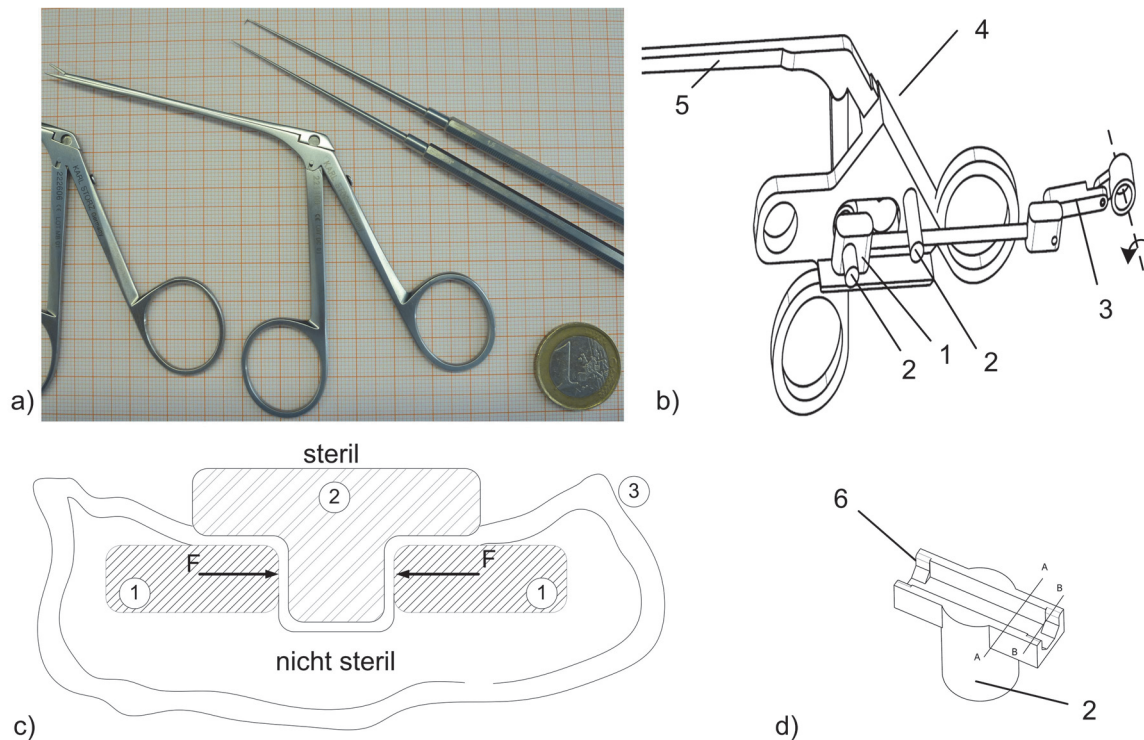


Abbildung 4-17: a) Zangenförmige und stabförmige Mikro-Instrumente werden am Manipulator über Aufnahmen befestigt. b) Die Zangenaufnahme ist zweiteilig ausgeführt und kann über den Manipulator bewegt werden: (1) beweglicher Schlitten des Manipulators (Freiheitsgrad w), (2) Stifte der Aufnahme zum Einpressen in den Manipulator, (3) exzentrische Schubkurbel, (4) feststehende Basis zum Halten der Zangen, (5) Zange. c) Prinzip der Befestigung der Halterungen am Manipulator. In eine Bohrung am Manipulator (1) wird durch die sterile Folie (3) hindurch der Stift (2) der Halterung eingepresst. d) Die Instrumentenaufnahme nimmt stabförmige Instrumente auf: (6) Klemmbacken, (2) Stift zum Einpressen in den Manipulator. Abbildungen b) und c) entnommen aus Maier *et al.* (2010).

Sicherheitsmechanismen

Es wurden mehrere Maßnahmen bei der Konzeption des Manipulators und der Schwenkeinheit zur Erhöhung der Sicherheit umgesetzt, welche im Folgenden aufgeführt sind.

Ausfall des Antriebssystems: Der Manipulator und die Schwenkeinheit dürfen sich bei defektem Antrieb oder Stromausfall nicht selbstständig infolge der Schwerkraft bewegen. Üblicherweise wird dieses Risiko bei großen Robotern durch selbsthemmende Getriebe oder mechanische Bremsen behoben. Beim Manipulator geschieht dies durch Reduzierung des Eigengewichtes sowie dämpfenden oder reibenden Elementen. Die auftretenden Kräfte sind so gering, dass sich der Manipulator ohne aktiven Antrieb nicht oder nur sehr langsam bewegt und somit keine Gefahr für den Patienten oder das OP-Personal darstellt.

Patient bewegt sich oder Versagen einer Schutzeinrichtung: Wenn in einem ersten Fehler die Sicherheitsvorkehrungen unwirksam werden, so wird eine zusätzliche Vorrichtung benötigt, welche eine Verletzung des Patienten ausschließt. Es können auch Zustände auftreten, auf die das System keinen Einfluss hat, wie etwa eine plötzliche Bewegung des Patienten. Dies erfordert die Möglichkeit, den Manipulator zu jeder Zeit schnell aus dem Situs zu entfernen. In die z-Achse wird dazu eine passive magnetische Kupplung integriert, welche den Antrieb vom Instrument trennt, sobald eine Kraft von etwa 3 N überschritten wird (Abbildung 4-18). Die Kraft orientiert sich an den üblicherweise auftretenden Kräften in der Mittelohrchirurgie.

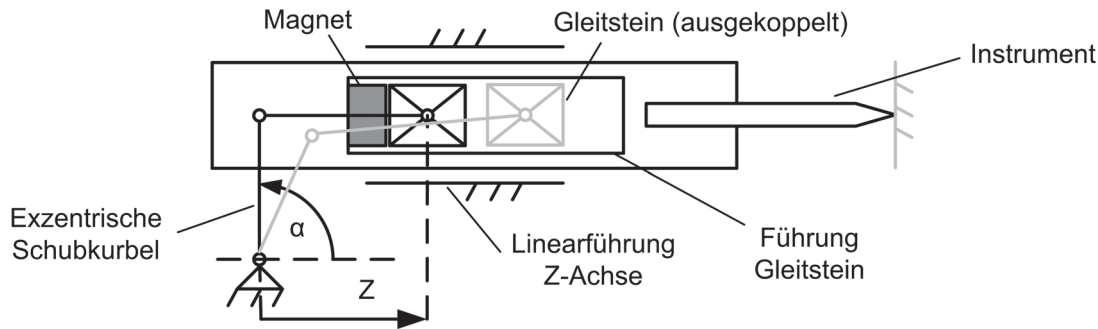


Abbildung 4-18: Magnetsicherung in der z-Achse des Manipulators: Wird die Kraft in Instrumentenrichtung zu groß, so löst sich der Gleitstein vom Permanentmagneten. Die exzentrische Schubkurbel ist mit dem Instrument dann nicht mehr verbunden und der Kraftfluss dadurch unterbrochen.

Eine wirksame Kraftbegrenzung ist für die z-Achse besonders wichtig, da die Instrumentenspitze immer in diese Richtung zeigt und damit das Verletzungsrisiko bei dieser Achse am Größten ist. Der Servoantrieb ist mit einer exzentrischen Schubkurbel verbunden, welche gelenkig an einem Gleitstein angebracht ist. Der ferromagnetische Gleitstein wird in seiner Führung durch einen Permanentmagneten fixiert. Die Führung des Gleitsteins ist in der z-Achse des Manipulators integriert. Das Drehmoment des Servoantriebes wird über den Magneten auf die Führung der z-Achse übertragen. Sobald die Kraft in Instrumentenrichtung eine definierte Kraft übersteigt, löst sich der Gleitstein vom Permanentmagneten, wodurch der Kraftfluss unterbrochen wird. Wird der Servoantrieb zurückbewegt, koppelt der Gleitstein automatisch wieder am Magneten an.

Durch das geringe Gewicht des Manipulators und der Schwenkeinheit können leistungsschwache Servoantriebe verwendet werden. Der Manipulator und die Schwenkeinheit benötigen eine Maximalkraft von etwa 3 N in x - y - z -Richtung sowie in θ - γ -Richtung zur Ausführung der gestellten medizinischen Aufgaben. Da die Haltemomente der Motoren deutlich höher sein können als die Stellmomente werden die Zangen- und der Instrumentenhalter so ausgelegt, dass sich die Halterungen bei Überlastung verdrehen oder sich eingesetzte Instrumente aus den Halterungen lösen.

Durch das geringe Gewicht des Manipulators kann ein leichter, handelsüblicher Gelenkarm als Tragesystem verwendet werden. Dieser wird über eine zentrale Feststellschraube durch Kraftschluss arretiert. Im Notfall kann der Chirurg das System sofort aus dem OP-Gebiet entfernen, auch ohne Lösen der Feststellschraube.

4.6.3 Steuerkonsole

Anforderungen

Ein wesentliches Entwicklungsziel des Mikro-Telemanipulatorsystems ist die einfache Integrierbarkeit in bestehende Operationsabläufe. Dies beinhaltet unter anderem einen schnellen Wechsel zwischen manueller und telemanipulierter Instrumentenführung, eine einfache Mensch-Maschineschnittstelle und ein praktikables Sterilisationskonzept. Um dies zu ermöglichen, wurden folgende Anforderungen an die Steuerkonsole definiert:

1. Die Steuerkonsole muss sich in unmittelbarer Nähe zum Chirurgen befinden, idealerweise direkt vor ihm.

2. Durch den begrenzten Platz um den Chirurgen muss die Steuerkonsole sehr klein gebaut sein. Die Konsole muss zudem so gestaltet sein, dass sie den Zugang zum Patienten in keiner Weise behindert. Auch der Chirurg selbst darf an keiner Stelle behindert werden.
3. Die Konsole muss sich im sterilen Umfeld betreiben lassen. Es muss berücksichtigt werden, dass der Chirurg die Konsole selbst unter sterilen Bedingungen bedient.
4. Die Bedienung der Konsole soll intuitiv sein. Die Konsole soll auch ohne intensives Training sicher und effektiv bedient werden können.
5. Es besteht das Risiko, dass der Chirurg die Steuerkonsole versehentlich berührt, insbesondere wenn dieser manuell operiert. Daher sind Mechanismen erforderlich, die eine ungewollte Bewegung des Manipulators verhindern.
6. Die Konsole muss tolerant hinsichtlich Flüssigkeiten wie Blut oder Spülflüssigkeit sein. Der Sicherheitsmechanismus aus Anforderung 5 darf sich dadurch nicht beeinflussen lassen.

Konzeption einer am OP-Tisch bedienbaren Steuerkonsole

Die konzipierte Steuerkonsole besteht aus einer Bedieneinheit, einer Steuerelektronik, einer Freigabe-elektronik sowie einer ergonomisch geformten Abdeckung (Abbildung 4-19). In der Bedieneinheit sind Komponenten zur Eingabe und zur Anzeige untergebracht. Für Benutzereingaben stehen zwei Joysticks, ein Touchdisplay, ein Schalter sowie zwei Status-Leuchtanzeigen zur Verfügung. Die Steuerelektronik beinhaltet einen Steuerrechner, der die Steuersoftware abarbeitet, sowie Schnittstellen für den Manipulator, für die Schwenkeinheit und für die serielle Kommunikation mit externen Geräten. Die Steuersoftware liest die Joystickstellungen ein, wertet den Status von Touchdisplay, Schalter und Freigabeelektronik aus und berechnet daraus die Motorpositionen für Manipulator und Schwenkeinheit.

Platzierung im Bauraum

Aus der Bauraumanalyse von Kapitel 4.6.1 lässt sich ableiten, dass der Bereich zwischen OP-Tisch und Chirurg sich durch die gute Erreichbarkeit ideal für die Unterbringung der Steuerkonsole eignet. Die Steuerkonsole wird deshalb unmittelbar vor dem Chirurgen an der OP-Tisch Schiene befestigt. Die Steuerkonsole ist so gestaltet, dass sie sich in den Bauraum von etwa $300 \times 300 \times 100 \text{ mm}^3$ (BxHxT) optimal einfügt, ohne den Chirurgen zu behindern. Die Tiefe des Gehäuses ist dabei so gering, dass der Chirurg in der üblichen Position am OP-Tisch sitzen kann und die Konsole ihn bei manuellen Operationsschritten nicht stört.

Bedieneinheit

Über die Bedieneinheit soll der Chirurg die drei primären Freiheitsgrade des Manipulators x, y, z sowie den Freiheitsgrad zum Öffnen und Schließen der Zange w einfach und intuitiv ansteuern können. Zudem soll der Manipulator über die Schwenkeinheit in zwei rotatorischen Freiheitsgraden θ, χ neu ausgerichtet werden können. Als zentrales Bedienelement wurde die Verwendung von Joysticks, die Verwendung einer 6D-Maus (Spacemouse) oder die Verwendung eines Master-Manipulators in Betracht gezogen. Die drei Systeme werden in Tabelle 4-2 gegenüber gestellt.

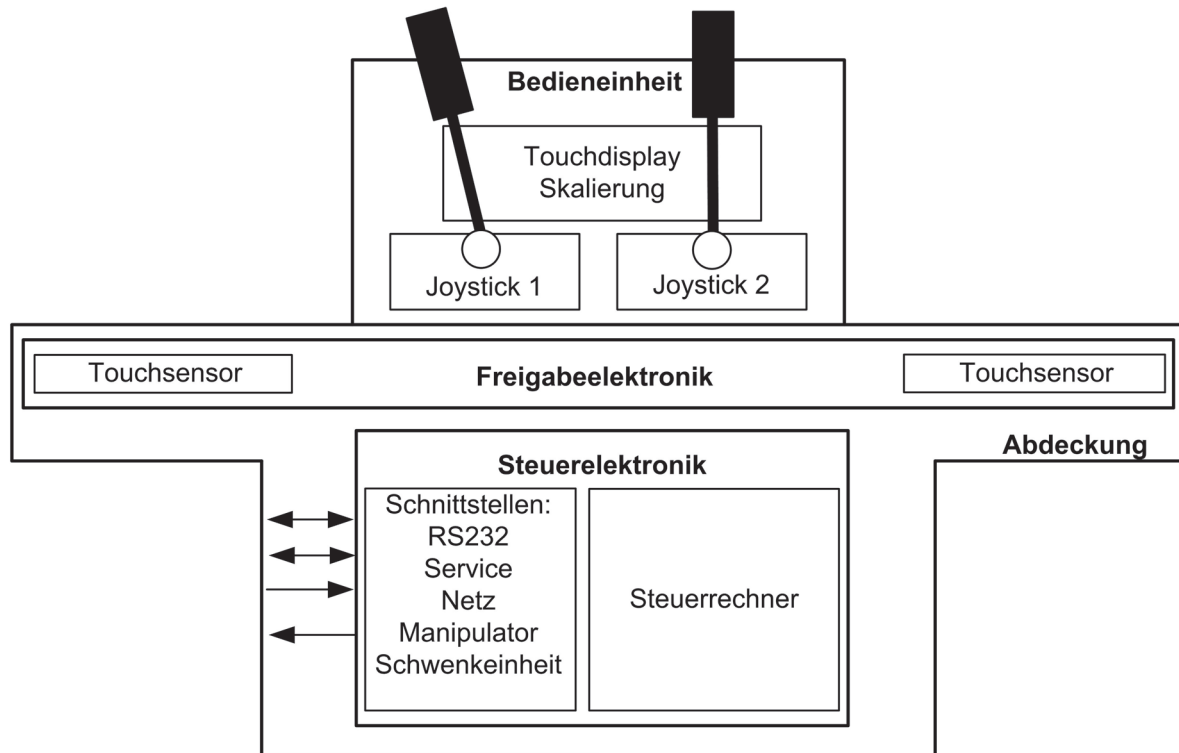


Abbildung 4-19: Prinzipskizze der Steuerkonsole bestehend aus den Hauptkomponenten Bedieneinheit, Steuerelektronik, Freigabeelektronik und Abdeckung.

Tabelle 4-2: Gegenüberstellung häufig verwendeter Bedienelemente für Telemanipulationssysteme.

Eingabesystem	Vorteile	Nachteile	Typ. Einsatz
Joysticks	<ul style="list-style-type: none"> + Intuitiv bedienbar, weit verbreitet + Geringe Baugröße + Bewegungsbereich 20-200 mm + Kostengünstig + Bei Verwendung mehrerer Joysticks Entkoppelung der Achsen möglich + Einfaches steriles Abdecken 	<ul style="list-style-type: none"> - Nur 2-3 Freiheitsgrade - Bewegung entspricht nicht der des Manipulators 	Vorgabe einer Geschwindigkeit oder einer Pose
6D-Maus	<ul style="list-style-type: none"> + Alle Freiheitsgrade abbildbar + Geringe Baugröße + Kostengünstig + Einfaches steriles Abdecken 	<ul style="list-style-type: none"> - Geringer Bewegungsbereich (< 10 mm) - Keine Entkoppelung der Freiheitsgrade 	Vorgabe einer Geschwindigkeit
Master-Manipulator	<ul style="list-style-type: none"> + Bewegung von Konsole und Manipulator ist identisch + Alle Freiheitsgrade abbildbar + Großer Bewegungsbereich 	<ul style="list-style-type: none"> - Groß - Komplex und teuer - Aufwendiges steriles Abdecken - Keine Entkoppelung der Freiheitsgrade 	Vorgabe einer Pose

Die Joysticks bieten für die Anwendung beim Mikro-Manipulatorsystem die meisten Vorteile. Die Chirurgen sind die Bedienung von Geräten mit Joysticks durch deren weite Verbreitung gewohnt. Besonders für die Ansteuerung von kartesischen Freiheitsgraden, wie denen des Manipulators, sind Joysticks eine häufig verwendete und effiziente Lösung. Die große Variantenvielfalt ermöglicht die gezielte Auswahl eines Joysticks für den zur Verfügung stehenden Bauraum. Master-Manipulatoren sind in der Regel groß und sperrig. Zudem können Joysticks über eine sterile Folie einfach abgedeckt und damit direkt vom Chirurgen am OP-Tisch bedient werden. Durch die komplexen Bewegungen der Master-Manipulatoren ist dies nicht ohne weiteres gewährleistet. Der große Bewegungsbereich von Joysticks, abhängig von Knüppellänge und Auslenkungswinkel, ermöglicht deren Verwendung auch für die Vorgabe einer Absolutposition. Von Nachteil ist die geringe Anzahl von Freiheitsgraden. Geht man von zwei- bis dreiachsigen Joysticks aus, so müssen zur Bedienung des Manipulators also mindestens zwei Joysticks verwendet werden. Zwischen zwei getrennten Joysticks findet dafür aber keine gegenseitige Beeinflussung bei der Bewegung statt, im Gegensatz zu einem Master-Manipulator oder einer 6D-Maus.

Die Umsetzung von Joystickwerten in Manipulatorbewegungen erfolgt bei Telemanipulationssystemen der Mikrochirurgie häufig durch einen der beiden folgenden Ansätze:

$$q_{\text{Manipulator}} = f(\varphi_{\text{Joystick}}) \quad (5)$$

$$\dot{q}_{\text{Manipulator}} = f(\varphi_{\text{Joystick}}) \quad (6)$$

Bei Formel 5 bewirkt eine Winkeländerung der Joysticks eine Positionsänderung des Manipulators. Steht der Joystick still, bewegt sich auch der Manipulator nicht. Die meisten Telemanipulationssysteme im Stand der Technik sind auf diese Art realisiert. Es wird eine sehr direkte und intuitive Bedienung des Manipulators ermöglicht. Ist der Bewegungsraum der Eingabekonsole ausgeschöpft, so muss der Bediener bei vielen Geräten die Konsole auskoppeln und an einer neuen Stellung wieder einkoppeln (sogenanntes Indexing). Wichtig ist, dass der Manipulator dem Joystick schnell genug folgen kann. Ist die Latenz oder der Geschwindigkeitsunterschied zu groß, so wird die Bedienung deutlich erschwert. Bei Formel 6 bewirkt eine Winkeländerung des Joysticks eine Geschwindigkeitsänderung des Manipulators. Steht der Joystick still, bewegt sich der Manipulator mit konstanter Geschwindigkeit. Rückstellfedern sorgen deshalb häufig dafür, dass die Joysticks nach dem Loslassen in die Nullstellung zurückkehren. Die Motorgeschwindigkeit ist dann Null. Aus Sicherheitsgründen muss die Maximalgeschwindigkeit häufig begrenzt werden.

Da der Bewegungsbereich des Manipulators lediglich $20 \times 20 \times 20 \text{ mm}^3$ beträgt, ist die Vorgabe einer Pose nach Formel 5 auch für einen Joystick als Eingabesystem praktikabel und wurde für das Mikro-Telemanipulationssystem aufgrund der direkteren Interaktion ausgewählt. Im Gegensatz zu Systemen aus der Forschung wurde beim Mikro-Telemanipulationssystem eine zu jeder Zeit feste Zuordnung von Joystick und Manipulator implementiert. Ist der Joystick am Anschlag, so ist auch die entsprechende Achse des Manipulators am Endanschlag. So lässt sich im kleinen Arbeitsraum des Manipulators anhand der Joystickstellung sofort erkennen wann die Arbeitsraumgrenzen erreicht sind. Mit zwei Joysticks können die vier primären Freiheitsgrade des Manipulators x , y , z , w zeitgleich angesteuert werden. Jeder Joystickachse ist dabei genau ein Freiheitsgrad zugeordnet. Ein Schalter an der Konsole ermöglicht das Umschalten auf die beiden Freiheitsgrade der Schwenkeinheit θ , χ , die zur Feinausrichtung des Manipulators verwendet wird (Abbildung 4-20). Über Stick-Slip freie Reibungsbremsen bleiben die Joysticks stets an ihrer jeweiligen Position stehen, lassen sich aber dennoch fein und präzise bewegen.

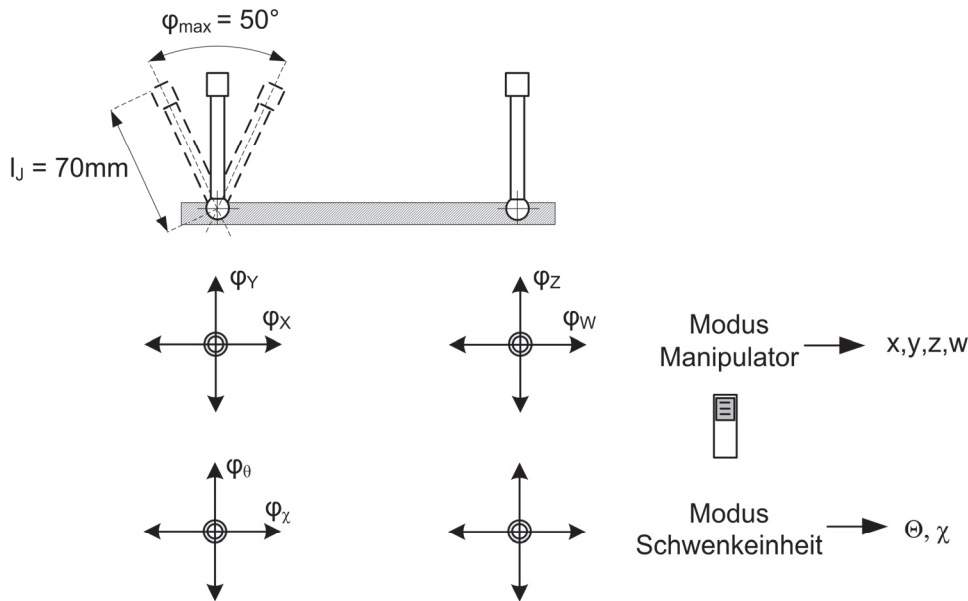


Abbildung 4-20: Die Bedieneinheit verfügt über zwei Joysticks zur Steuerung des Manipulators oder der Schwenkeinheit. Mit einem Schalter wird zwischen den beiden Modi gewechselt. Die Zuordnung der Freiheitsgrade von Manipulator und Joysticks beziehungsweise Schwenkeinheit und Joysticks findet nach obiger Abbildung statt.

Zwei Status-Leuchtanzeigen an der Konsole liefern einen schnellen Überblick über die Systembereitschaft: Grün bedeutet *bereit*, rot bedeutet *deaktiviert*. Ein Touchdisplay sorgt zudem für weitere Interaktionsmöglichkeiten. In der aktuellen Ausbaustufe des Mikro-Telemanipulationssystems wird es für den Wechsel zwischen verschiedenen Skalierungen eingesetzt. Damit kann das Übersetzungsverhältnis K_f zwischen Joystickausrückung und Manipulatorstellung variiert werden.

Skalierung

Als zentrales Steuerelement der Bedieneinheit wurden Joysticks mit einem Winkelbereich von $\varphi_{\max} = 50^\circ$ und einer Knüppellänge von $l_J = 70\text{ mm}$ ausgewählt (Abbildung 4-20). Werden die Joysticks an der Knüppelspitze gegriffen und bedient, so ergibt dies einen Bewegungsbereich von etwa 60 mm pro Freiheitsgrad nach

$$U_J = \frac{2\pi \cdot l_J \cdot \varphi_{\max}}{360^\circ}. \quad (7)$$

Zwischen Joystick und Manipulatorachsen mit einem Verfahrweg von $x=y=z=20\text{ mm}$, besteht also ein Skalierungsfaktor von $K_f = x/U_J = 1:3$. Neben dieser mechanisch begründeten Skalierung wurde zudem die Möglichkeit geschaffen, die Skalierung per Software zu verändern, um unterschiedlichen Bedürfnissen während der Operation gerecht zu werden. Versuche beim klinischen Partner in Leipzig haben die Notwendigkeit dafür gezeigt.

Um die Skalierung während der OP flexibel ändern zu können, ohne dass die beschriebene feste Zuordnung von Joystick und Manipulator aufgegeben werden muss, wurde eine neue Steuerungsstrategie entwickelt. Der verwendete Ansatz sieht vor, dass der zur Verfügung stehende Bewegungsraum des Manipulators dynamisch auf den Bewegungsraum der Joysticks angepasst wird. Das dafür notwendige Aus- und Einkoppeln (sogenanntes Indexing) wird automatisch durchgeführt und macht eine zusätzliche Benutzerinteraktion überflüssig. Bei einer Skalierung von $K_f = 1:3$ wird der Motor einer Achse in seine Extremstellung gefahren, wenn der jeweilige Joystick in seine Extremstellung fährt. Wird die Skalierung geändert, so wird der gesamte Joystickbereich auf einen kleineren reduzierten Motorbereich

abgebildet. In den folgenden Berechnungen wird die Skalierung zwischen Motor und Joystick nach Formel 8 modelliert, wobei q die Motorposition, φ die Joystickstellung, K_f den Skalierungsfaktor und t den q -Achsenabschnitt darstellen.

$$q = K_f \cdot \varphi + t \quad (8)$$

Die Berechnungen werden zur Veranschaulichung nur an einem Freiheitsgrad vorgenommen, gelten aber bei mehreren Freiheitsgraden analog. Wird zwischen mehreren Skalierungen beliebig gewechselt, so sind zwei Transitionen zu unterscheiden:

1. Der Skalierungsfaktor wird verringert.
2. Der Skalierungsfaktor wird erhöht.

Verringerung des Skalierungsfaktors: Wechselt der Benutzer von der Skalierung K_{f_g} in einen feineren Betriebsmodus K_{f_h} , so soll die Umstellung der Skalierung dynamisch im Programmablauf geschehen.

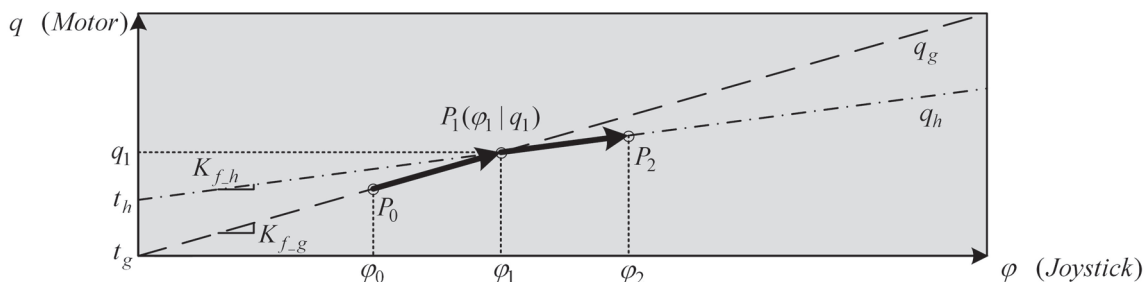


Abbildung 4-21: Abhängigkeit von Joystickstellung und Motorposition bei einem Übergang von einer höheren in eine niedrigere Skalierung im Punkt $P_1(\varphi_1 | q_1)$. © MiMed 2010.

In Abbildung 4-21 bewegt der Benutzer den Joystick von der Stellung φ_0 zu φ_1 bei einer Skalierung von K_{f_g} . Die Joystickstellung φ wird nach Vorschrift 9 in die Achsposition q_g überführt. An der Stelle φ_1 möchte der Benutzer feiner arbeiten und verringert die Skalierung an der Steuerkonsole auf den Faktor K_{f_h} . Am aktuellen Punkt $P_1(q_1 | \varphi_1)$ wird dazu eine neue Strecke mit der Steigung K_{f_h} generiert. Die Motorposition q_h wird aus der Joystickstellung φ ab diesem Zeitpunkt nach Formel 10 berechnet. Bewegt der Benutzer den Joystick nun von φ_1 nach φ_2 , so wird bei gleichem Joystickweg nur noch ein geringerer Motorweg zurückgelegt, als von φ_0 nach φ_1 .

$$q_g = K_{f_g} \cdot \varphi + t_g \quad (9)$$

$$q_h = K_{f_h} \cdot \varphi + (q_1 - K_{f_h} \cdot \varphi_1) \quad \text{mit} \quad t_h = q_1 - K_{f_h} \cdot \varphi_1 \quad (10)$$

Erhöhung des Skalierungsfaktors: Will der Benutzer von einer Skalierung K_{f_h} in einen größeren Betriebsmodus mit der Skalierung K_{f_g} wechseln, so muss dieser einen zusätzlichen Bedienschritt ausführen, um die absolute Zuordnung von Motor und Joystick in der Skalierung K_{f_g} zu garantieren und um einen maximalen Bewegungsspielraum des Instrumentes im Situs zu gewährleisten. In Abbildung 4-22 bewegt der Benutzer den Joystick von φ_6 nach φ_5 mit Skalierung K_{f_h} . An der Stelle $P_5(\varphi_5 | q_5)$ wechselt der Benutzer in die größere Skalierung mit dem Faktor K_{f_g} . Der Motor wird an dieser Stelle ausgekoppelt, das heißt, eine Joystickbewegung wird nicht mehr auf den Motor übertragen. Der Bediener muss nun den Joystick in Richtung P_4 bewegen. Die Motorposition bleibt im Übergang von P_5 auf P_4 konstant. Im Punkt P_4 koppelt der Motor wieder ein (Abbildung 4-22).

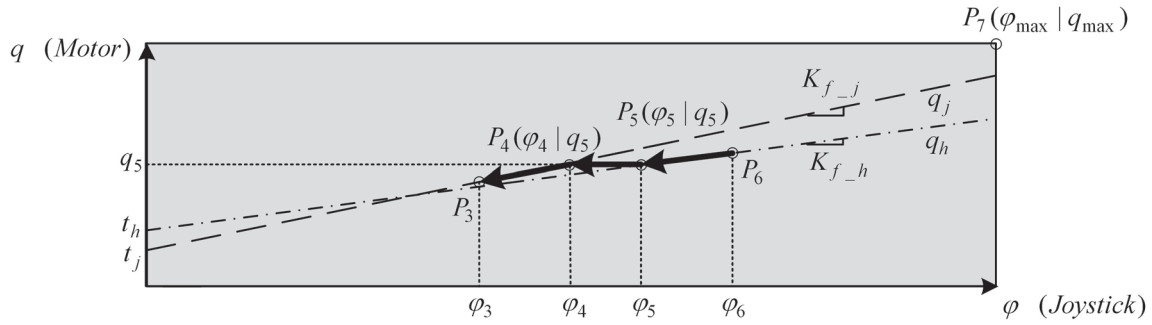


Abbildung 4-22: Darstellung der Abhängigkeit von Joystick- und Motorposition bei einem Übergang von einer niedrigen in eine höhere Skalierung im Punkt $P_5(\varphi_5|q_5)$. © MiMed 2010.

Die Stellung φ_4 , an welcher der Motor wieder eingekoppelt wird, hängt von zwei Vorgaben ab:

1. Wenn der Motor sich in einer Maximalstellung befindet, soll sich auch der Joystick in Maximalstellung befinden. Dies verhindert, dass der Motor überraschend an den Endanschlag kommt, obwohl der Joystick noch Spielraum in diese Richtung hätte. Der Joystick stellt also stets den noch möglichen Bewegungsbereich des Manipulators dar, was zu einer intuitiveren Bedienung des Systems führt.
2. Der Bewegungsspielraum des Manipulators soll ab dem Zeitpunkt des Einkoppelns in beide Richtungen möglichst gleich groß sein. Dies wird vor allem durch den geringen Arbeitsraum des Manipulators nötig. Es soll verhindert werden, dass nach einem Wechsel der Skalierung sofort wieder umskaliert werden muss, weil der Bewegungsbereich des Manipulators in eine Richtung bereits ausgereizt wurde.

Vorgabe 1 kann umgesetzt werden, wenn in Abhängigkeit der neuen Skalierung K_{f-j} der Punkt der Wiedereinkoppelung φ_4 so gewählt wird, dass Maximal- und Minimalwert des Motors nicht überschritten werden können. Dies ist für alle φ_4 der Fall, die sich zwischen den beiden Geraden q_{j_max} und q_{j_min} befinden (Abbildung 4-23). Der nach Vorgabe 2 optimale Bereich, bei dem der Bewegungsraum der Motoren zu beiden Seiten gleich groß ist, liegt offensichtlich in der Mittelstellung des Joysticks bei $\varphi_{max}/2$. Es ergeben sich die optimalen Positionen φ_4 zum Einkoppeln nach Formel 11, 12 und 13. Sie liegen offensichtlich auf den Strecken $[AB]$, $[BC]$ und $[CD]$.

$$\varphi_4 = \frac{1}{2} \varphi_{max} \quad \text{für} \quad q_{max} - \frac{1}{2} \varphi_{max} \cdot K_{f-j} > q_5 > \frac{1}{2} \varphi_{max} \cdot K_{f-j} \quad (11)$$

$$\varphi_4 = \frac{q_5 - q_{max} - \varphi_{max} \cdot K_{f-j}}{K_{f-j}} \quad \text{für} \quad q_5 \geq q_{max} - \frac{1}{2} \varphi_{max} \cdot K_{f-j} \quad (12)$$

$$\varphi_4 = \frac{q_5}{K_{f-j}} \quad \text{für} \quad q_5 \leq \frac{1}{2} \varphi_{max} \cdot K_{f-j} \quad (13)$$

Sobald der Joystick die Stelle φ_4 überfährt, werden die Motoren wieder eingekoppelt (Abbildung 4-22). Die Motorposition q_j wird aus der Joystickstellung φ ab diesem Zeitpunkt nach Formel 14 berechnet. Bewegt der Benutzer den Joystick nun von φ_4 nach φ_3 , so wird bei gleichem Joystickweg nun ein größerer Motorweg zurückgelegt, als bei gleicher Strecke von φ_6 nach φ_5 .

$$q_j = K_{f-j} \cdot \varphi + (q_5 - K_{f-j} \cdot \varphi_{max}) \quad \text{für} \quad t_j = q_5 - K_{f-j} \cdot \varphi_{max} \quad (14)$$

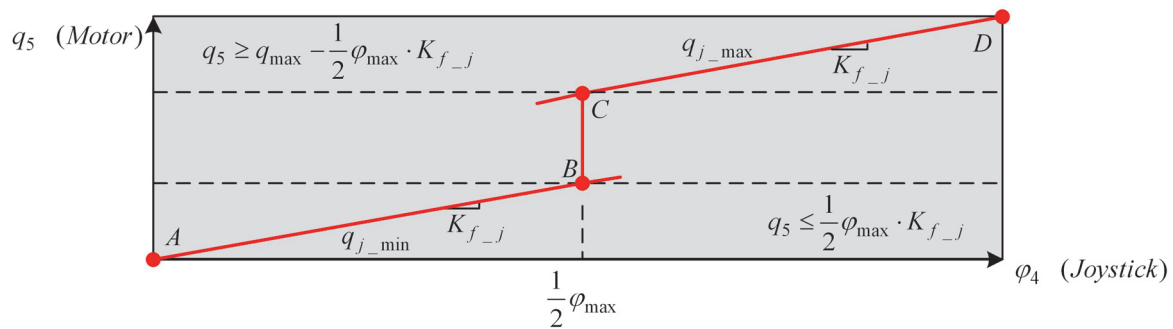


Abbildung 4-23: Optimale Joystickstellung zum Einkoppeln der Motoren: Bei einer Änderung der Skalierung ist ein Wiedereinkoppeln von Motor und Joystick erforderlich. Die Position φ_4 des Joysticks, an dem der Motor wieder einkoppelt, hängt von der aktuellen Motorposition beim Skalierungswechsel q_5 ab. Die optimalen Einkoppelungspunkte liegen auf den Strecken [AB], [BC] und [CD]. © MiMed 2010.

Zum Schutz empfindlicher Strukturen, die sich unmittelbar vor dem Instrument in Richtung der z-Achse befinden, findet der Einkoppelvorgang am Punkt P_4 für die z-Achse lediglich in der Rückwärtsbewegung statt, wie in Abbildung 4-22 dargestellt. Befindet sich der Punkt P_4 hingegen in der Vorwärtsbewegung, so muss die Stelle φ_4 zunächst überfahren werden. Erst in der Rückwärtsbewegung werden dann die Motoren eingekoppelt.

Freigabeelektronik

Durch die unmittelbare Nähe der Steuerkonsole zum Chirurgen besteht die Gefahr einer unbeabsichtigten Bewegung der Joysticks und damit einer Bewegung des im Manipulator eingesetzten Instrumentes. Zur Behebung dieses Risikos wird ein Mechanismus benötigt, mit dem sich der Manipulator lediglich bedienen lässt, wenn es der Intention des Bedieners entspricht. Üblicherweise werden für ähnliche Anwendungen mechanische Schalter an den Joysticks, Fußschalter oder Lichtschranken verwendet. Die bekannten Lösungen sind bei der vorliegenden Anwendung allerdings nicht optimal. Lichtschranken und mechanische Schalter sind mit sterilen Folien, welche zur sterilen Abdeckung der Steuerkonsole benötigt werden, schlecht kombinierbar. Entsprechende Versuche, etwa mit Silikontastern, haben gezeigt, dass die Gefahr einer Fehlauflösung durch eine verspannte sterile Folie besteht. Eine zu hohe Auslösekraft der Taster hingegen verringert den Bedienkomfort sehr stark, vor allem bei längerer Operationsdauer. Fußschalter sind eine einfache Möglichkeit der Freigabe, allerdings ist deren Anzahl im OP-Setup bereits so groß, dass eine Verwechslung zu befürchten ist (Abbildung 4-24a).

Um die genannten Probleme bekannter Lösungen zu vermeiden, wurde ein Sicherheitssystem mit kapazitiven Sensoren entwickelt. Dabei werden in beiden Joystickknüppeln sowie in beide Handablagen kapazitive Sensorflächen integriert und mit entsprechenden Sensoren verbunden. Kapazitive Sensoren basieren auf dem Prinzip, dass sich die Kapazität einer Metallplatte (Elektrode) ändert, wenn man in ihre Nähe Wasser, Metall oder sonstige polarisierbare oder leitfähige Materialien bringt (Baxter, 1996). Nähert sich also eine Hand oder ein Finger den Handablagen beziehungsweise den Joysticks, so ändern sich die elektrischen Kapazitäten der Sensorflächen. Dies wird von den Sensoren erfasst und als Freigabesignale I_{FE1} bis I_{FE4} an den Steuerrechner übermittelt (Abbildung 4-24b). Zur Erhöhung der Fehlersicherheit müssen stets zwei Sensoren auslösen, um den Manipulator freizuschalten. Dabei muss immer ein Sensor eines Joystick und einer Handablage ausgelöst sein. Um eine einhändige Bedienung des Manipulators zu ermöglichen, beispielsweise, wenn manuelle und telemanipulierte Instrumentenführung parallel stattfinden soll, werden vier Sensoren verwendet. Somit genügt eine Hand an der Steuerkonsole, wahlweise die Rechte oder Linke, um den Manipulator freizugeben.

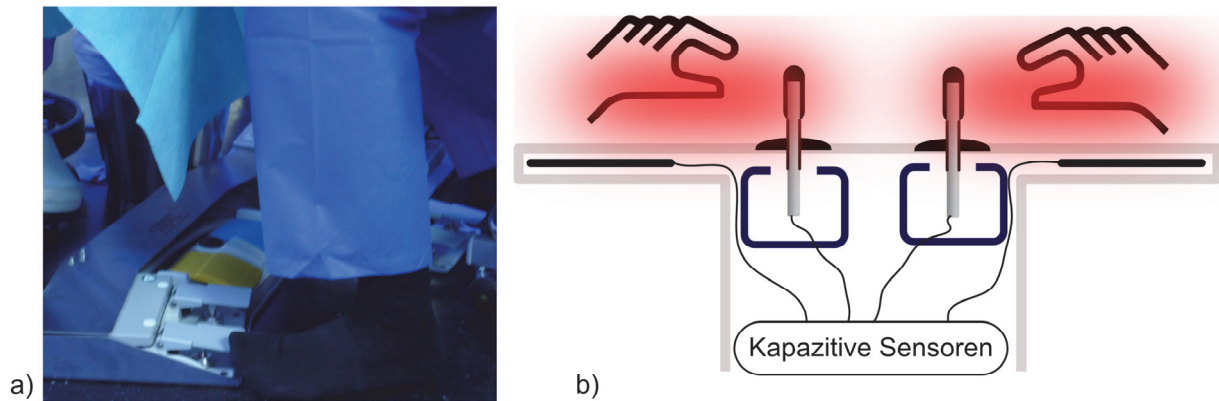


Abbildung 4-24: a) Wegen der derzeit bereits am Boden befindlichen hohen Anzahl an Fußschaltern (hier sechs Stück) soll beim Mikro-Telemanipulationssystem auf einen solchen Schalter zur Freigabe des Systems verzichtet werden. b) Statt dessen kommt ein automatisches Sicherheitssystem auf Basis kapazitiver Sensoren zum Einsatz, das den Chirurgen nicht zusätzlich ablenkt. Die Hände des Chirurgen sorgen dabei für eine Kapazitätsänderung an Sensorflächen in den Joysticks und den Handablagen, die von kapazitiven Sensoren erfasst werden. Es kann somit bestimmt werden, ob sich die Hände an der Steuerkonsole befinden. Der Manipulator wird dann automatisch freigeschaltet. Angelehnt an Maier *et al.* (2010b).

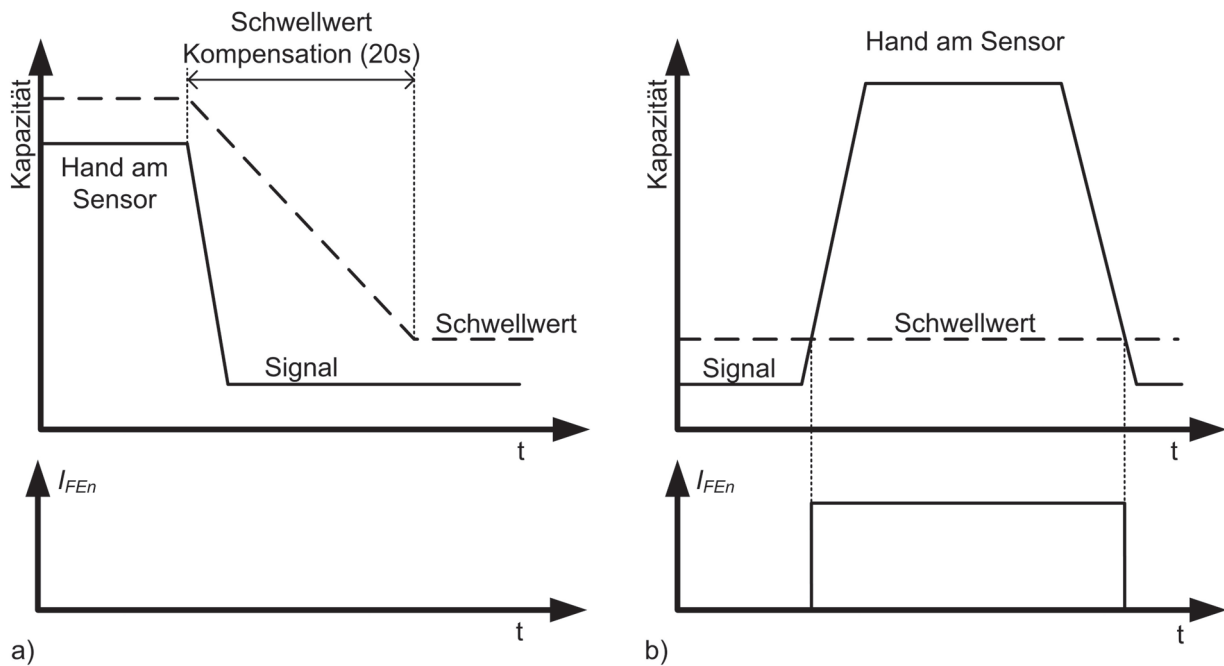


Abbildung 4-25: Die kapazitiven Sensoren des Freigabemechanismus sind so ausgelegt, dass sich die Einschaltswelle dynamisch den Umgebungsbedingungen anpasst. Dies ist notwendig, wenn sich die Hände des Chirurgen beim Kalibrieren der Sensoren an der Konsole befinden. Allerdings wird der Schwellwert lediglich verringert (a), aber nie erhöht (b). Dadurch bleibt die Konsole immer in einem sicheren Zustand. Die Freigabesignale $I_{FE1} - I_{FE4}$ werden an den Steuerrechner zur weiteren Verarbeitung übertragen. Angelehnt an Maier *et al.* (2010b).

Die Umgebungsbedingungen der Sensoren können sich ändern. Temperatur, Luftfeuchtigkeit und Objekte in der Umgebung der Steuerkonsole machen eine Anpassung der Schaltschwelle erforderlich. Deshalb wird bei aktuellen kapazitiven Sensoren zunächst die Kapazität nach dem Einschalten ermittelt und erst ab einem darüberliegenden Schwellwert ein Schaltvorgang ausgeführt. Die Ausgangskapazität wird also bei jedem Einschaltvorgang neu eingemessen.

Befindet sich beim Einschaltvorgang eine Hand des Chirurgen an der Steuerkonsole, so wird der Sensor die Kapazitätsänderung durch die Hand nicht mehr detektieren, da er diese der Grundkapazität zuschreibt (Abbildung 4-25a). Der Bediener wäre also nicht mehr in der Lage den Manipulator freizuschalten. Deshalb sollte der Sensor den Schwellwert absenken, sobald der Bediener die Hand wieder von der Konsole nimmt. Bei der nächsten Handberührung kann so der Schwellwert wieder überschritten werden. In die andere Richtung ist eine dynamische Anpassung der Schaltschwelle allerdings unerwünscht. Wenn sich die Hände des Chirurgen für längere Zeit an der Konsole befinden, darf die Schaltschwelle nicht nach oben korrigiert werden (Abbildung 4-25b). Ansonsten würde der Manipulator während des Eingriffs plötzlich stoppen.

Steuerelektronik

Die Steuerelektronik hat die Aufgabe, die Sensorwerte und Zustände der Bedieneinheit auszulesen, die aufgenommenen Werte und Zustände zu speichern, entsprechende Ausgabewerte zu berechnen und diese über Schnittstellen an die angeschlossenen Komponenten in geeigneter Form auszugeben. Sie besteht aus den Komponenten Steuerrechner, Schnittstelleneinheit und Steuersoftware (Abbildung 4-26).

Als Rechensystem wurde die Verwendung eines Personalcomputers (PC) sowie eines Mikrocontroller (μC) geprüft. Unter einem Mikrocontroller versteht man einen Ein-Chip-Computer, der neben dem Prozessor noch weitere Peripheriekomponenten sowie Arbeits- und Programmspeicher integriert hat. Häufig sind Mikrocontroller in die Anwendung eingebettet und werden als solche nicht als eigenständiger Rechner wahrgenommen. Für die Entscheidung, ob ein Mikrocontroller oder ein PC für die Steuerung des Mikro-Telemanipulationssystems verwendet werden soll, sind in folgender Tabelle die jeweiligen Vor- und Nachteile, bezogen auf die konkrete Anwendung des Mikro-Telemanipulationssystems, dargestellt. Diese Gegenüberstellung kann natürlich nur prinzipieller Natur sein, da das Spektrum an Sondersystemen und Mischformen sehr groß ist.

Tabelle 4-3: Gegenüberstellung von Mikrocontroller (μC) und Personalcomputer (PC) für die Steuerung von sicherheitskritischen Geräten in Echtzeit.

	Vorteile	Nachteile
μC	<ul style="list-style-type: none"> + Hohe Ausfallsicherheit, geringe Komplexität + Kein Betriebssystem notwendig + Echtzeitfähig + Geringe Baugröße + Geringe Wärmeentwicklung + Kein Hochfahren, sofort einsatzbereit + Hardware langfristig verfügbar + Kostengünstig 	<ul style="list-style-type: none"> - Geringe Leistungsfähigkeit - Kleiner Programm- und Datenspeicher - Geringe Flexibilität - Low-level Programmierung, wenige Bibliotheken - Anpassung an Anwendung notwendig
PC	<ul style="list-style-type: none"> + Sehr leistungsstark + Sehr großer Programm- und Datenspeicher + Umfangreiche Bibliothekensammlungen + Leistungsfähige Grafikausgabe 	<ul style="list-style-type: none"> - Regelmäßige Updates notwendig - Echtzeitfähiges Betriebssystem notwendig - Zeit für Hochfahren benötigt. - Hohe Systemkomplexität, vielzahl von externen Komponenten, steigende Ausfallwahrscheinlichkeit

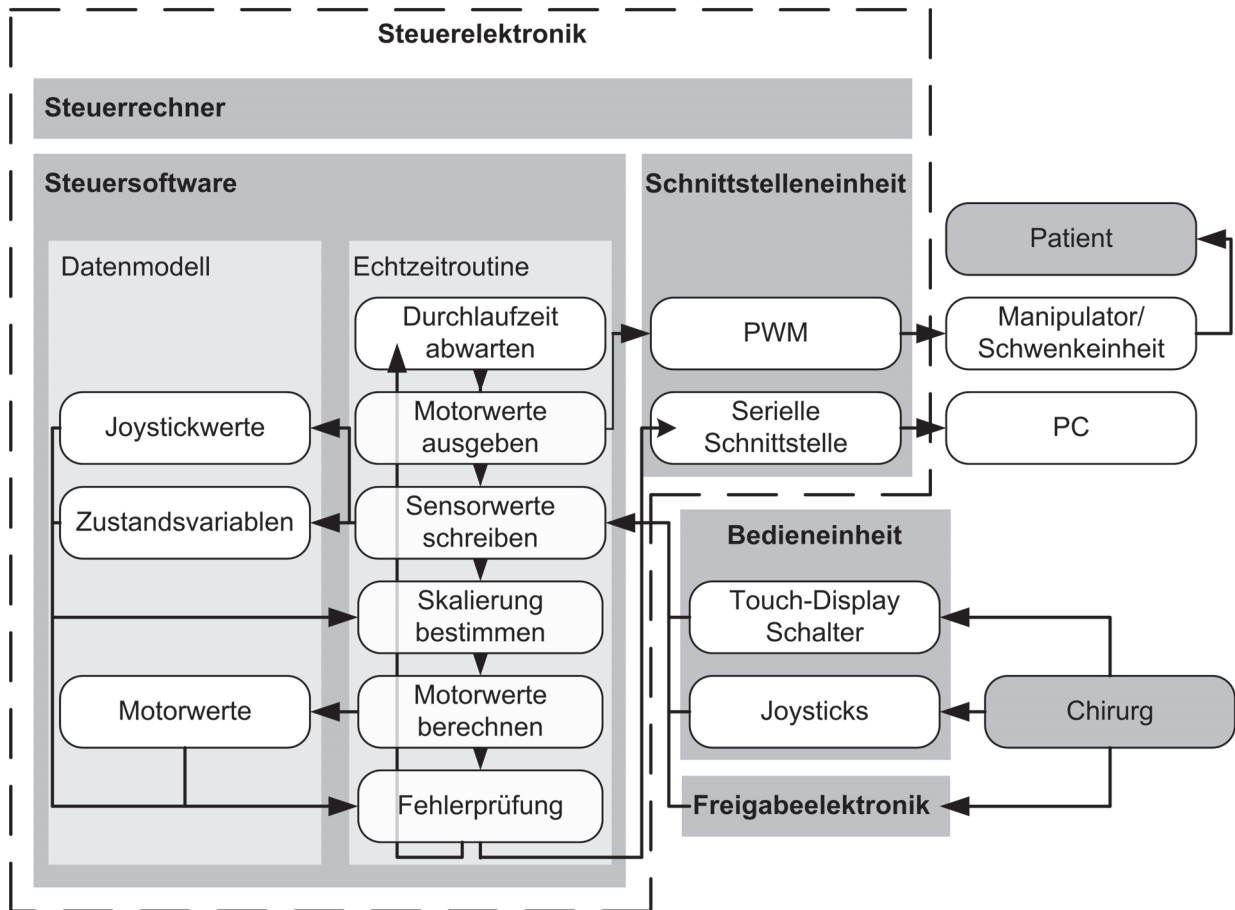


Abbildung 4-26: Prinzipskizze der Steuerkonsole mit Einbindung in das Mikro-Telemanipulationssystem und das OP-Umfeld.

Aufgrund der angestrebten geringen Komplexität des Mikro-Telemanipulationssystems wird ein Mikrocontroller als Steuerrechner verwendet. Die durchzuführenden Berechnungen können von einem leistungsschwächeren Prozessor in der geforderten Durchlaufzeit abgearbeitet werden. Durch die geringe Baugröße und geringe Wärmeentwicklung eines Mikrocontrollers lässt sich damit eine sehr kleine Steuerkonsole aufbauen, die sich in den begrenzten, zur Verfügung stehenden, Bauraum einfügt. Bis auf den eigenen Code wird keine weitere Software ausgeführt. Bei entsprechender Programmierung ist der Mikrocontroller echtzeitfähig.

Neben dem Mikrocontroller als zentrale Recheneinheit verfügt die Steuerelektronik noch über eine Schnittstelleneinheit. Sie beinhaltet eine Schnittstelle zum Anschluss des Manipulators und der Schwenkeinheit sowie eine serielle Kommunikationsschnittstelle zum Anschluss weiterer externer Komponenten, wie einem PC. Über eine Service-Schnittstelle kann der integrierte Mikrocontroller zudem von außen programmiert werden. Ein Netzstecker versorgt die Steuerelektronik, den Manipulator und die Schwenkeinheit mit Strom aus zwei medizinischen Netzteilen.

Die Steuersoftware, welche auf dem Mikrocontroller ausgeführt wird, ist im Betrieb als Endlosschleife konzipiert, welche mit fester Zeitbasis T_0 durchlaufen wird. Die Echtzeitroutine greift auf ein zentrales Datenmodell zu, in dem die Joystickwerte, Zustandsvariablen und Motorwerte gespeichert werden. Dies ermöglicht den Zugriff eines jeden Prozesses der Echtzeitroutine auf die Daten. Der Steuerrechner gibt zunächst die Motorwerte $q[k-1]$ des letzten Zyklus an die Schnittstelleneinheit aus. Für den Manipulator und die Schwenkeinheit werden diese in PWM-Signale überführt. Anschließend werden die Joystickwerte $\varphi[k]$ sowie der Systemzustand (Skalierung K_f , Schalter $I_S[k]$, Freigabeelektronik $I_{FE_n}[k]$)

ausgelesen und im Datenmodell abgelegt. Diese Daten werden für die Berechnung des Skalierungswertes $K_f[k]$ und den Motorwerten $q[k]$ verwendet. Am Ende eines Zyklus findet eine Fehlerprüfung statt, die das gesamte Datenmodell auf Konsistenz prüft.

Sicherheitsmechanismen

Neben der softwareseitigen Fehlerprüfung des Datenmodells wurden als zusätzliche Sicherheitskomponenten ein Watchdog zur Überprüfung der Reaktivität des Mikrocontrollers und Brown-Out-Detection zur Erkennung von niedriger Versorgungsspannung integriert.

4.6.4 Bildgebung durch Mikrokamera

Anforderungen

Die Bildgebung in der Mittelohrchirurgie erfolgt üblicherweise durch ein Operationsmikroskop. Diese bieten ein 3D-Bild in hervorragender Qualität und eine einstellbarer Vergrößerung. Die Sicht auf das Operationsgebiet durch das Mikroskop hindurch ist allerdings häufig eingeschränkt, da sich Instrumente, die Hände des Chirurgen oder anatomische Strukturen in der Sichtachse des Mikroskopes befinden. In diesen Fällen wird häufig unbeteiligtes Gewebe zur Verbesserung des Zugangs entfernt oder unter Verzicht der Sichtkontrolle operiert. Der natürliche Tremor steigt ohne Sicht auf das Zielgebiet deutlich an, was zu Verletzungen empfindlicher Strukturen führen kann. Als Beispiel sei die Perforation der Stapesfußplatte mit einem Perforator genannt. In Lüth *et al.* (2010) wurde erstmals die Möglichkeit beschrieben, eine oder mehrere Miniaturkameras direkt an HNO-Instrumente zu befestigen. Dieser Ansatz wurde im Rahmen dieser Dissertation umgesetzt, um die Bildgebung in der Mittelohrchirurgie zu erweitern.

Es wurden Lösungen entwickelt, um eine sterilisierbare Miniaturkamera an allen für das Mikro-Telemanipulationssystem verfügbaren Instrumente zu befestigen. Dies beinhaltet sowohl stabförmige Instrumente wie auch Zängchen und Scherchen. Eine Miniaturkamera mit $3 \times 3 \text{ mm}^2$ Querschnitt wird dabei über einen Klippmechanismus an den Instrumenten so befestigt, dass sich vor der Kamera keine Objekte befinden, die die Sicht einschränken (Abbildung 4-27). Um die Interaktivität zu gewährleisten, kann ein mit Mikrokamera ausgestattetes Instrument sowohl am Manipulator befestigt, als auch per Hand geführt werden. Die Sichtachse der Kamera wurde möglichst nah an die Instrumentenachse gelegt, was die Sichtbarkeit der Instrumentenspitze auch bei sehr engen Zugängen sicherstellt. Ein Verdecken der Instrumentenspitze durch anatomische Strukturen ist dadurch kaum mehr möglich. Zur Korrigierung der Bildrotation kann die Kamera relativ zum Instrument gedreht werden. Das Vor- und Zurückschieben der Kamera zur Veränderung des Bildausschnittes ist ebenfalls per Hand möglich.

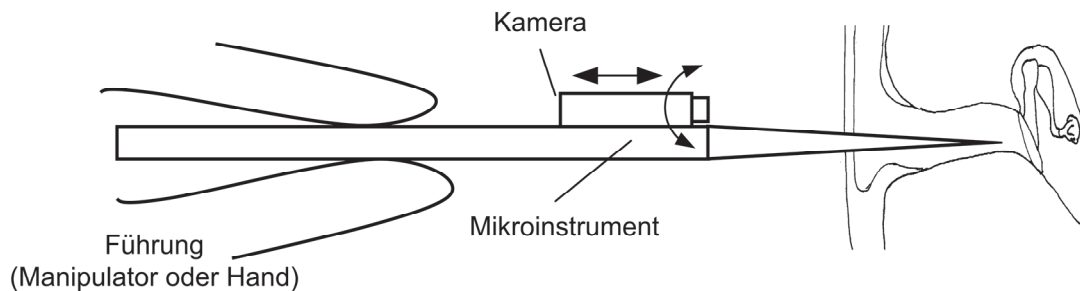


Abbildung 4-27: Eine direkt am Instrument befestigte Miniaturkamera hat uneingeschränkte Sicht auf das Operationsgebiet. Ein Verschieben und Verdrehen am Instrument ermöglicht die Einstellung des Blickwinkels (Lage, Orientierung). Der Ansatz ist sowohl für die telemanipulierte wie auch manuelle Instrumentenführung geeignet.

4.6.5 Trainings- und Evaluationssystem

Die Verfügbarkeit einer universellen und standardisierten Präparationsaufgabe ermöglicht den objektiven Vergleich von verschiedenen Arten der Instrumentenführung und von Systemkomponenten. Auch in der Ausbildung und Weiterbildung von Ärzten an dem Mikro-Telemanipulationssystem werden standardisierte Präparationsaufgaben benötigt, die kostengünstig sind und reproduzierbare Ergebnisse liefern. Im Rahmen dieser Arbeit wurde deshalb ein Trainings- und Evaluationssystem entwickelt.

Anforderungen

Das Trainings- und Evaluationssystem wurde auf folgende Anforderungen hin entwickelt:

1. Standardisierte, an eine typische OP-Situation angelehnte Präparationsaufgabe, die einfach, eindeutig und objektiv bewertet werden kann.
2. Auswertung der Genauigkeit und der auftretenden Kräfte (Tremor) bei der Bewältigung der Aufgabe.
3. Realistische Nachbildung der realen OP-Bedingungen, der Ergonomie des Eingriffs und des chirurgischen Zugangs zum Operationsgebiet.
4. Verwendbar in der Standard-Operationsumgebung mit üblichen Instrumentarium, Bildgebung und sonstiger OP-Ausstattung.
5. Sowohl für manuelle also auch telemanipulierte Instrumentenführung geeignet.
6. Komfortable Speicherung und Auswertung der Messdaten. Die Datenakquise, Verarbeitung und Auswertung müssen standardisiert und bei allen Probanden gleich sein.
7. Kompakter Aufbau; integrierbar in bestehendes modulares Kopfphantom des Lehrstuhls Mi-Med.
8. Wiederverwendbar.

Präparationsaufgabe

Die Stapedotomie erfordert die Perforation der Stapesfußplatte. Dies wird häufig mit einem spitzen Instrument, dem Perforator, durchgeführt. Der Durchmesser des damit gestochenen Lochs beträgt etwa 0,5 mm. In dieses Loch wird anschließend eine Stapesprothese eingesetzt. Die benötigte Kraft zum Stechen des Loches liegt im Bereich von 2-3 N. Die Kraftschwankungen durch den natürlichen Tremor (Krafttremor) der Hand können das Innenohr stark belasten. HNO-Chirurgen sprechen in diesem Zusammenhang von einem „Orkan im Innenohr“. Da bei dieser Aufgabe sowohl die Genauigkeit der Instrumentenführung bei der Positionierung des Instrumentes, als auch der Krafttremor eine entscheidende Rolle für das Operationsergebnis spielen, wurde das Phantom an diesen Operationsschritt angelehnt. Da die Anforderungen an den Chirurgen hierbei besonders hoch sind, kann dieser Operationsschritt stellvertretend für andere in der Mittelohrchirurgie stehen.

Für das Phantom wurde entsprechend den oben genannten Anforderungen folgende Präparationsaufgabe definiert (Abbildung 4-28):

1. Treffen von Löchern mit 0,5 mm Durchmesser mit einem Perforatorinstrument (\varnothing 0,4 mm).
2. Ausüben einer Kraft auf die Lochböden und Halten der Kraft im Intervall von 1,5 N bis 2 N.
3. Optisches Signal falls Kraft innerhalb des Intervalls liegt oder zu hoch oder zu niedrig ist.
4. Optisches Signal falls das Loch nicht getroffen wurde

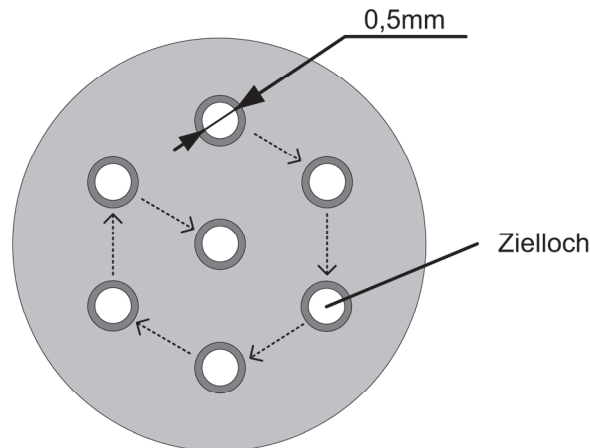


Abbildung 4-28: Die Präparationsaufgabe sieht das Treffen von kleinen Löchern mit einem Perforator-Instrument vor. Nach dem erfolgreichen Treffen eines Loches muss eine definierte Kraft auf den Lochboden aufgebracht werden. Der Durchmesser der Löcher orientiert sich an der Perforation der Stapesfußplatte.

Konzeption eines wiederverwendbaren Trainings- und Evaluationssystems

Die oben definierte Präparationsaufgabe wurde in einem wiederverwendbaren, technischen Phantom umgesetzt. Das Phantom besteht aus einem Probekörper, einem Felsenbeinkörper und einer Auswertelektronik (Abbildung 4-29). Der Probekörper besteht aus einer elektrisch leitenden, gelochten Fehlerplatte, einer elektrisch leitenden Trefferplatte sowie einer Kraftsensorik.

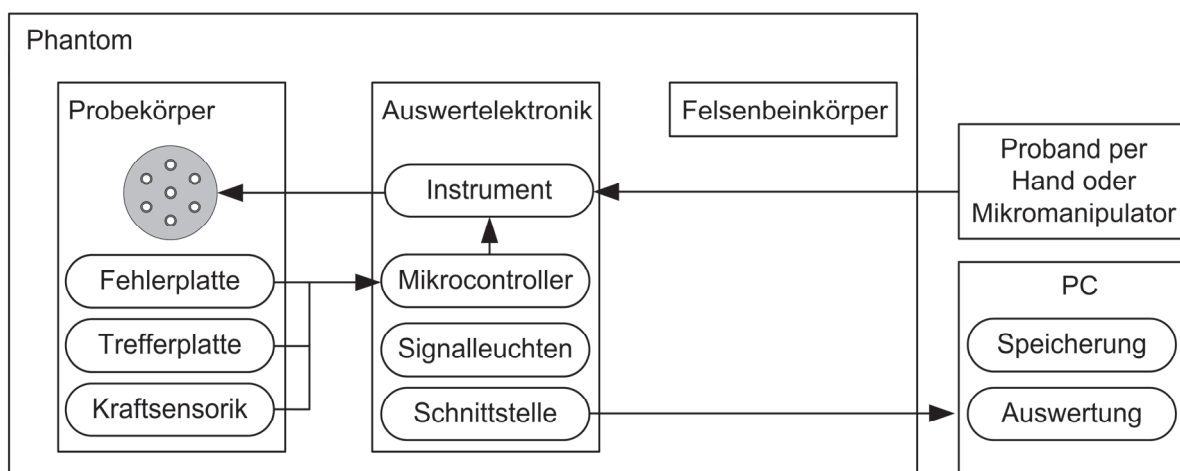


Abbildung 4-29: Komponenten des Evaluations- und Trainingssystems und deren Interaktion. Angelehnt an Maier *et al.* (2012).

Die Kraftsensorik ermittelt die auf die Trefferplatte durch das Instrument ausgeübte Kraft mit Hilfe von drei Kraftsensoren. Die Kräfte auf die Fehlerplatte werden nicht ermittelt. Ein Mikrocontroller in der Auswertelektronik erfasst den Status der Fehlerplatte und Trefferplatte $I_F[k]$, $I_T[k] \in \{0,1\}$ sowie den digitalen Wert der Kraftsensoren $F_1[k]$, $F_2[k]$, $F_3[k]$ welche zur Gesamtkraft $F[k]$ addiert werden (k -te Abtastung mit der Abtastzeit T_0 : $F[t] = F(k \cdot T_0) \rightarrow F[k]$). Die Fehlerplatte und die Trefferplatte sind elektrisch mit der Auswertelektronik hochohmig verbunden (Abbildung 4-30a). Das Instrument wird geerdet, wodurch ein Kontakt zwischen Fehlerplatte beziehungsweise Trefferplatte mit dem Instrument detektiert werden kann. Ein Isolator um die Ziellöcher herum verhindert, dass das Instrument einen Fehler auslöst, wenn es sich bereits im Loch befindet. Über eine serielle Schnittstelle können Kraft-, Treffer- und Fehlerinformationen an einen PC zur Speicherung und Auswertung übermittelt werden. Um den Probanden den aktuellen Status des Phantoms während einem Versuch anzuzeigen, wird ein System aus drei farbigen Signalleuchten verwendet. Die Signalleuchten sind in den Felsenbeinkörper integriert und können durch das Mikroskop hindurch gesehen werden. Zum einen dienen Sie dazu, dem Probanden den Status der Treffer- oder Fehlerplatte $I_T[k]$, $I_F[k]$ zu signalisieren. Zum anderen wird dem Probanden vermittelt, ob die Kraft $F[k]$, die er mit dem Instrument auf die Trefferplatte appliziert, innerhalb des vorgegebenen Kraftbereichs $\{F_{min}, \dots, F_{max}\}$ liegt. Tabelle 4-4 führt die vier möglichen Zustände auf.

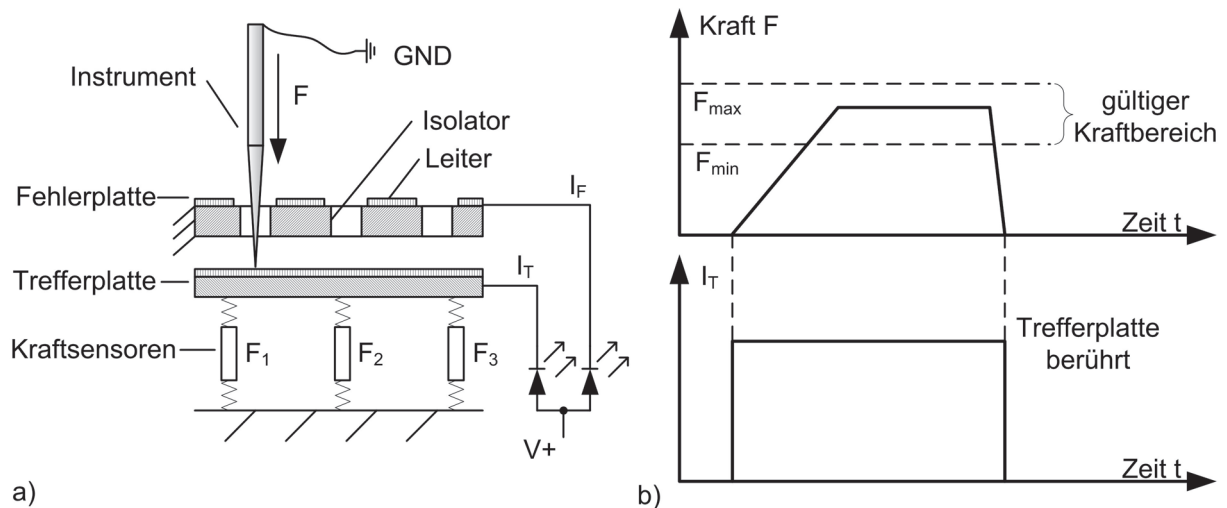


Abbildung 4-30: a) Die Präparationsaufgabe sieht vor, dass mit dem Instrument Löcher in der Fehlerplatte getroffen werden müssen. Kraftsensoren ermitteln die auf die Trefferplatte ausgeübte Kraft $F[k]$. b) Für einen gültigen Versuch muss die Kraft innerhalb des gültigen Bereichs $F_{max} > F[k] > F_{min}$ liegen. Zudem darf die leitfähige Schicht der Fehlerplatte nicht berührt werden. Status der Treffer- und Fehlerplatte $I_T[k]$ und $I_F[k]$ können ebenso wie die Kraft $F[k]$ an einen PC gesendet werden. Angelehnt an Maier *et al.* (2012).

Tabelle 4-4: Drei Signalleuchten in den Farben rot, grün und gelb signalisieren dem Probanden den aktuellen Zustand des Phantoms.

Signal	Zustand	
rot	Fehlerplatte berührt	$I_F[k]=1$
gelb	Trefferplatte berührt	$I_T[k]=1$
gelb-grün	Trefferplatte berührt Kraft <u>innerhalb</u> des voreingestellten Intervalls	$I_T[k]=1 \wedge F[k] < F_{max} \wedge F[k] > F_{min}$
gelb-rot	Trefferplatte berührt Kraft <u>oberhalb</u> des voreingestellten Intervalls	$I_T[k]=1 \wedge F[k] > F_{max}$

Chirurgischer Zugang

Eine der wesentlichen Limitationen bei Operationen am Mittelohr ergibt sich durch die Enge des Zugangs zum Operationsgebiet. Entsprechend der medizinischen Problemstellung aus Kapitel 2.2 führt dieser bei manueller Instrumentenführung zu eingeschränkter Sicht und einer Reduzierung der verfügbaren Freiheitsgrade bei der Instrumentenführung. Die Nachbildung des engen Zugangs ist für eine realistische Präparationsaufgabe deshalb notwendig. In der Regel erfolgt der Zugang zum Mittelohr retroaurikulär oder endaural. Bei endauralem Zugang wird die Ohrmuschel eingeschnitten und mit einem Spreizer weggeklappt. Der Gehörgang wird soweit präpariert, dass ein direkter Zugang zum Trommelfell entsteht. Anschließend wird das Trommelfell weggeklappt, wodurch ein Zugang zu den Gehörknöchelchen von etwa 8 mm entsteht. Vereinfacht kann der intraoperative Zugang als Kegelstumpf mit 20 mm Höhe sowie 20 mm und 10 mm Durchmesser an Grundfläche beziehungsweise Deckfläche dargestellt werden. Diese Abmessungen können vereinfacht auch für den retroaurikulären Zugang verwendet werden (vgl. Abbildung 4-7).

Schnittstelle zur Übertragung der Sensorinformationen

Über eine serielle Schnittstelle werden die Messdaten während des Versuches an einen Rechner übermittelt und dort aufgezeichnet. Neben der Gesamtkraft $F[k]$ werden auch alle Einzelkräfte $F_1[k]$, $F_2[k]$, $F_3[k]$ übertragen. Dies ermöglicht im Nachhinein die Verifikation der Messergebnisse und kann auch für eine automatische Funktionsprüfung der Kraftsensoren genutzt werden. Das Phantom selbst verfügt über keine Speichermöglichkeit der Daten. Die Messdaten werden im ASCII-Format übertragen. Die Abtastrate der Messungen und die Übertragungsgeschwindigkeit sind am Phantom über ein Terminalprogramm frei einstellbar. Die maximale einstellbare Abtastfrequenz f_{max} beträgt 1 kHz.

Tabelle 4-5: Über die serielle Schnittstelle können die Messwerte der Kraft und die Statusinformationen der Treffer- und Fehlerplatte zur Aufzeichnung und Auswertung an ein externes Gerät übertragen werden. Die Tabelle zeigt den Aufbau des Protokolls. Eine Nachricht ist insgesamt 18 Byte groß.

8 Bit	8 Bit	8 Bit	8 Bit	18 Byte
Gesamtkraft $F[k]$				
Kraft $F_1[k]$				
Kraft $F_2[k]$				
Kraft $F_3[k]$				
Status Fehlerplatte $I_F[k]$	Status Trefferplatte $I_T[k]$	—		

Kontinuierliche Selbstdiagnose der Kraftmessung

Bei umfangreichen Messungen mit dem Phantom muss sichergestellt sein, dass eine Fehlfunktion oder ein Defekt der Sensorik erkannt wird. Identische Messungen müssen an unterschiedlichen Tagen zu den gleichen Messergebnissen führen. In der Regel werden dafür kalibrierte Prüfkörper verwendet, mit denen sich die Funktionsfähigkeit des Messgerätes vor und nach jedem Versuch ermitteln lassen. Entsprechende Kalibrierungen und Funktionstests lassen sich durch die Belastung des Phantoms mit Prüfungsgewichten durchführen. Zur kontinuierlichen Fehlerprüfung während eines Versuches eignet sich diese Methode allerdings nicht. Stattdessen kann die Information, dass sich die Löcher in der Fehlerplatte nur an bekannten und definierten Stellen befinden, zur Überprüfung des Phantoms herangezogen werden. Als Bedingung muss definiert werden, dass sich alle Kraftsensoren außerhalb der Fehlerplatte

befinden, da an deren Angriffspunkten ansonsten negative Kräfte entstehen können, die nicht von den Sensoren erfasst werden. In Abbildung 4-31 ist die geometrische Anordnung der Kraftsensoren $F_1[k]$, $F_2[k]$, $F_3[k]$ und der Angriffspunkt der applizierten Kraft $F[k]$ schematisch dargestellt. Zur Berechnung der Position $P_F(a|b)$ wird die Momenten- und Kräftesumme um x und y beziehungsweise in z-Richtung nach den Formeln 15 bis 19 ermittelt. Die Konstanten c und d sind Parameter des Phantoms und werden bei der ersten Kalibrierung des Phantoms bestimmt.

$$\sum M_x = 0 \quad F_2(k) \cdot d - F(k) \cdot b = 0 \quad (15)$$

$$\sum M_y = 0 \quad F_3(k) \cdot c - F_1(k) \cdot c + F(k) \cdot a = 0 \quad (16)$$

$$\sum F_z = 0 \quad F_1(k) + F_2(k) + F_3(k) - F(k) = 0 \quad (17)$$

$$a = \frac{c \cdot (F_1(k) - F_3(k))}{F_1(k) + F_2(k) + F_3(k)} \quad (18)$$

$$b = \frac{d \cdot F_2(k)}{F_1(k) + F_2(k) + F_3(k)} \quad (19)$$

Um zu prüfen, ob die Sensorik ordnungsgemäß funktioniert, wird um jedes Loch ein konzentrischer Kreis mit Durchmesser r_{Grenz} definiert, innerhalb diesem sich die berechnete Position $P_F(a|b)$ befinden muss. Andernfalls wird ein Fehler F_P nach Formel 20 registriert, der zu einer Warnung oder dem Deaktivieren des Phantoms genutzt werden kann. r_{Grenz} sollte so definiert sein, dass sich die Kreise, außerhalb derer ein Fehler F_P erkannt wird, nicht schneiden. Dadurch ist es möglich zu detektieren, in welches Loch gestochen wurde. Bei a_{soll} und b_{soll} handelt es sich um statische Parameter des Phantoms, welche bei der Herstellung bestimmt werden.

$$F_P = \begin{cases} 1 & \sqrt{(a - a_{soll})^2 + (b - b_{soll})^2} > r_{grenz} \\ 0 & \text{else} \end{cases} \quad (20)$$

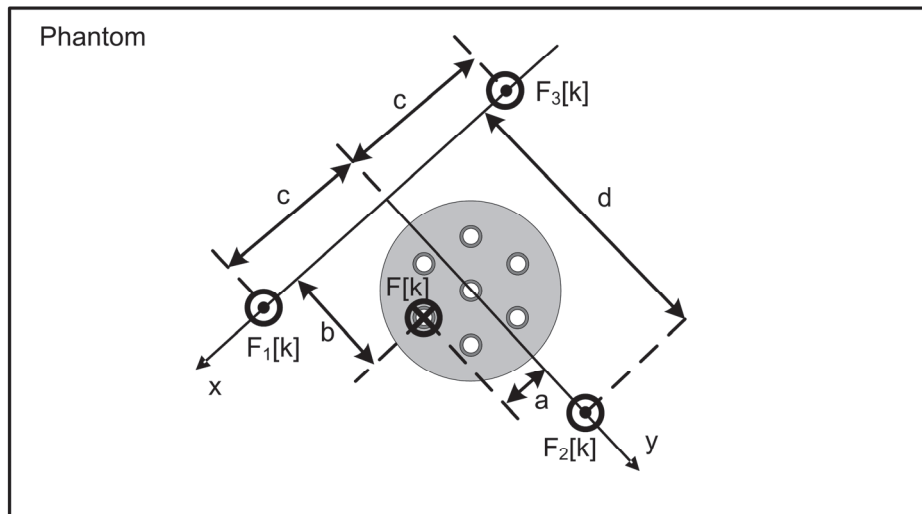


Abbildung 4-31: Die Kraftsensoren $F_1[k]$, $F_2[k]$, $F_3[k]$ nehmen die applizierte Kraft $F[k]$ auf. Aus den Werten der drei Kraftsensoren lässt sich die Position der applizierten Kraft $F[k]$ ermitteln. Liegt die ermittelte Position außerhalb bestimmter Areale um die Ziellöcher, so muss von einem Defekt der Kraftsensorik ausgegangen werden.

4.7 Risikoanalyse

Das im Kapitel 1 beschriebene Konzept eines Mikro-Telemanipulationssystem verfügt über etliche Komponenten und Strategien, um auftretende Risiken bei der Benutzung des Systems zu minimieren. Im Folgenden sind wesentliche Risiken und Maßnahmen zur Abhilfe zusammengefasst.

Unbeabsichtigtes Bewegen der Joysticks

Durch die unmittelbare Befestigung der Steuerkonsole am OP-Tisch besteht das Risiko, dass der Arzt die Joysticks und damit den Manipulator unbeabsichtigt bewegt. Dem Risiko wird durch Sicherheitschalter in der Joystickkonsole begegnet, welche den Manipulator nur dann freischalten, wenn der Chirurg die Hände an den Joysticks hat. Zudem soll der Manipulator abgeschaltet werden, sobald eine vordefinierte maximale Winkelgeschwindigkeit der Joysticks erkannt wird. Die Winkelgeschwindigkeit ist so hoch zu wählen, dass eine Behinderung im Normalbetrieb nicht auftritt.

Falsche Sensorwerte

Der Mikrocontroller in der Steuerkonsole wertet die Widerstandswerte der Joystickpotentiometer und den aktuellen Status des Touchdisplays und des Schalters aus. Es besteht die Gefahr, dass durch einen elektrischen Fehler falsche Sensorinformationen verarbeitet werden. Beispielsweise empfängt der Mikrocontroller beim Durchtrennen einer Joystickleitung eine nicht genau definiertes 0 V Signal. Der Mikrocontroller interpretiert dies als Vollausschlag und fährt den Manipulator in die entsprechende Extremposition. Dies kann ohne Schutzeinrichtung zu einer Verletzung des Patienten führen. Dem Risiko wird durch Prüffunktionen in der Software begegnet. Die Sensorsignale werden zu Beginn eines Programmzyklus eingelesen und auf logische Fehler geprüft. Wird ein Fehler detektiert, so wird die Konsole und der Manipulator ausgeschaltet und eine Fehlermeldung an der seriellen Schnittstelle der Konsole ausgegeben.

Berechnungsfehler des Mikrocontrollers

Die zentral abgelegten Sensorwerte werden von den einzelnen Berechnungsinstanzen, abhängig von der aktuellen Skalierung, zu Motorwerten verarbeitet. Die Motorwerte werden am Ende eines Programmzyklus durch eine Sicherheitsfunktion auf logische Fehler geprüft. Ändern sich beispielsweise Motorwerte zu sprunghaft, so wird der Manipulator und die Konsole abgeschaltet und eine Sicherheitswarnung ausgegeben. Zur Fehlerauswertung wird ein eindeutiger Fehlercode über die serielle Schnittstelle ausgegeben.

Absturz des Mikrocontrollers

Wie bei jeder Recheneinheit kann das zyklisch ablaufende Programm durch einen elektrischen Defekt oder einen Programmierfehler abstürzen oder in einer Unterfunktion hängen bleiben. Der Programmablauf ist nicht mehr deterministisch und kann deshalb zu einer unkontrollierten Bewegung des Manipulators führen. Dem Risiko wird durch die Verwendung eines Watchdogs begegnet, welcher den Mikrocontroller in den Reset-Modus setzt, wenn er nicht alle 32ms zurückgesetzt wird.

Defekt an der Stromversorgung

Zur fehlerfreien Codeausführung ist eine stabile und korrekte Spannungsversorgung des Mikrocontrollers erforderlich. Wird diese Spannung unterschritten, führt dies zu Fehlfunktionen in unterschiedlichen Bereichen des Mikrocontrollers. Besonders anfällig sind die Digital-Analog Konverter, welche zum Auslesen der Joystickwerte verwendet werden. Hier kann eine falsche Versorgungsspannung zu

fehlerhaften Sensorwerten führen. Es besteht das Risiko, dass sich der Manipulator unkontrolliert bewegt. Zur Begegnung des Risikos wird die Spannung durch den Mikrocontroller kontrolliert und dieser bei einer Unterschreitung eines kritischen Wertes in den Reset-Modus geschaltet. Der Prozessor wird dadurch deaktiviert und ein Bewegen der Motoren somit ausgeschlossen.

Ausfall der Motoren

Wenn die Motoren ausgeschaltet werden oder ausfallen, kann dies durch das Eigengewicht des Manipulators zu einem unkontrollierten Absenken des Instrumentes führen. Ursachen können ein technischer Defekt, ein Stromausfall oder das standardmäßigen Ausschalten der Steuerkonsole sein. Dem Risiko wird begegnet, indem der Manipulator durch die Wahl einer geeigneten Führung und entsprechender Reduzierung des Eigengewichtes beim Ausfall eines Motors sich nicht oder nur mit ungefährlicher Geschwindigkeit senkt. Dies muss auch gelten, wenn kraftübertragende Elemente, wie zum Beispiel das Motorgetriebe, beschädigt sind.

Patient bewegt sich oder Versagen einer Schutzeinrichtung

Eine Bewegung des Patienten ist auch bei einer Vollnarkose nicht ausgeschlossen. Wenn der Patient sich bewegt, während der Manipulator im Situs ist, besteht das Risiko einer Verletzung. Zudem kann bei einem ersten Fehler der Steuerkonsole, des Manipulators oder der Schwenkeinheit eine unkontrollierte Bewegung des Instrumentes auftreten. Um den Risiken zu begegnen lässt sich der Manipulator im Notfall innerhalb kürzester Zeit durch den Gelenkarm vom OP-Gebiet entfernen. Dazu kann der verwendete Gelenkarm, auch ohne Lösen der Feststellschraube, bewegt werden. Zudem ist im Manipulator eine mechanische Kupplung integriert, welche die Maximalkraft des Manipulators in Richtung der z-Achse auf 3 N beschränkt. Die Instrumentenaufnahmen sind so gestaltet, dass bei Kräften über 4 N der Instrumentenspitze die Halterungen nachgeben oder sich die Instrumente aus den Halterungen lösen. Durch ein geringes Manipulatorgewicht können sehr leistungsschwache Motoren verwendet werden. Zudem ist der maximal auftretende mechanische Impuls, als Produkt der Geschwindigkeit und der bewegten Masse, so klein, dass auch hier das Verletzungsrisiko für den Patienten minimal ist.

5 Realisierung des Mikro-Telemanipulationssystems

In diesem Kapitel wird die Realisierung des Konzeptes eines Mikro-Telemanipulationssystems für die Mittelohrchirurgie vorgestellt. Das Mikro-Telemanipulationssystem setzt sich aus einem Manipulator mit Schwenkeinheit, einer Steuerkonsole und einer Instrumentenkamera zusammen. Daneben steht ein Evaluations- und Trainingssystem zur Verfügung.

5.1 Manipulator mit Schwenkeinheit

Der Manipulator wurde in zwei Varianten hergestellt: Eine Kunststoffausführung, bei der fast alle Komponenten aus Kunststoff bestehen, welche im Vakuumgussverfahren oder auch im Spritzguss herstellbar sind, sowie eine Metall-Variante (Titan-Manipulator), welche vorwiegend aus Frästeilen besteht (Abbildung 5-1). Das Spektrum der Fertigungsmöglichkeit erlaubt es, den Manipulator für unterschiedliche Einsatzszenarien auszulegen. So kann der Kunststoffmanipulator sehr kostengünstig gefertigt werden, was auch die Verwendung als Einwegartikel möglich macht. Der Titan-Manipulator ist als Mehrwegartikel ausgelegt. Für beide Manipulatoren wurden die gleichen Anforderungen und Konzepte aus Kapitel 4.6.2 herangezogen.

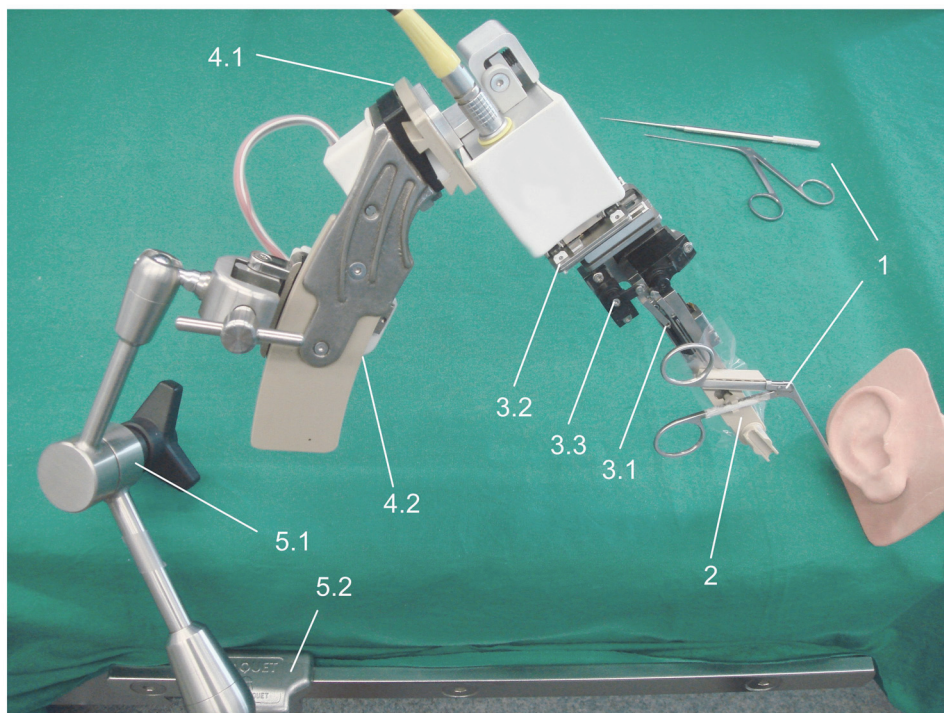


Abbildung 5-1: Titan-Manipulator am Ohrphantom mit Schwenkeinheit und OP-Tisch Befestigung (ohne sterile Abdeckung). (1) Stabförmige und zangenförmige Instrumente, (2) Sterilisierbare Aufnahmen für Instrumente, (3.1) z-Achse des Manipulators, (3.2) x-y-Achsen des Manipulators, (3.3) Antriebssystem des Manipulators, (4.1) θ -Achse der Schwenkeinheit, (4.2) χ -Achse der Schwenkeinheit, (5.1) mechanischer Gelenkarm, (5.2) Befestigungsklobe an OP-Tisch Schiene.

Abbildung 5-2 zeigt den schematischen Aufbau von Manipulator und Schwenkeinheit sowie die Einbindung in das Mikro-Telemanipulationssystem und in die Umgebung.

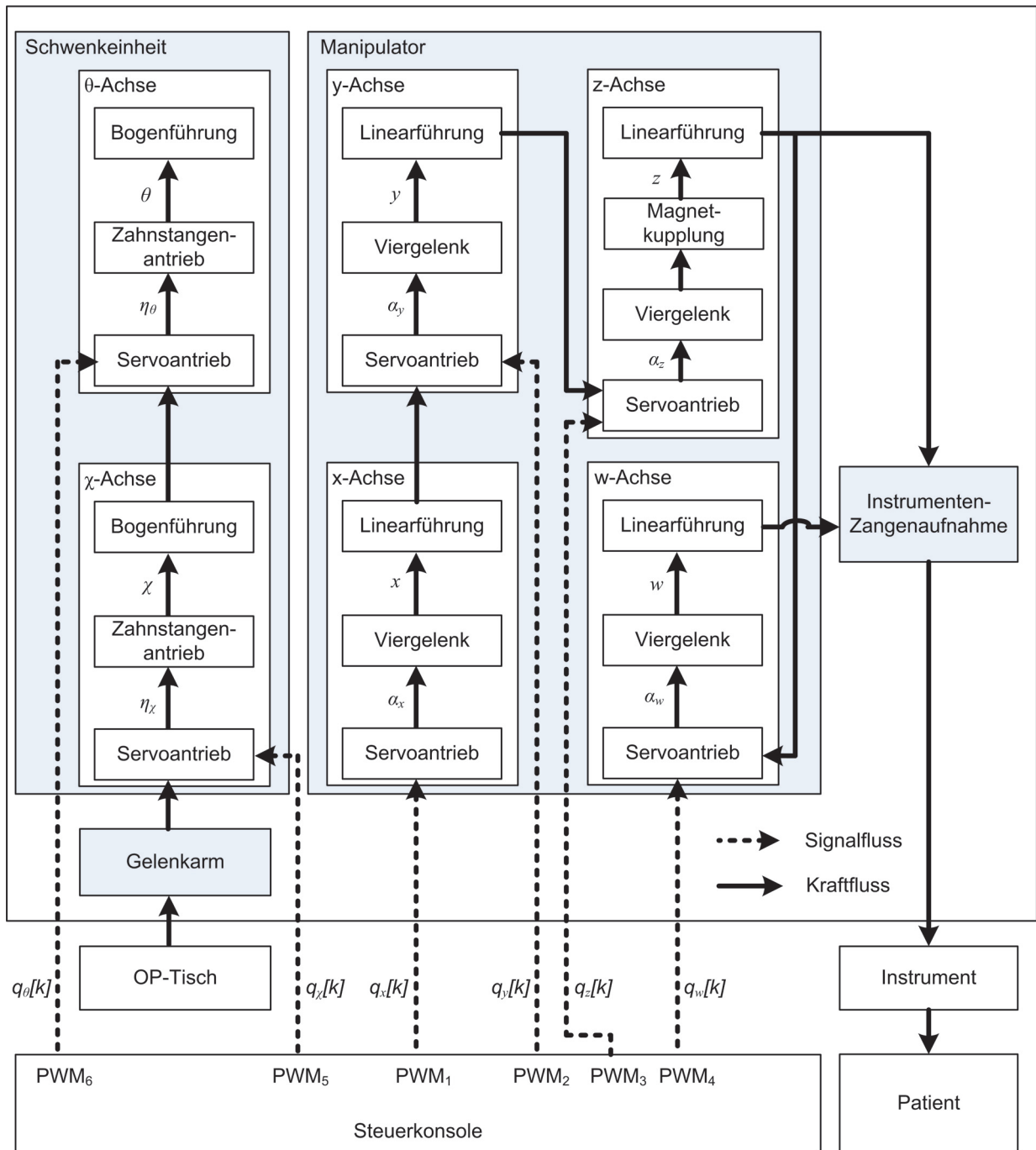


Abbildung 5-2: Blockdiagramm des Manipulators mit Schwenkeinheit.

5.1.1 Titan-Manipulator

Die Kinematik des Titan-Manipulators verfügt über drei translatorische Freiheitsgrade (x - y - z) sowie einen Freiheitsgrad zum Öffnen und Schließen von eingesetzten Zangen (w). Der Antrieb der Kinematik erfolgt über Servoantriebe und Kurbelschubgetriebe. Standardinstrumente werden über zwei Aufnahmen am Manipulator befestigt. Sicherheitsmechanismen wie eine Magnetkupplung reduzieren das Risiko einer Patientenverletzung im Fehlerfall (Abbildung 5-3).

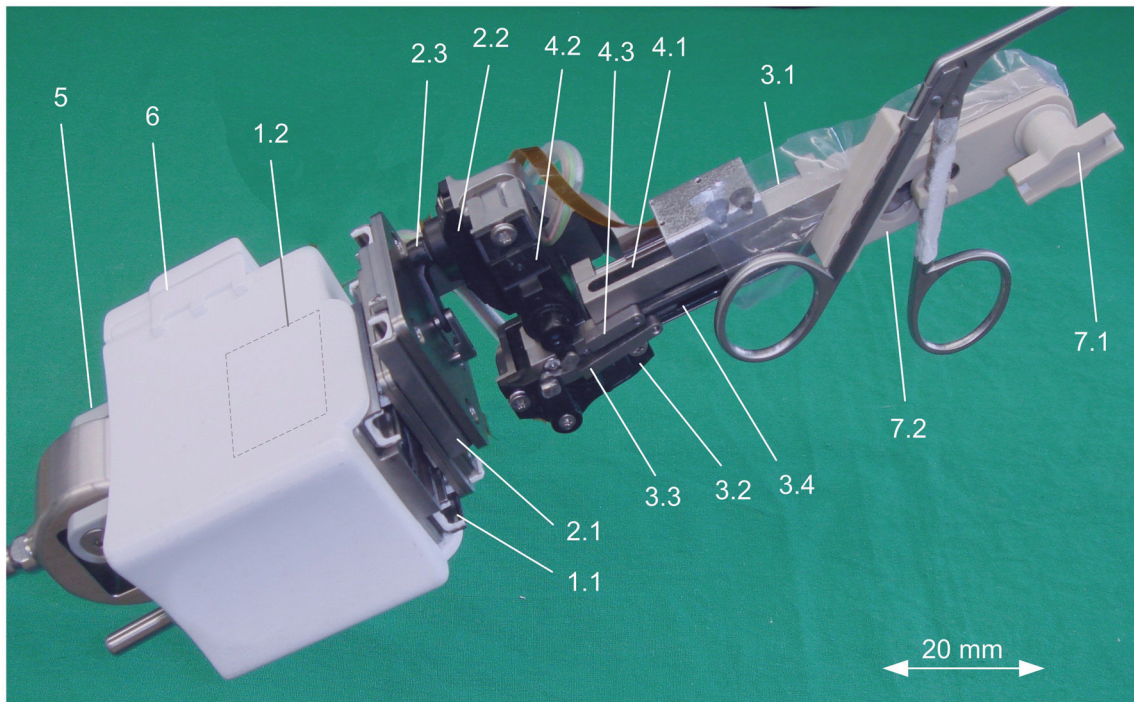


Abbildung 5-3: Titan-Manipulator bestehend aus (1.1) Linearführung x-Achse (1.2) Antriebssystem x-Achse (verdeckt), (2.1) Linearführung y-Achse, (2.2) Servoantrieb y-Achse, (2.3) exzentrische Schubkurbel y-Achse, (3.1) Linearführung z-Achse, (3.2) Servoantrieb z-Achse, (3.3) exzentrische Schubkurbel z-Achse, (3.4) Magnetkupplung z-Achse, (4.1) Linearführung w-Achse, (4.2) Servoantrieb w-Achse, (4.3) exzentrische Schubkurbel w-Achse, (5) Haltevorrichtung für Gelenkarm oder Schwenkeinheit, (6) Gehäuse, (7.1) Instrumentenhalterung, (7.2) Zangenhalterung. Die sterile Folie wurde zum Großteil entfernt.

Kinematik

Die Kinematik des Manipulators besteht aus einem x-y-Tisch mit aufgesetzter schmaler z-Achse. Der x-y-Tisch wurde mit zwei Käfigschienenführungen je Freiheitsgrad aufgebaut. Die z-Achse wurde mit vier Kunststoffgleitlagern ausgestattet, welche auf Edelstahlwellen gleiten (Abbildung 5-4).

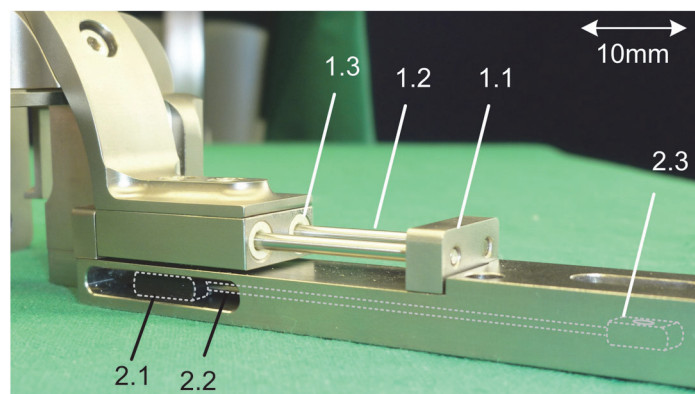


Abbildung 5-4: Linearführungen der z-Achse und der w-Achse. Die Führung der z-Achse besteht aus (1.1) Lagerböcken, (1.2) polierte Edelstahlwellen, (1.3) Gleitlager. Die Führung der w-Achse besteht aus (2.1) Gleitstein zur Krafteinleitung, (2.2) Schubstange, (2.3) Gleitstein mit Bohrung zum Einpressen der Zangenaufnahme (verdeckt).

Alle Achsen bieten einen Verfahrweg von $x_{max} = y_{max} = z_{max} = 20 \text{ mm}$. Im Inneren der z-Achse befindet sich die Kinematik zum Öffnen und Schließen der eingesetzten Zangen. Ein Gleitstein am Fuß der z-

Achse nimmt die Kraft des Servoantriebes auf und leitet sie über eine Schubstange an einen zweiten Gleitstein in der Spitze der z-Achse weiter. Von dort kann die Kraft auf einen sterilisierbaren Zangenadapter übertragen werden, wobei eine translatorische Bewegung von $w_{max}=10\text{ mm}$ möglich ist. Die Gleitsteine bestehen aus gleitmodifiziertem PEEK Kunststoff und können schmiermittelfrei und ohne Ruckgleiten betrieben werden.

Antriebssystem

Als Antriebe wurden Servoantriebe (ACE, Taiwan) mit einem Stellwinkel von $\alpha_{max,xyzw}=90^\circ$ verwendet. Die Positionsregelung der Servoantriebe findet intern durch einen analogen Motorcontroller statt (Agamem Microelectronics Inc., Taiwan). Die Sollposition des Motors wird über ein PWM-Signal vorgegeben, welches mit einer Grundfrequenz von 50 Hz arbeitet. Die Position wird über den Tastgrad, im Bereich von 10 bis 20, definiert. Bei vorgegebener Periodendauer von 20 ms entspricht dies einer Pulsbreite zwischen ein und zwei Millisekunden. Die Servoantriebe bieten ein Drehmoment von $M_{max,xyzw}=0,15\text{ Nm}$ und eine Stellgeschwindigkeit von $\omega_{max,xyzw}=660\text{ }^\circ/\text{s}$. Der maximale Stellwinkel $\alpha_{max,xyzw}$ kann mit 10 Bit aufgelöst werden. Damit beträgt der Schrittwinkel $\tau_{xyzw}=\alpha_{max}/1023=0,09^\circ$ und entspricht damit der Vorgabe von $\tau_{xyz,min}<0,225^\circ$ aus Kapitel 4.6.2. Die PWM-Signale mit den Motorstellbefehlen $q_x[k]$, $q_y[k]$, $q_z[k]$, $q_w[k]$ für den Manipulator werden von der Steuerkonsole erzeugt und an den Manipulator übertragen. Die Motorregelung wandelt die Stellbefehle in die Stellwinkel α_x , α_y , α_z , α_w der Abtriebswelle um. Die dort zur Verfügung stehenden Drehmomente $M_{max,xyzw}$ werden über exzentrische Schubkurbeln auf die x-y-z-w-Achsen übertragen (Abbildung 4-15 und Formel 2 und Formel 3). Die Parameter für die Hebellängen l_1 und l_2 und die Exzentrizität h sind in nachfolgender Tabelle gegeben.

Tabelle 5-1: Parameter der exzentrischen Schubkurbeln.

	Hebellänge l_1	Hebellänge l_2	Exzentrizität h
x und y-Achse	15,00 mm	9,75 mm	11,00 mm
z-Achse	11,50 mm	24,00 mm	13,00 mm
w-Achse	6,00 mm	15,50 mm	2,10 mm

Instrumentenadapter und motorisch beweglicher Zangenadapter

Um am Manipulator eingesetzte Zangen öffnen und schließen zu können, wurde eine sterilisierbare zweiteilige Zangenaufnahme entwickelt (Abbildung 5-5). Ein Zangengriff wird dabei in eine feststehende Haltevorrichtung geklippt, der andere Zangengriff in eine bewegliche Haltevorrichtung. Eine in die z-Achse integrierte Führungsstange überträgt die Drehbewegung des Servoantriebes über eine exzentrische Schubkurbel an die bewegliche Haltevorrichtung und damit an die Zange (Abbildung 5-3). Die Zangenaufnahme wird durch eine sterile Folie hindurch, welche den Manipulator umgibt, in die z-Achse gepresst. Das Motormoment reicht aus um die Zange, auch gegen den Widerstand der Folie, kraftvoll und schnell zu betätigen. Die eingesetzten Zangen können mit einem Drehmoment von $M_{Zange}=0,45\text{ Nm}$ betätigt werden. Dies entspricht einer Fingerkraft von 10 N, wenn der Chirurg das Instrument per Hand bedient. Die dadurch resultierende Kraft an der Zangenspitze ist für alle anfallenden Aufgaben, wie Prothese crimpen, Gewebe schneiden etc., ausreichend.

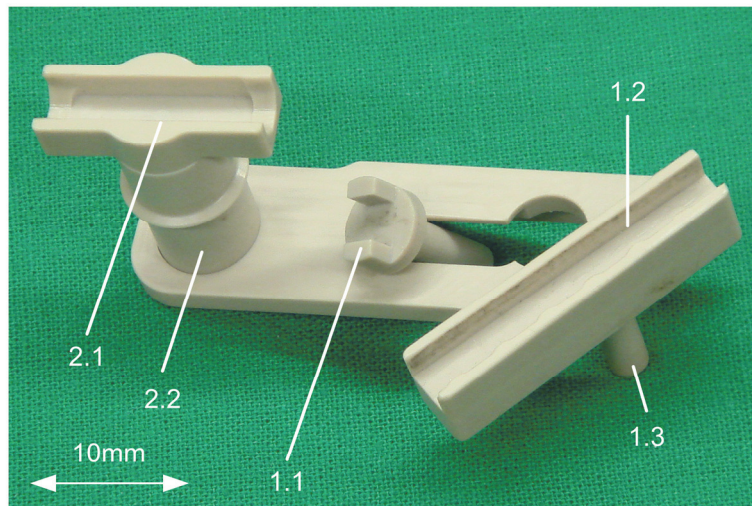


Abbildung 5-5: Sterilisierbarer Zangenadapter bestehend aus (1.1) beweglicher Haltevorrichtung, (1.2) feststehender Haltevorrichtung, (1.3) Stifte zum Einpressen in Manipulator. Sterilisierbarer Instrumentenadapter mit (2.1) Klippmechanismus und (2.2) Stift zum Einpressen in den Manipulator.

Der Zangenadapter wurde aus medizinischem PEEK Kunststoff gefräst. Dieser erlaubt eine wiederholte Dampfsterilisation bei 134 °C und ist biokompatibel. Zudem zeichnet sich der Werkstoff durch hervorragende Gleiteigenschaften auf dem Instrumentenstahl der Zangen aus. Diese Eigenschaft ist notwendig, da es bei der translatorischen Verschiebung der beweglichen Haltevorrichtung zu einer Relativbewegung zwischen der Haltevorrichtung und dem Zangengriff kommt. Auch ohne Schmierung ist dadurch ein ruckfreies Gleiten gewährleistet.

Stabförmige Instrumente werden durch einen Instrumentenadapter gehalten. Dieser wird ebenfalls in die z-Achse, durch die sterile Folie hindurch, eingepresst. Durch zwei abgeschrägte Pressflächen an den Rändern kann das Instrument leicht eingeklippt werden und hält dort durch Kraftschluss. Der Adapter ist aus PEEK spanend gefertigt.

Sicherheitsmechanismen

Beim Bruch eines Antriebhebels würde sich die zugehörige Achse plötzlich durch die Schwerkraft bewegen. Im schlimmsten Fall, während eines Eingriffs, könnte dies eine Verletzung des Patienten zur Folge haben (siehe Risikoanalyse Kapitel 4.7). Um dies zu verhindern und um die Integration einer aufwendigen Bremsanlage zu vermeiden, wurden hydraulische Miniatur-Drehdämpfer (FRT-E2, ACE GmbH, Deutschland) in die Führungen integriert. Die maximale Geschwindigkeit, die die Lineartische aufgrund der Schwerkraft noch erreichen können, beträgt 10 mm/s. Gemeinsam mit dem geringen Gewicht des Manipulators ist damit eine Gefährdung des Patienten im Fehlerfall minimiert. In die z-Achse wurde eine Magnetsicherung integriert, die das Antriebssystem auskoppelt, sobald eine Kraft von etwa 3 N überschritten wird. Auf die Integration entsprechender Sicherungsmechanismen für die x- und y-Achse wurde verzichtet, da durch das geringe Gewicht des Manipulators auf sehr leistungsschwache Motoren zurückgegriffen werden konnte. Der Manipulator kann in diesen Achsen lediglich eine Maximalkraft von 5 N aktiv ausüben. Nichts desto trotz liegt die Haltekraft der Motoren mit 10 N deutlich höher, was relevant ist, sollte der Patient gegen den Manipulator stoßen. Für diesen Fall wurden der Zangen- und der Instrumentenadapter so gefertigt, dass sich die eingesetzten Instrumente bei zu hohen Belastungen verdrehen oder sich aus der Halterung lösen. Tabelle 5-2 gibt eine Übersicht über maximal auftretende Kräfte im statischen Fall.

Tabelle 5-2: Maximal auftretenden Kräfte am Instrument in Newton begrenzt durch eine Magnetkupplung im Fall der z-Achse und durch nachgiebige Instrumenten- und Zangenadapter sowie begrenzter Motorleistung für die x- und y-Achse.

	z-Achse	x-Achse	y-Achse
Zange	3,0 N	3,0 N	3,8 N
Perforator	3,0 N	2,0 N	0,5 N

5.1.2 Kunststoff-Manipulator

Vom Funktionsumfang ist der Kunststoff-Manipulator identisch mit dem Titan-Manipulator. Die verwendeten Komponenten wie Linearführungen, Schubkurbeln etc. sind allerdings überwiegend in Kunststoff gefertigt, was die Reproduktion im Vakuumgussverfahren oder durch Spritzguss ermöglicht. Die Komponenten des Systems sind in Abbildung 5-6 dargestellt.

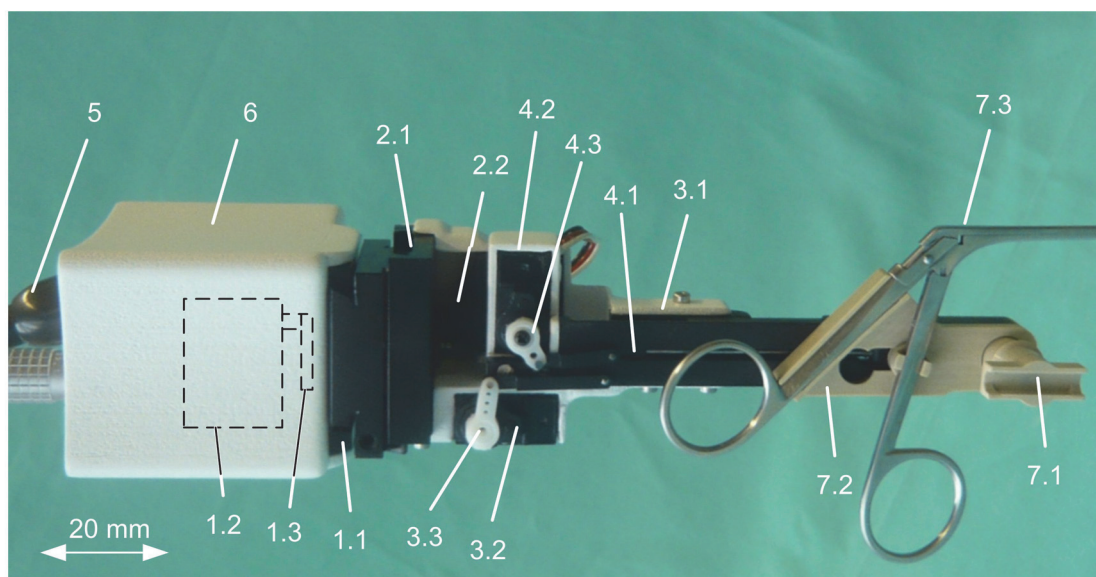


Abbildung 5-6: Kunststoff-Manipulator mit eingesetzter Zange bestehend aus (1.1) Linearführung x-Achse, (1.2) Servoantrieb x-Achse, (1.3) Viergelenk x-Achse, (2.1) Linearführung y-Achse, (2.2) Antriebssystem y-Achse (verdeckt), (3.1) Linearführung z-Achse, (3.2) Servoantrieb z-Achse, (3.3) exzentrische Schubkurbel z-Achse, (4.1) Linearführung w-Achse, (4.2) Servoantrieb w-Achse, (4.3) exzentrische Schubkurbel w-Achse, (5) Haltevorrichtung für Schwenkeinheit oder Gelenkarm, (6) Gehäuse, (7.1) Instrumentenaufnahme, (7.2) Zangenaufnahme, (7.3) Mikrozängchen. Ohne sterile Folie und mit demontierter Abdeckung.

Kinematik

Die x-y-z-Achsen des Kunststoff-Manipulators sind als Kunststoffgleitlager in Schwalbenschwanzausführung gefertigt. In einem solchen tribologischen System muss Reibung, Schmierung und Verschleiß ganzheitlich betrachtet werden. Das Hauptinteresse liegt in der vorliegenden Anwendung bei der Minimierung des so genannten Ruckgleitens. Ruckgleiten entsteht, wenn die Haftreibung größer ist als die Gleitreibung, wodurch sich bei einer Bewegung beider Gleitpartner ein zyklischer Wechsel zwischen Haften und Gleiten einstellen kann. Dem Ruckgleiten wird meist durch eine geeignete Wahl der Gleitpartner und einer geeigneten Schmierung begegnet. Im Fall des Kunststoff-Manipulators sollte auf eine Schmierung komplett verzichtet werden. Zum einen wegen dem erhöhten Wartungsaufwand und zum anderen aufgrund der durch Schmierstoffe verursachten schnelleren Verschmutzung des Manipulators.

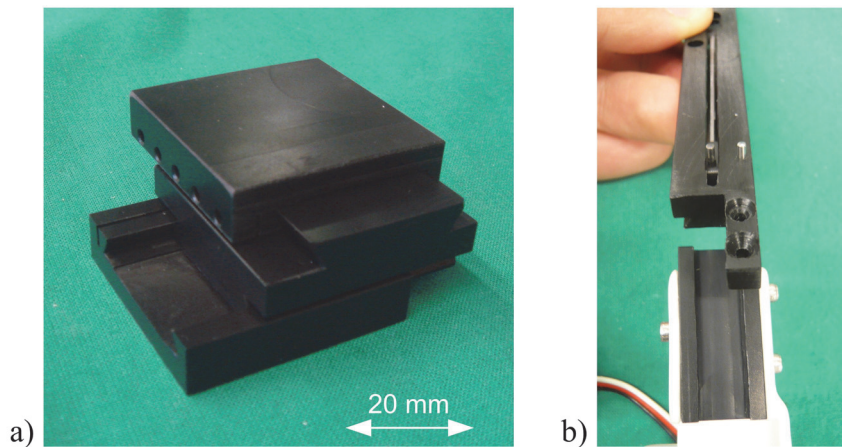


Abbildung 5-7: a) Schwalbenschwanzführung des x-y-Tisches mit der Gleitpaarung POM (Schlitten) und PE-HD (Führung). b) Schwalbenschwanzführung der z-Achse mit der Gleitpaarung POM (Schlitten) und PEEK (Führung).

Reibung ist an sich in den Führungen durchaus erwünscht, da es, bei erfolgreich unterdrücktem Ruckgleiten, zum Abbau von Schwingungsenergie beiträgt. Zudem kann auf mechanische Bremsen verzichtet werden, da das geringe Eigengewicht des Manipulators und die Reibung der Führungen, wenn überhaupt, zu einem langsamen und ungefährlichen Absenken des Instrumentes führen. Als tribologische Paarungen wurden aufgrund der guten Reibungseigenschaften PE-HD und POM für den x-y-Tisch und PEEK-POM für die z-Achse verwendet (Abbildung 5-7). Das Spiel des x-y-Tisches kann über seitlich angeordnete Madenschrauben angepasst werden. Die Führung der z-Achse wird bereits während der Fertigung spielfrei eingestellt. Nach der Fertigung werden die Führungen einmalig mit Silikonspray behandelt, um den Einlaufvorgang zu beschleunigen. Die x-y und z-Führungen bietet jeweils einen Verfahrweg von $x_{max} = y_{max} = z_{max} = 20 \text{ mm}$. Die Gleitsteine der w-Achse, welche in der z-Achse geführt werden, sind aus PEEK gefertigt. Damit ergibt sich auch hier die besonders reibungsarme PEEK-POM Gleitpaarung.

Antriebssystem

Es werden dieselben Servoantriebe wie beim Titanmanipulator verwendet. Die PWM-Signale mit den Motorstellbefehlen $q_x[k]$, $q_y[k]$, $q_z[k]$, $q_w[k]$ werden von der Steuerkonsole an den Manipulator übertragen. Die Motorregelung wandelt die Stellbefehle in die Stellwinkel α_x , α_y , α_z , α_w der Abtriebswelle um. Die dort zur Verfügung stehenden Drehmomente $M_{max,xyzw}$ werden über Viergelenke nach Abbildung 4-14 auf die x-y-Linearführung und mit exzentrischen Schubkurbeln entsprechend Abbildung 4-15 auf die z-w-Linearführungen, übertragen. Die Parameter der verwendeten Antriebselemente finden sich in folgender Tabelle:

Tabelle 5-3: Parameter der exzentrischen Schubkurbeln und des Viergelenks.

	Hebellänge l1	Hebellänge l2	Exzentrizität h	Achsabstand j
x und y-Achse	-	-	-	10,0 mm
z-Achse	10,5 mm	24,0 mm	7,0 mm	-
w-Achse	6,0 mm	15,5 mm	4,0 mm	-

Instrumentenaufnahme und motorisch bewegliche Zangenaufnahme

Instrumentenaufnahme und Zangenaufnahme sind baugleich mit denen des Titan-Manipulators (Abbildung 5-5) und entsprechen den Parametern und Eigenschaften der im vorigen Kapitel beschriebenen Aufnahmen.

Sicherungsmechanismen

Auch beim Kunststoffmanipulator wurde besonderer Wert auf die Reduzierung des Eigengewichtes gelegt. Da die Reibungen in den Schwalbenschwanzführungen größer sind als die auftretenden Kräfte infolge der Erdbeschleunigung, bleibt die Kinematik auch im Fehlerfall stets an ihrer Position. Durch die Auswahl geeigneter Gleitpaarungen führt dies nicht zum unerwünschten Ruckgleiten. Die Magnetsicherung des Titanmanipulators wurde auch beim Kunststoffmanipulator eingesetzt und begrenzt die Maximalkraft in z-Richtung auf 3 N. Die Instrumenten- und Zangenaufnahmen des Kunststoffmanipulators geben, ebenso wie beim Titanmanipulator, bei Überlast das eingesetzte Instrument frei.

5.1.3 Modulare Schwenkeinheit zur isozentrischen Grobausrichtung

Die beiden oben vorgestellten Manipulatoren können die eingesetzten Instrumente in drei kartesisch angeordneten Freiheitsgraden bewegen. Rotatorische Bewegungen können manuell durch Verstellen des Gelenkarms realisiert werden. Laborversuche und klinische Einsätze mit den Manipulatoren haben aber gezeigt, dass ein Schwenken um die Instrumentenspitze zur Grobausrichtung häufiger benötigt wird. Um diesen Vorgang zu erleichtern, wurde eine Schwenkeinheit entwickelt, welche sich modular zwischen Gelenkarm und Manipulator befestigen lässt (Abbildung 5-8).

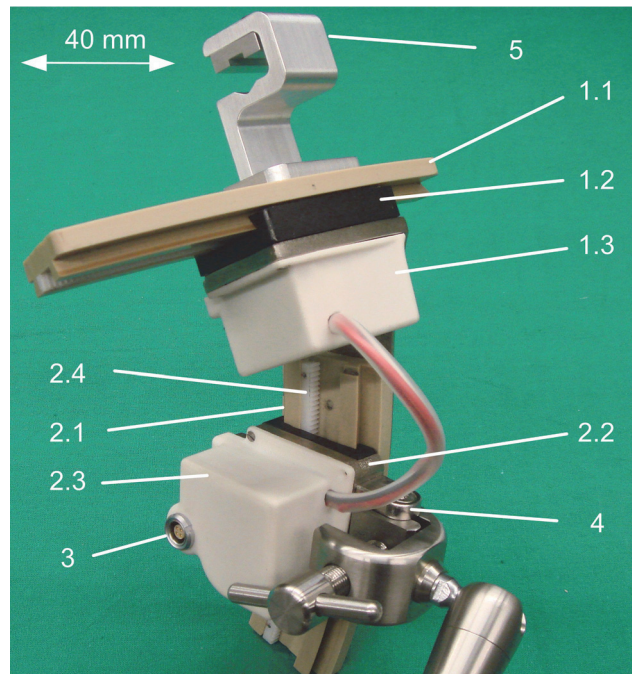


Abbildung 5-8: Schwenkeinheit zum Schwenken des Manipulators um die Instrumentenspitze bestehend aus (1.1) Schwalbenschwanzführung θ -Achse, (1.2) Schlitten θ -Achse, (1.3) Antriebseinheit θ -Achse, (2.1) Schwalbenschwanzführung χ -Achse, (2.2) Schlitten χ -Achse, (2.3) Antriebseinheit χ -Achse, (2.4) Zahnstange χ -Achse, (3) Anschluss zur Verbindung mit Steuerkonsole, (4) Haltestange zur Befestigung am Gelenkarm und (5) Haltevorrichtung zur Befestigung des Manipulators.

Kinematik

Vor allem aus Gründen der Platzsparsamkeit und der intuitiven, vorhersehbaren Bewegung wurde auf eine Kinematik mit zwei senkrecht aufeinander stehenden Bogenführungen (θ -Achse, χ -Achse) gesetzt. Für die Führungen wurden Schwalbenschwanz-Bogenführungen aus Kunststoff verwendet, welche sich an den Führungen des Kunststoffmanipulators orientieren. Die Führung wurde aus PEEK-Kunststoff, der Schlitten aus POM gefertigt. Diese Gleitpaarung zeichnet sich, wie in Kapitel 5.1.2 näher beschrieben, durch hervorragende Gleiteigenschaften auch unter Trockenbetrieb ohne Schmiermittel aus. Der benötigte Schwenkwinkel von 12° wurde durch eine kreisrunde Schiene mit einem Mittelpunktswinkel von 22° und einem kreisrunden Schlitten mit Mittelpunktswinkel von 10° erreicht. Zwei dieser Kreisbogenführungen sind in serieller, senkrechter Anordnung so verbunden, dass sie einen gemeinsamen Kreismittelpunkt besitzen. Dieser liegt an der Spitze einer eingesetzten Zange des Manipulators, wenn sich alle Achsen des Manipulators (x-y-z) in der Mittelstellung befinden. Sobald also die x-y-z-Achsen des Manipulators verfahren werden oder aber ein anderes Instrument eingesetzt wird, findet die Drehung nicht mehr exakt um die Instrumentenspitze statt. Zur Grobpositionierung ist dies auch nicht erforderlich. Wenn dies doch notwendig wird, so lässt sich der translatorische Fehler über die kartesischen Achsen x-y-z kompensieren. Dazu ist dann die Registrierung der Instrumentenspitze zur Bestimmung des Drehpunktes erforderlich. Das System würde dann über einen softwaregesteuerten fiktiven Drehpunkt mit den in Kapitel 3.5.2 genannten Nachteilen verfügen.

Antriebssystem

Jede der beiden Achsen θ und χ besitzt eine Antriebseinheit mit einem Servoantrieb (Robbe, Grebentain, Deutschland) und einem zusätzlichen Potentiometer als Absolut-Positionsgeber (Abbildung 5-9). Die Servoantriebe werden über PWM-Signale angesteuert, welche von der Steuerkonsole erzeugt werden. Die Motorstellbefehle $q_\theta[k]$, $q_\chi[k]$ werden von der Motorregelung in die Stellwinkel des Antriebszahnrades η_θ , η_χ überführt. Das Antriebsdrehmoment wird über einen Zahnstangenantrieb auf die Bogenführung übertragen. Der Servoantrieb liefert ein maximales Drehmoment von $M_{\theta\chi,max}=0,24\text{ Nm}$. Die maximale Winkelgeschwindigkeit des Servoantriebes beträgt $\omega_{\theta\chi,max}=900^\circ/s$. Damit errechnet sich nach Formel 4 (Kapitel 4.6.2) eine theoretische maximale Geschwindigkeit der Schwenkeinheit von $\omega_{\theta\chi,max}=15^\circ/s$ pro Sekunde. Da Drehzahl und Drehmoment voneinander abhängig sind, muss experimentell die Einhaltung der Vorgaben aus Kapitel 4.6.2 geprüft werden. Entsprechende Versuche ergeben eine Winkelgeschwindigkeit der Schwenkeinheit von $\omega_\theta=10^\circ/s$ unter dem Eigengewicht und eine Maximalkraft von $F_{\theta\chi,max}=30\text{ N}$. Der maximale Stellwinkel der Servoantriebe von $\eta_{\theta\chi,max}=720^\circ$ kann mit 10 Bit aufgelöst werden. Damit beträgt der Schrittwinkel $\tau_{\theta\chi}=\eta_{\theta\chi,max}/1023=0,7^\circ$ und entspricht der Vorgabe von $\tau_{\theta\chi,min}<12^\circ$ aus Kapitel 4.6.2.

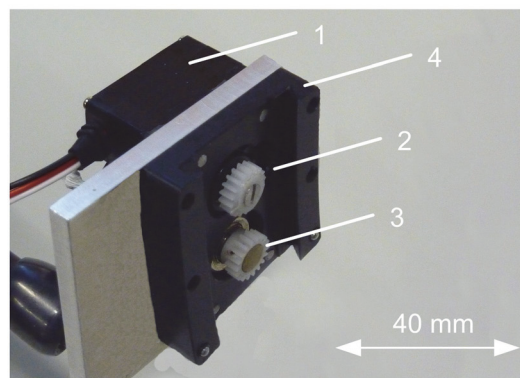


Abbildung 5-9: Antriebseinheit der χ -Achse bestehend aus (1) Servoantrieb, (2) Antriebszahnrad und (3) Potentiometer-Zahnrad. (4) Schwalbenschwanz-Schlitten der Kinematik.

5.1.4 Gelenkarm

Durch die Verwendung eines mechanischen Gelenkarms mit manueller Arretierung, entsprechend dem Konzept aus Kapitel 4.6.2, konnte der Arbeitsbereich der Manipulatoren und der Schwenkeinheit auf ein Minimum reduziert werden, was wiederum zu einem geringen Gewicht der Manipulatoren und der Schwenkeinheit führt. Dadurch können leichte, handelsübliche Gelenkarme als Tragsystem verwendet werden.

Je nach Anforderung wurden zwei unterschiedliche Ausführungen implementiert: Ein medizinischer, sterilisierbarer Gelenkarm und ein Standard-Gelenkarm aus der Messtechnik. Der sterilisierbare Gelenkarm ist etwa um Faktor 20 teurer als der Gelenkarm aus der Messtechnik. Beide Systeme verfügen über fünf Freiheitsgrade, welche sich über eine zentrale Feststellschraube arretieren lassen. Die inhärente Reibung kann durch Aufbringen einer äußeren Kraft von etwa 30 N überwunden werden, sodass sich die Manipulatoren jederzeit schnell aus dem OP-Gebiet entfernen lassen, auch ohne die Feststellschraube lösen zu müssen. Die Gelenkarme verfügen an dem einen Ende über eine Edelstahlstange, mit der diese über eine handelsübliche OP-Tisch Klemme am OP-Tisch befestigt werden kann. Die Verstellung der OP-Tisch Klemme bietet weitere vier Freiheitsgrade zur Grobpositionierung. Die OP-Tisch Klemme wird nicht steril abgedeckt und kann somit vom Chirurgen nicht während der OP verstellt werden. Bei Bedarf muss dies durch nichtsteriles OP-Personal erfolgen.

Beim Titan-Manipulator findet der sterilisierbare Gelenkarm vom Typ Fisso G8 der Firma Baitella AG (Zürich, Schweiz) mit einer Reichweite von 40 cm und fünf Freiheitsgraden Anwendung (siehe Abbildung 5-1). Er ist dampfsterilisierbar und muss deshalb während der Operation nicht steril abgedeckt werden, was die Bedienung der Feststellschraube erleichtert. Auf der anderen Seite des Gelenkarms befindet sich eine Schraubklemme, mit der der in steriler Folie eingepackte Titanmanipulator am Gelenkarm befestigt wird. Einkerbungen in den Greifbacken der Schraubklemme verhindern ein Herausfallen des Manipulators, wenn sich die Schraube versehentlich löst. Nach jedem Einsatz wird der Gelenkarm mit den Instrumentenadaptern und den Instrumenten bei 134 °C dampfsterilisiert.

Für den Kunststoff-Manipulator wird ein preisgünstiger Gelenkarm der Firma Noga Ltd. (Shlomi, Israel) vom Typ MG70003 verwendet. Der Gelenkarm hat eine Reichweite von 30 cm. Zur sterilen Abdeckung wird der Gelenkarm mit einem sterilen Folienschlauch (Durchmesser 17,5 cm) überzogen. Die Feststellschraube des Gelenkarms wird durch die sterile Folie hindurch betätigt (vgl. Abbildung 5-18a).

5.1.5 Vorwärtskinematik

Um für eine gegebene Stellung der Gelenke die Position und Orientierung eines eingesetzten Instrumentes berechnen zu können wird eine kinematische Vorwärtsrechnung durchgeführt. Mit Hilfe der Denavit-Hartenberg (DH) Notation kann die Transformation zwischen zwei Gelenken und deren Koordinatensystemen (KOS) durch vier Parameter a , α , d , θ beschrieben werden. Die Distanz a und der Winkel α entsprechen einer Translation beziehungsweise Rotation entlang der x-Achse des UrsprungskOS. Die Distanz d und der Winkel θ entsprechen einer Translation beziehungsweise Rotation entlang der z-Achse des Ziel-KOS (Craig, 2005). Die Parametrisierung der beschriebenen Kinematik von Manipulator und Schwenkeinheit ist in Abbildung 5-10 dargestellt.

Das Koordinatensystem S_0 ist ortsfest und befindet sich im Drehzentrum der Schwenkeinheit. Die KOS S_1 und S_2 bilden die beiden rotatorischen Freiheitsgrade der Schwenkeinheit θ und χ ab. Das KOS S_3 ist mit der x-Achse verbunden, das KOS S_4 mit der y-Achse und das KOS S_5 mit der z-Achse. Das KOS TL befindet sich in der Instrumentenspitze.

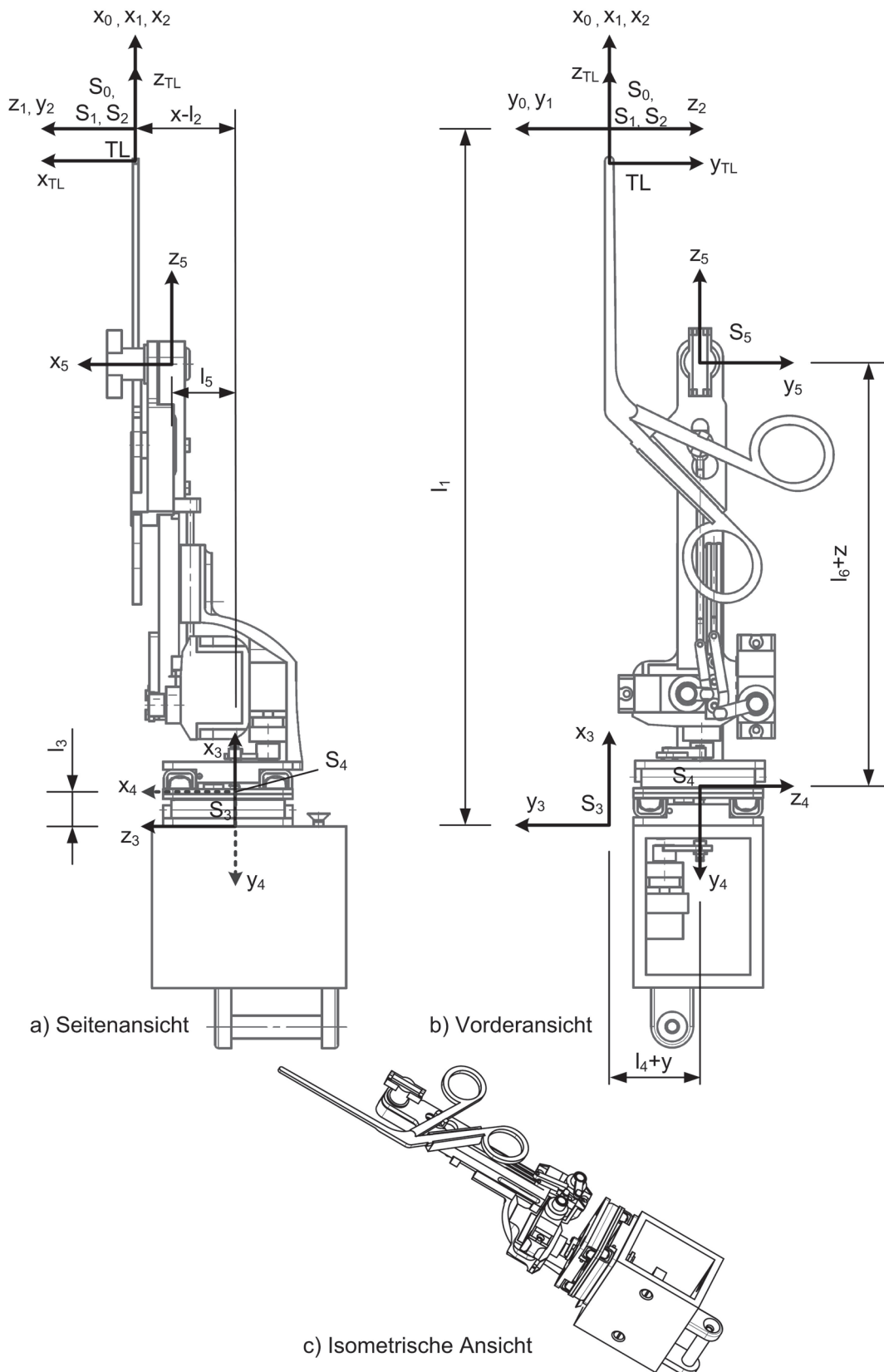


Abbildung 5-10: Parameter und Koordinatensysteme zur Bestimmung der Vorwärtskinematik mit Hilfe der Denavit-Hartenberg Parameter. Die Schwenkeinheit ist nicht dargestellt, aber durch die Koordinatensysteme S_1 und S_2 parametrisiert.

Tabelle 5-4: Denavit-Hartenberg Parameter der kinematischen Kette von Manipulator und Schwenkeinheit. Link i beschreibt den Übergang von Gelenk $i-1$ zu i . Die konkreten Werte der geometrischen Parameter l_1 - l_6 sind in Tabelle 5-5 angegeben.

Link i	a_{i-1}	α_{i-1}	d_i	θ_i
1	0	0	0	χ
2	0	90°	0	θ
3	- l_1	-90°	$x-l_2$	0
4	l_3	90°	$y+l_4$	90°
5	l_5	90°	$z+l_6$	0

Tabelle 5-5: Geometrische Parameter des realisierten Manipulators und der Schwenkeinheit.

l_1	l_2	l_3	l_4	l_5	l_6
205,0 mm	28,5 mm	11,5 mm	27,4 mm	14,7 mm	131,5 mm

Die DH-Parameter können durch Formel 21 in eine homogene 4x4 Transformationsmatrix ${}^{S_{i-1}}T_{S_i}$ überführt werden, welche die Transformation vom KOS S_{i-1} in das KOS S_i beschreibt.

$${}^{S_{i-1}}T_{S_i} = \begin{bmatrix} \cos(\Theta_i) & -\sin(\Theta_i) & 0 & a_{i-1} \\ \sin(\Theta_i)\cos(\alpha_{i-1}) & \cos(\Theta_i)\cos(\alpha_{i-1}) & -\sin(\alpha_{i-1}) & -\sin(\alpha_{i-1})d_i \\ \sin(\Theta_i)\sin(\alpha_{i-1}) & \cos(\Theta_i)\sin(\alpha_{i-1}) & \cos(\alpha_{i-1}) & \cos(\alpha_{i-1})d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (21)$$

Die gesamte kinematische Kette wird durch Multiplikation der Transformationsmatrizen aufeinander folgender Gelenke wie folgt berechnet:

$${}^{S_0}T_{S_5} = {}^{S_0}T_{S_1} \cdot {}^{S_1}T_{S_2} \cdot {}^{S_2}T_{S_3} \cdot {}^{S_3}T_{S_4} \cdot {}^{S_4}T_{S_5} \quad (22)$$

Die Transformationsmatrix vom KOS S_0 in das KOS S_5 ergibt sich dann mit den Parametern aus Tabelle 5-4 zu:

$${}^{S_0}T_{S_5} = \begin{bmatrix} c\chi \cdot s\theta & -c\chi \cdot s\theta & c\chi \cdot c\theta & c\chi(c\theta(z+l_z) - s\theta(x+l_x)) - s\chi(-y-l_4) \\ -s\chi \cdot \sin\theta & -c\chi & s\chi \cdot c\theta & s\chi(c\theta(z+l_z) - s\theta \cdot (x+l_x)) + c\chi(-y-l_4) \\ c\theta & 0 & s\theta & s\theta(z+l_z) + c\theta(x+l_x) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (23)$$

mit $l_x = l_5 - l_2$ und $l_z = l_6 + l_3 - l_1$

Die Transformationsmatrix vom KOS S_5 in das Instrumenten-KOS TL , welches in der Instrumentenspitze liegt, kann direkt aus Abbildung 5-10 abgeleitet werden zu:

$${}^{S_5}T_{TL} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & l_2 - l_5 \\ 0 & 1 & 0 & -l_4 \\ 0 & 0 & 1 & l_1 - l_6 - l_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (24)$$

Die Transformationsmatrix vom KOS S_0 in das KOS TL ergibt sich dann zu:

$${}^{S_0}T_{TL} = {}^{S_0}T_{S_5} \cdot {}^{S_5}T_{TL} \quad (25)$$

$${}^{S_0}T_{TL} = \begin{bmatrix} -c\chi \cdot s\theta & s\chi & c\chi \cdot c\theta & c\chi \cdot c\theta \cdot z + s\chi \cdot y + c\chi \cdot s\theta \cdot x \\ -s\chi \cdot s\theta & -c\chi & s\chi \cdot c\theta & s\chi \cdot c\theta \cdot z + c\chi \cdot y + s\chi \cdot s\theta \cdot x \\ c\chi & 0 & s\chi & s\theta \cdot z + c\theta \cdot x \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (26)$$

Aus den Translationskomponenten der Transformationsmatrix ${}^{S_0}T_{TL}$ lässt sich ablesen, dass der Translationsanteil komplett verschwindet, wenn x , y und z gleich Null sind. Für beliebige Schwenkwinkel θ und χ befindet sich die Instrumentenspitze also immer an der gleichen Position. Lediglich die Orientierung verändert sich (Rotationsanteil). Der fiktive Drehpunkt liegt somit wie erwartet an der Instrumentenspitze.

5.2 Steuerkonsole

In diesem Kapitel wird die Realisierung des Konzeptes einer Steuerkonsole für das Mikro-Telemanipulationssystem aus Kapitel 4.4.3 beschrieben. Im Wesentlichen soll die Steuerkonsole eine intuitive Bedienung des Manipulators durch den behandelnden Chirurgen direkt am OP-Tisch ermöglichen. Dies wurde durch eine geringe Größe, eine geringe Systemkomplexität und ein durchdachtes Bedien- und Sicherheitskonzept umgesetzt. Die Steuerkonsole besteht aus den aktiven Komponenten Bedieneinheit, Steuerelektronik und Freigabeelektronik. Diese Komponenten sind in einem modularen Gehäuse untergebracht, welches über eine Haltestange und eine Klobe an üblichen OP-Tischen befestigt werden kann (Abbildung 5-12). Die konkrete Umsetzung dieser Komponenten wird in den nächsten Absätzen detailliert vorgestellt. In Abbildung 5-11 sind die Komponenten der Steuerkonsole, deren Schnittstellen und die Einbindung in das Mikro-Telemanipulationssystem in einer Übersicht dargestellt.

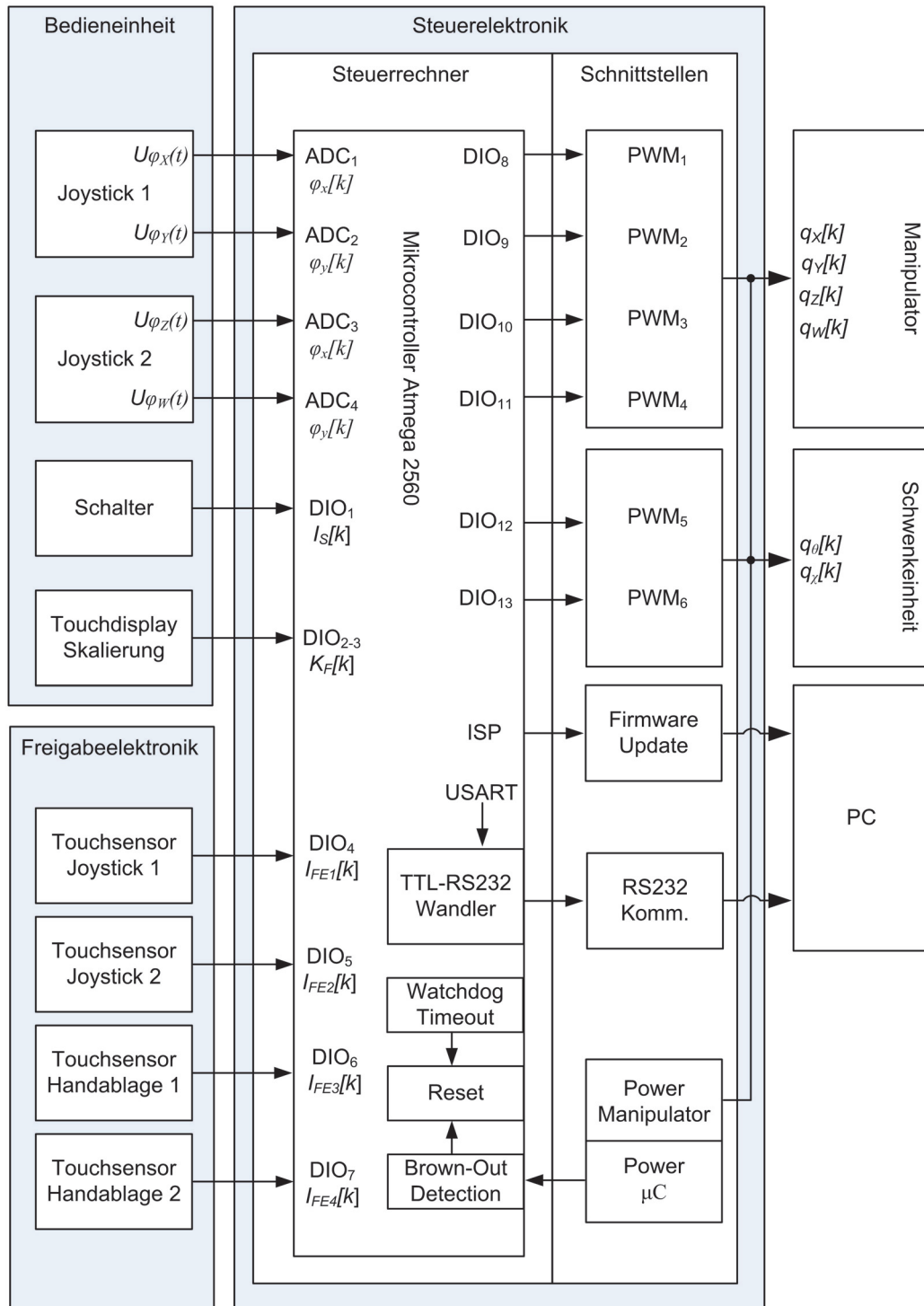


Abbildung 5-11: Blockschaubild der elektronischen Komponenten der Steuerkonsole bestehend aus Bedieneinheit, Freigabeelektronik und Steuerelektronik.

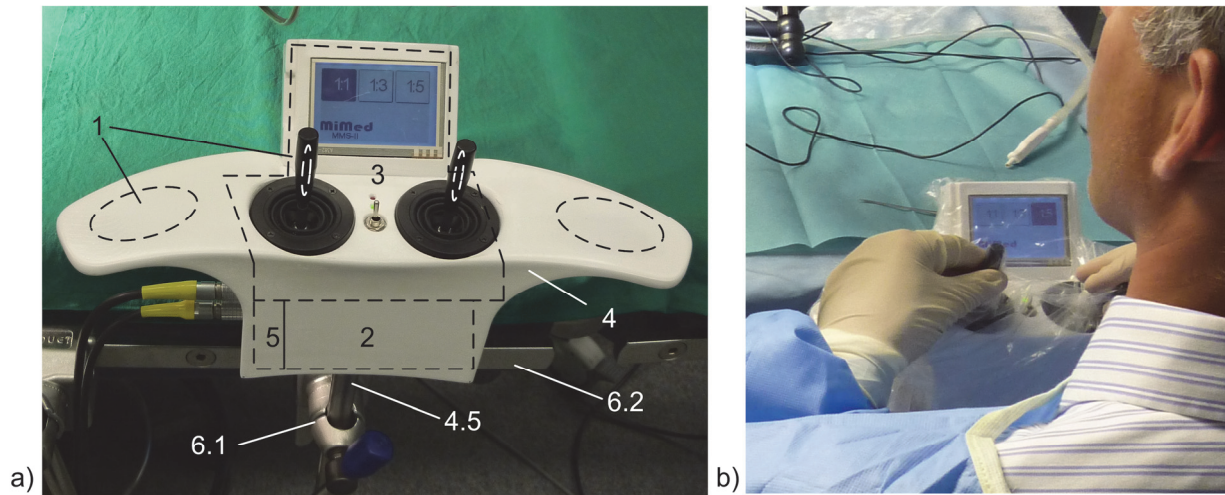


Abbildung 5-12: a) Realisierte Steuerkonsole bestehend aus Freigabeelektronik mit Sensoren in den Joysticks und Handablagen (1), Steuerelektronik (2) samt Schnittstellen (5), Bedieneinheit (3) mit Schalter, zwei Joysticks und Touchdisplay. Die Komponenten sind in einem modularen Gehäuse (4) untergebracht und über eine Haltestange (4.5) und einer Klobe (6.1) am OP-Tisch (6.2) montiert. b) Bedienung mit Steuerkonsole bei ex-vivo Experimenten in Leipzig.

5.2.1 Modulares Gehäuse

Das realisierte Gehäuse für die Steuerkonsole besteht aus zwei Hauptkomponenten: einer Aluminiumbox mit Haltestange und einer Abdeckung aus Kunststoff. Die Aluminiumbox bietet der darin enthaltenen Steuerelektronik und der Bedieneinheit mechanischen Schutz und elektromagnetische Abschirmung (Abbildung 5-13).

Alle Komponenten des Gehäuses sind zur Verbesserung der Abschirmung mit Treppenkanten ausgestattet. Das Gehäuse für die Steuerelektronik ist bei montierten Buchsen und Steckern in der Schnittstellenplatte, bis auf einen kleinen Kabeldurchgang zur Bedieneinheit, komplett geschlossen. Das Gehäuse der Bedieneinheit ist bedingt durch die benötigten Öffnungen für die Joysticks nicht geschlossen. Die Haltestange aus rostfreiem Edelstahl dient der Befestigung am OP-Tisch. Dazu wird die Haltestange mit einer Klobe an der OP-Tisch Schiene befestigt. Die Steuerkonsole kann dadurch gekippt, geneigt und in der Höhe verstellt werden, was eine Anpassung an das OP-Setup erlaubt.

Die Abdeckung bietet eine Ablagefläche für beide Handballen, um den Tremor und die Ermüdung bei der Bedienung der Joysticks zu vermindern. Die Abdeckung bietet zudem Platz für ein Touchdisplay zur Einstellung der Skalierung und für Sensorik der Freigabeelektronik in den Handablagen. Die Fertigung der Abdeckung erfolgte durch selektives Lasersintern von Polyamid. Damit sind auch komplizierte Freiformflächen, Hinterschneidungen und große Hohlräume bei kleinen Stückzahlen wirtschaftlich herstellbar.

Die Trennung zwischen wechselbarer äußerer Hülle, welche über die Alu-Box gestülpt wird, und inneren Kern, ermöglicht auch die Anpassung der Konsole an neue OP-Setups. So kann die Stellung und Größe der Handablagen, die Orientierung des Touchdisplays und die Formgebung einfach verändert werden. Ein universellerer Einsatz, auch für andere Telesmanipulationssysteme, ist damit möglich.

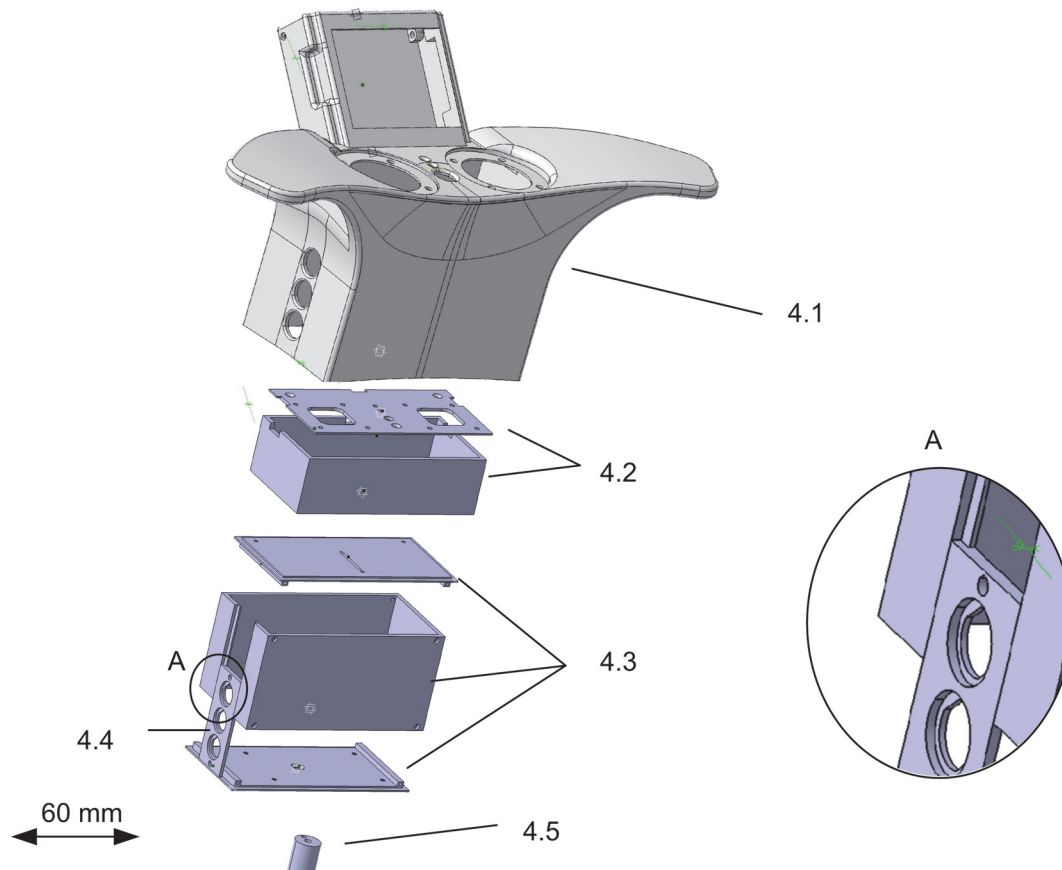


Abbildung 5-13: Gehäusekomponenten der Steuerkonsole für Bedieneinheit (4.2), Steuerelektronik (4.3) und Schnittstellen (4.4) aus Aluminium. Lasergesinterte Abdeckung aus Polyamid mit Handablagen (4.1) und Edelstahl-Haltestange (4.5). Alle Aluminiumteile sind zur Verbesserung der Abschirmung mit Treppenkanten ausgeführt (Detail A).

5.2.2 Bedieneinheit

In der Bedieneinheit sind alle Komponenten zur Interaktion mit dem Chirurgen zusammengefasst. Die Bedieneinheit beinhaltet zwei Joysticks zur Vorgabe der Manipulatorbewegung, einem Schalter zum Umschalten zwischen Manipulator und Schwenkeinheit, zwei Status-Leuchtanzeigen und ein Touch-Display zur Einstellung des Skalierungsfaktors K_f .

Es werden Fingerjoysticks vom Typ 812 der Firma Megatron (Putzbrunn, Deutschland) verwendet. Diese zeichnen sich durch einen sehr kompakten Aufbau, durch ihre Robustheit und die Qualität der eingesetzten Potentiometer aus. Zudem entspricht der elektrische Drehwinkel dem mechanischen Drehwinkel. Das bedeutet, dass der Joystick bei einer Versorgungsspannung von $U_+ = 5\text{ V}$ eine Ausgangsspannung von $U_\varphi = 0-5\text{ V}$ liefert. Damit wird der Eingangsbereich der ADCs des Mikrocontrollers voll ausgenutzt und die maximale Auflösung der ADCs von 10 Bit ohne zusätzlich benötigte Verstärkung ausgeschöpft. Das Bedienkonzept macht es erforderlich, dass die Joysticks an der Position, an der sie losgelassen werden, stehenbleiben. Dennoch müssen sich die Joysticks ohne Ruckgleiten mit geringem Kraftaufwand bewegen lassen. Der Gelenkkopf eines jeden Joysticks wurde deshalb in der Kugelpfanne mit zwei federnden Kugeldruckstücken vorgespannt.

Zur Eingabe des Skalierungsfaktors K_f und zur Anzeige von Informationen zum Hersteller und zur Softwareversion wird ein Touch-Display vom Typ *iLCD DPP-TP2416* der Firma Demmel (Wien, Österreich) verwendet. Es handelt sich um ein monochromes Display mit einer Auflösung von

240 x 160 Pixel und resistiver Sensorfläche. Dadurch kann das Display auch durch eine sterile Folie hindurch bedient werden. Das Display verfügt über einen eigenen, programmierbaren Mikrocontroller. Grafiken, Text und Schriftarten können auf dem Display gespeichert und auf Befehl angezeigt werden. Um die Komplexität der Kommunikation zwischen Display und Steuerelektronik gering zu halten, wurde die Displaysteuerung so weit wie möglich von der Steuerelektronik entkoppelt. Statt einer seriellen Kommunikationsschnittstelle zum Austausch der Steuerbefehle sind die Controller über zwei digitale Schnittstellen miteinander verbunden. Am Display wird über eine grafische Benutzeroberfläche die gewünschte Skalierung $K_j \in \{1:3, 1:9, 1:15\}$ ausgewählt. Der Grafikprozessor registriert die Benutzereingabe, markiert den neuen Skalierungsfaktor am Display und setzt zwei digitale Ausgänge entsprechend dem Schema aus Tabelle 5-6. Der Mikrocontroller der Steuerelektronik fragt zyklisch alle 10 ms die entsprechenden digitalen Eingänge ab und speichert den Wert im globalen Datenspeicher für die weitere Programmsteuerung. Vorteile der verwendeten digitalen Kodierung ist die Einsparung einer seriellen Schnittstelle an der Steuerelektronik, die geringere Komplexität und die Möglichkeit das Display bei Bedarf gegen einfache Schalter zu ersetzen.

Tabelle 5-6: Digitale Kodierung des Skalierungsfaktors zur Übertragung von Display zur Steuerelektronik.

Skalierung	Ausgang Display		Dezimalwert
	Pin 1	Pin 2	
1:3	High	Low	2
1:9	Low	High	1
1:15	Low	Low	0

5.2.3 Freigabeelektronik

Die Freigabeelektronik beinhaltet vier kapazitive Sensoren, deren leitfähigen Sensorflächen in den Joystickknüppeln und in den Handablagen untergebracht sind. Nähert sich die Hand des Bedieners einem der Sensorflächen, so wird die Kapazitätsänderung in der Sensorfläche von etwa 0,5pF – 5pF detektiert und als digitales Signal $I_{FE_n}[k]$ an den Mikrocontroller der Steuerelektronik gesendet.

Es werden Berührungssensoren vom Typ QT220 (Atmel Corp., San José, USA) verwendet. Diese messen die Kapazität der Sensorflächen C_X durch Ladungstransfer-Technik mit einem Schaltkondensator-Netzwerk. Dabei wird die Sensorfläche stufenweise geladen und die Ladungen an einen Integrations-Kondensator C_S übergeben. Nach mehreren Zyklen lässt sich die Spannung am Integrations-Kondensator C_S über einen ADC messen und daraus auf die Kapazität der Sensorfläche C_X schließen. Über die Kapazität des Integrations-Kondensators C_S lässt sich die Empfindlichkeit des Berührungssensors einstellen. Eine höhere Kapazität führt zu erhöhter Empfindlichkeit des Sensors. Die Sensoren für die Joysticks und die Handablagen wurden mit einem Integrations-Kondensator mit einer Kapazität von $C_X=15 \text{ nF}$ ausgestattet. Dadurch lösen die Sensoren etwa 3 mm vor der Berührung der Joysticks oder Handablagen aus. Da die Hände des Chirurgen längere Zeit auf der Steuerkonsole verweilen können, wurde die automatische Rekalibrierung des Berührungssensors deaktiviert. Ansonsten würde die Hand des Bedieners nach der Rekalibrierung nicht mehr in der Lage sein, den Sensor auszulösen.

Zwei Berührungssensoren wurden direkt in die Handablagen integriert (Abbildung 5-14b). Eine kupferbeschichtete Platine stellt dabei die Sensorfläche. Die geringe Dicke der Kupferschicht von 35µm bewirkt eine starke Orientierung der Feldlinien senkrecht zur Sensorfläche und damit eine höhere Empfindlichkeit in diese Richtung. Der Sensor löst also wesentlich früher aus, wenn sich die Hand von oben der Handablage nähert, als wenn sich die Hand von der Seite nähert. Dies ist wichtig, um ein Auslösen der Sensoren durch den Oberkörper des Bedieners zu verhindern. Das Innere der Joystickstange und der Gelenkkopf des Joysticks sind aus Metall. Diese leitfähige Komponente wurde als

Sensorfläche für die Berührungssensorik der Joysticks verwendet. Da ein Kabel an diesem beweglichen Teil des Joysticks bei der Bedienung stören würde, wurde der Kugelpopf durch Kugeldruckstücke leitend mit dem QT220-Sensor verbunden (Abbildung 5-14a).

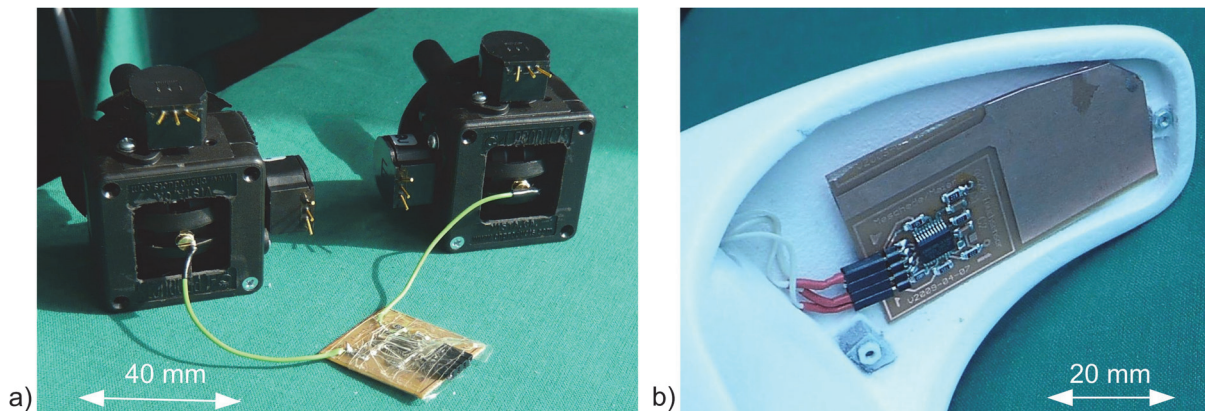


Abbildung 5-14: Berührungssensoren zur Detektion der Hände des Bediener an a) den Joysticks und b) den Handablagen. Beide Abbildungen © MiMed 2010.

5.2.4 Steuerelektronik

Die Steuerelektronik verarbeitet die Sensorwerte der Joysticks $\varphi[k]$, die Statusinformation des Touchdisplays $K_f[k]$, des Schalters $I_S[k]$ und der Freigabeelektronik $I_{FEr}[k]$, berechnet daraus die Motorwerte $q[k]$ und steuert die Motoren des Manipulators und der Schwenkeinheit entsprechend an. Sie besteht aus den Komponenten Steuerrechner, Schnittstelleneinheit und Steuersoftware (Abbildung 5-11).

Als Steuerrechner wird ein Mikrocontroller der Firma Atmel (San José, USA) vom Typ Atmega 2560 verwendet. Er ist über einen externen Quarz mit 16MHz getaktet, verfügt über 16 ADC-Kanäle (Analog-Digital-Wandler) für das digitalisieren analoger Signale, mehrere USART-Schnittstellen für die serielle Kommunikation, eine SPI-Schnittstelle zur Kommunikation des *In System Programmers* (ISP), vier 16-Bit Timer und zwei 8-Bit Timer sowie eine Vielzahl von digitalen Ein- und Ausgängen (DIO). Der Mikrocontroller ist auf einer Platine der Firma Brall Software (Sontra, Deutschland) vom Typ RN-Mega integriert.

Die im Mikrocontroller integrierten Analog Digital Wandler (ADC) werden zur Digitalisierung der analogen Joystickwerte verwendet. Intern verfügt der Mikrocontroller lediglich über einen einzigen ADC. Über einen sogenannten Multiplexer können allerdings mehrere Kanäle sehr schnell hintereinander abgefragt werden. Die Diskretisierung der analogen Spannungen der Joysticks erfolgt mit 10Bit. Es können also $2^{10}=1024$ Joystickstellungen unterschieden werden, was zu einer Winkelauflösung von $0,05^\circ$ oder einer Ortsauflösung von 0,06 mm an der Joystickspitze führt. Die Abtastung der Joystickspannungen erfolgt alle 2,5 ms. Vier aufeinander folgende Werte werden gleitend gemittelt, um Rauschen zu kompensieren. Als Ergebnis stehen die digitalisierten Joystickwerte $\varphi[k]$ für die Weiterverarbeitung zur Verfügung.

Die Schnittstelleneinheit stellt vier Schnittstellen für externe Komponenten bereit. Zur Spannungsversorgung wird die Steuerkonsole mit zwei medizinischen Netzteilen (MPU50, Sinpro, Taiwan) verbunden. Ein Netzteil versorgt die Steuerkonsole, das zweite den Manipulator und die Schwenkeinheit. Eine zweite Schnittstelle dient der Übertragung der Versorgungsspannung sowie der PWM-Signale an den Manipulator und die Schwenkeinheit. Die PWM-Signale werden direkt vom Mikrocontroller erzeugt. Ein Timer wird dabei so gesteuert, dass alle 20 ms ein Interrupt (Compare Match

Interrupt) auslöst und den digitalen Ausgang auf logisch 1 setzt (+5 V). Nach ein bis zwei Millisekunden, abhängig vom Motor-Sollstellwinkel $q[k]$, wird der Ausgang wieder auf logisch 0 gesetzt. Die Breite des Impulses wird mit 10 Bit, also mit etwa 1 μ s, aufgelöst. Bei einem maximalen Stellwinkel von 90° bedeutet dies einen Schrittwinkel des Servoantriebes von 0,09°. Über eine RS232-Schnittstelle können im Fehlerfall Fehlercodes ausgelesen werden. Dazu wandelt ein MAX3221 Treiberbaustein die Pegel zwischen USART-Schnittstelle (TTL) und RS-232 Schnittstelle. Zur Übertragung werden die Verbindungseinstellungen 8N1 (8 Bit Daten, kein Parity, 1 Stopbit) verwendet. Die Bitrate beträgt 115.200 Bit/s. Zur Programmierung des Steuerrechners steht ein ISP (In System Programmer) mit SPI-Schnittstelle zur Verfügung. Softwareupdates können so bequem durchgeführt werden, ohne die Steuerkonsole öffnen zu müssen.

Im Falle eines Spannungseinbruchs, etwa durch Ausstecken der Netzteile, kann es zu einem undefinierten Verhalten des Mikrocontrollers kommen. Beispielsweise kann der Prozessor noch fehlerfrei arbeiten, die ADCs liefern aber keine sinnvollen Ergebnisse mehr. Eine im Mikrocontroller integrierte Elektronik (Brown-Out Detection) prüft laufend die Versorgungsspannung am Mikrocontroller und setzt diesen in den Reset, sobald eine kritische Spannung von 4,3 V unterschritten wird. Der Mikrocontroller stoppt daraufhin die Prozessverarbeitung und der Manipulator sowie die Schenkeinheit bleiben an ihrer letzten Position stehen. Um die Funktionsfähigkeit des Mikrocontrollers zur Laufzeit zu prüfen ist zudem ein Watchdog implementiert. Der Watchdog besitzt einen Timer mit separatem 128 kHz Oszillator. Spätestens alle 32 ms muss ein Signal der Hauptschleife an den Watchdog gesendet werden, um den Timer wieder zurück zu setzen. Geschieht dies nicht, beispielsweise durch das Festhängen in einer Endlosschleife oder einem Defekt, so wird der Mikrocontroller in den Reset gesetzt. Wie bei der Brown-Out Detection stoppt der Mikrocontroller daraufhin die Prozessverarbeitung und der Manipulator sowie die Schenkeinheit bleiben an ihrer letzten Position stehen.

Die Steuersoftware, welche auf dem Steuerrechner abgearbeitet wird, steuert alle Abläufe des Manipulators und der Steuerkonsole. Ein externer PC zum Betrieb des Systems ist also nicht erforderlich. Entsprechend dem Flussdiagramm in Abbildung 5-15 wird nach dem Einschalten des Steuerrechners zunächst eine Initialisierungsroutine ausgeführt, in der die Hardwarekomponenten des Mikrocontrollers initialisiert werden. Dazu gehören unter anderem die Kommunikationsschnittstellen, digitale Ein/Ausgänge (DIO) und die Analog-Digitalwandler (ADC). Die Steuerelektronik gibt lediglich Sollwerte für die Motoren vor. Ob diese Sollpositionen auch wirklich erreicht sind, kann die Steuerkonsole mangels Positionssensorik an den Antrieben nicht bestimmen. Deshalb werden nach der Initialisierung zunächst die Sensorwerte eingelesen. Aus den Joystickstellungen werden initiale Motorpositionen berechnet, die unabhängig von der Freigabeelektronik $I_{FE_n}[k]$ oder der Schalterstellung $I_S[k]$ angefahren werden. Ab diesem Zeitpunkt wird davon ausgegangen, dass die Ist-Position der Soll-Position entspricht. Die Steuerschleife ist als Endlosschleife implementiert, die interruptgesteuert mit einer festen Abtastzeit von $T_0=10$ ms durchlaufen wird.

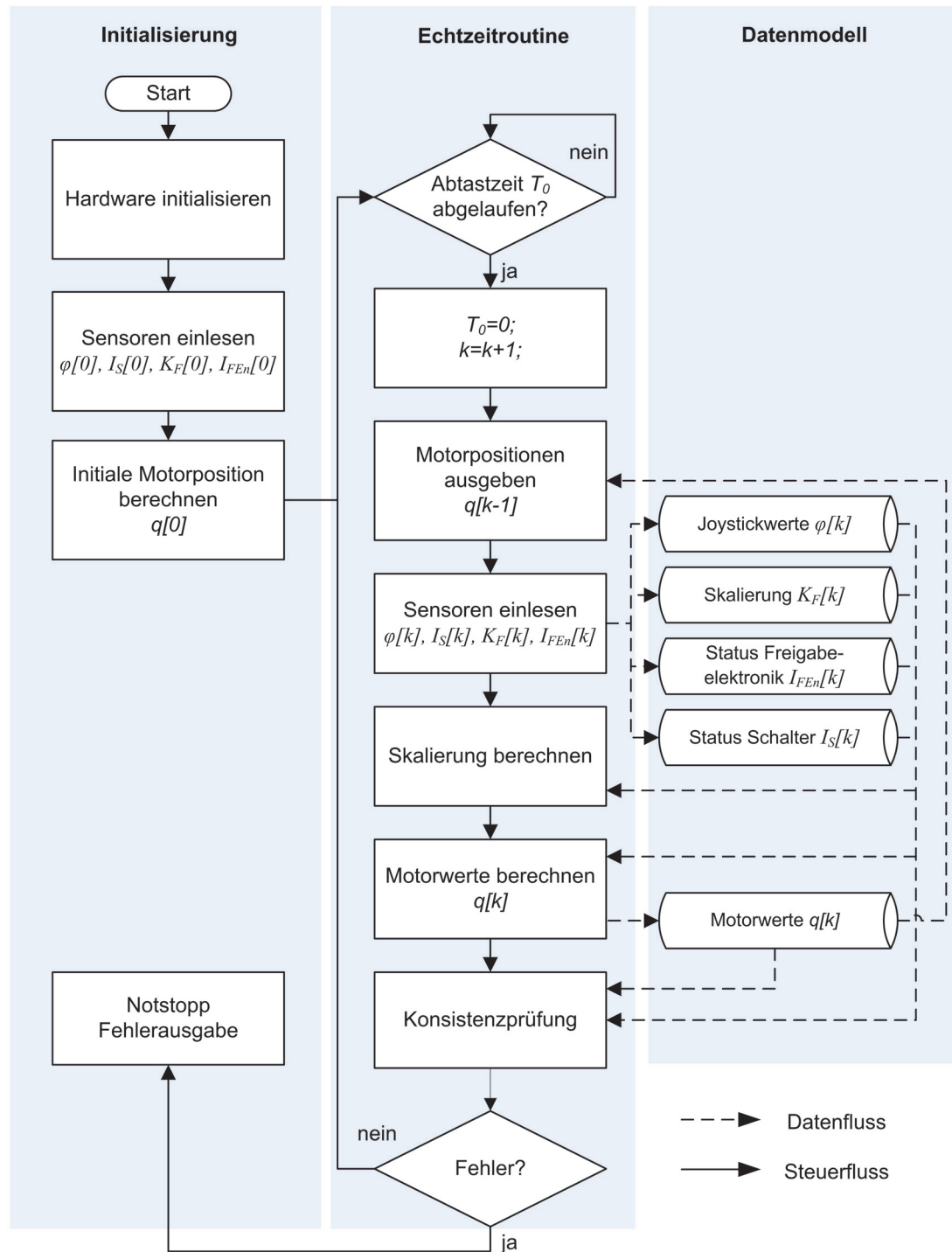


Abbildung 5-15: Flussdiagramm der Steuersoftware der Steuerkonsole.

Zunächst werden die Motoren mit den Sollpositionen des letzten Zyklus $q[k-1]$ angesteuert. Anschließend werden alle Sensorinformationen eingelesen. Dies beinhaltet die Joystickwerte $\varphi[k]$ (ADC, 10Bit), den Status der Freigabeelektronik $I_{FEr}[k]$ (DIO), den Status des Schalters $I_S[k]$ (DIO) sowie den Status der Skalierung $K_F[k]$ (DIO). Die Werte werden in einem globalen Datenmodell abgelegt und stehen allen nachfolgenden Funktionen zur Verfügung. Im nächsten Schritt werden die für die Skalierung notwendigen Berechnungen durchgeführt und, in Abhängigkeit der Statusinformationen von Schalter $I_S[k]$ und Freigabeelektronik $I_{FEr}[k]$, die Motorstellwerte $q[k]$ berechnet und im Datenmodell abgelegt. Am Ende des Zyklus wird das Datenmodell auf Konsistenz geprüft. Die Sollgeschwindigkeit der

Motoren $\dot{q}[k]$ und die Geschwindigkeit der Joysticks $\dot{\varphi}[k]$ dürfen einen Maximalwert nicht überschreiten (Formel 27, 28). Wird beispielsweise die Signalleitung der Joysticks getrennt, so bricht die Spannung am entsprechenden ADC des Mikrocontrollers plötzlich ein. Die große Geschwindigkeitsänderung wird detektiert und das System in einen sicheren Zustand gebracht. Die Grenzen sind so hoch eingestellt, dass sie während dem normalen Betrieb nicht auftreten können. Zudem wird die Einhaltung der Extremwerte $q_{max}[k]$, $q_{min}[k]$, $\varphi_{max}[k]$, $\varphi_{min}[k]$ geprüft.

$$\dot{q}[k] = \frac{q[k] - q[k-1]}{T_0} < \dot{q}_{max} \quad (27)$$

$$\dot{\varphi}[k] = \frac{\varphi[k] - \varphi[k-1]}{T_0} < \dot{\varphi}_{max} \quad (28)$$

5.3 Mikrokamera

Die Befestigung einer Mikrokamera direkt an Feininstrumenten und Zängchen ermöglicht die uneingeschränkte Sicht auf das Operationsgebiet, sowohl bei manueller wie auch telemanipulierter Instrumentenführung. Als Kamerasystem wurde auf eine sterilisierbare OEM CCD-Kamera der Firma Medigus LTD (Omer, Israel) aufgrund ihrer geringen Größe, verhältnismäßig guten Bildqualität, Sterilisierbarkeit und Biokompatibilität zurückgegriffen. Zudem verfügt das System bereits über einen externen Bildprozessor mit verschiedenen Ausgängen, Weißabgleich und anderen Bildeinstellungen. Ein weiterer Vorteil liegt in der langen, dünnen und flexiblen Zuleitung, die Bewegungen des Manipulators nicht einschränkt. Die Leistungsdaten der Kamera sind in Tabelle 5-7 aufgeführt. Die Befestigung der Kamera an den Standardinstrumenten erfolgt durch zwei Adapter; einen Instrumentenclip für Feininstrumente und einen Zangenclip für Zängchen.

Die Adapter wurden aus biokompatiblen PA12 im Lasersinterverfahren hergestellt. Denkbar ist ein Einsatz als Mehrweg- oder Einwegartikel. Bei letzterem muss die Kamera vom Adapter trennbar sein oder die Kamera mit entsorgt werden. Eine dafür notwendige Einweg-Kamera ist ebenfalls bei der Firma Medigus erhältlich.

Tabelle 5-7: Eigenschaften der verwendeten Mikrokamera zur Befestigung direkt am chirurgischen Instrument.

Hersteller	Typbezeichnung	Auflösung	Optik	Video Ausgabe	Abmessung (LHB)
Medigus Ltd.	IntroSpicio™ 110	500H X 582V CCD	140 °	PAL	15 x 3 x 3 mm ³

Der Zangenclip für die Feininstrumente ist dreiteilig ausgeführt und besteht aus einer Kameraaufnahme, einem Kameraclip und einem Kabelclip, dargestellt in Abbildung 5-16. Am vorderen Teil der Kameraaufnahme befindet sich ein Kanal, der die Kamera aufnimmt. Die Kamera kann in den Kanal eingeklippt, eingeklebt oder komplett vergossen werden. Der hintere Teil der Kameraaufnahme führt das Kabel am Instrument entlang. Die Kameraaufnahme wird federnd in den Kameraclip eingesetzt. Die Verbindung ermöglicht ein Rotieren und translatorisches Verschieben der Kamera, um das Kamerabild am Bildschirm auszurichten. Über den Kameraclip wird der Kameraadapter am Instrument befestigt. Der Kabelclip am Ende des Instrumentes verbessert die Handhabbarkeit. Die Kamera kann innerhalb weniger Sekunden von einem Instrument auf ein Anderes gewechselt werden. Die Sterilisation der Kamera und der Adapter kann durch ETO-Gas (Ethylen Oxid) erfolgen.

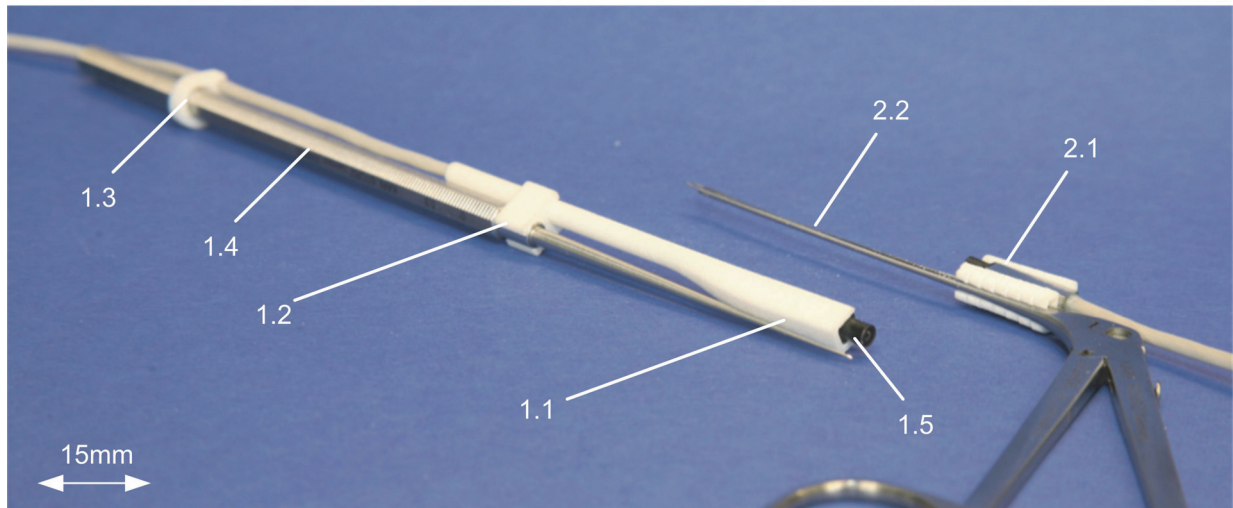


Abbildung 5-16: Die Befestigung von sterilisierbaren Miniaturkameras (1.5) ermöglicht den uneingeschränkten Blick auf das Operationsgebiet. Die Hände des Chirurgen oder anatomische Strukturen sind nicht im Blickfeld der Kamera. Die Kameras können relativ zum Instrument gedreht und verschoben werden, um die Orientierung und den Bildausschnitt am Monitor zu verändern. Instrumentenclip bestehend aus (1.1) Kameraaufnahme, (1.2) Kameraclip, (1.3) Kabelclip, (1.4) Feininstrument. Zangenclip (2.1) an Mikrozängchen (2.2). © MiMed 2011.

Da sich die mit dem Mikro-Telemanipulationssystem verwendeten Zängchen und Scherchen in Größe und Form mitunter erheblich unterscheiden, wurde der Zangenclip mit einem mehrstufigen Schnappmechanismus ausgestattet. Vierzehn flexible Finger schnappen dabei einzeln am Zängchen ein. Der Adapter lässt sich drehen und verschieben. Der Zangenmechanismus wird durch den Adapter nicht behindert. Das Kamerabild unterscheidet sich insofern von dem der üblichen Mikroskope, als dass die Instrumentenspitze stets an der gleichen Position im Bild zu sehen ist, während sich das OP-Gebiet bewegt (Abbildung 5-17).



Abbildung 5-17: Momentaufnahme des Videos einer am Instrument befestigten Miniaturkamera, ausgerichtet an einem Ohrphantom. Das Instrument erscheint stets an der gleichen Stelle im Bild. Der Hintergrund bewegt sich, wenn sich das Instrument im Raum bewegt.

Versuche haben gezeigt, dass diese Art der Bildgebung für die Chirurgen sofort verständlich und intuitiv ist. Es entspricht dem Zielen mit einem Visier. Allerdings ist bei der Miniaturkamera durch den geringen Abstand zum OP-Gebiet kein störendes Zittern, auch bei manueller Instrumentenführung, vorhanden. Durch die Nähe und Parallelität zur Instrumentenachse kann ein bestimmter Punkt mit der Kamera sehr einfach angetastet werden.

Ein positiver Nebeneffekt ergibt sich bei einer Verwendung zusammen mit einem Exoskop. Hierbei werden die Bilddaten der Staboptik in HD-Qualität an einem großen Bildschirm dargestellt, über den der Chirurg operiert. Das Einblenden des Miniaturkamerabildes am großen Bildschirm hat zur Folge, dass zwei zweidimensionale Bilder aus unterschiedlichen Blickrichtungen angezeigt werden, was den räumlichen Eindruck deutlich verbessert. Auch das Anbringen einer zweiten Miniaturkamera am Instrument, mit leicht verändertem Blickwinkel bewirkt dies.

5.4 Trainings- und Evaluationssystem

Um die im Rahmen dieser Arbeit entstandenen Systeme zur Mikromanipulation am Mittelohr zu evaluieren, wurde ein wiederverwendbares Phantom entwickelt, mit dem abstrahierte Aufgaben durchgeführt werden können (Abbildung 5-18). Dies ermöglicht den objektiven Vergleich von manueller und telemanipulierter Instrumentenführung wie auch den Vergleich von Systemkomponenten unter standardisierten Bedingungen. Das Phantom eignet sich ebenso als Trainingssystem für den Manipulator.

Das Konzept des Trainings- und Evaluationssystems wurde in Kapitel 4.6.5 erarbeitet. Es besteht aus einem Phantom und einem PC. Das Phantom besteht aus einem Probekörper mit Kraftsensorik, einer Auswertelektronik und einem Felsenbeinkörper. Details der Realisierung werden im Folgenden dargestellt. Abbildung 5-19 zeigt ein Blockschaltbild der wesentlichen Komponenten.

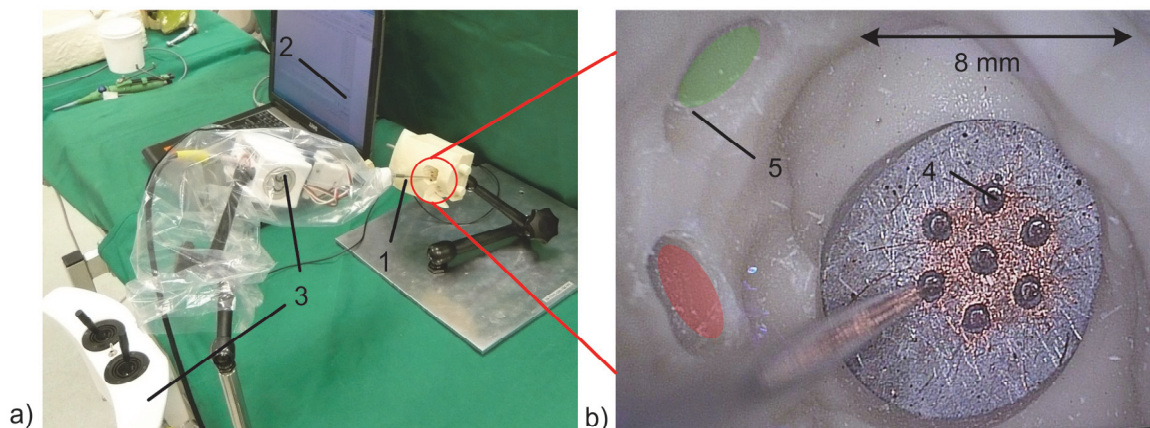


Abbildung 5-18: a) Realisiertes Trainings- und Evaluationssystem bestehend aus Phantom (1) und PC (2) zur Auswertung. Die Präparationsaufgabe kann per Hand oder mit dem Mikro-Telemanipulationssystem (3) durchgeführt werden. b) Die Präparationsaufgabe des Phantoms besteht aus dem Treffen von sieben Ziellöchern (4) und dem Ausüben einer definierten Kraft. Signalleuchten (5) zeigen dem Chirurgen den Zustand des Systems an. Entnommen aus Maier *et al.* (2012).

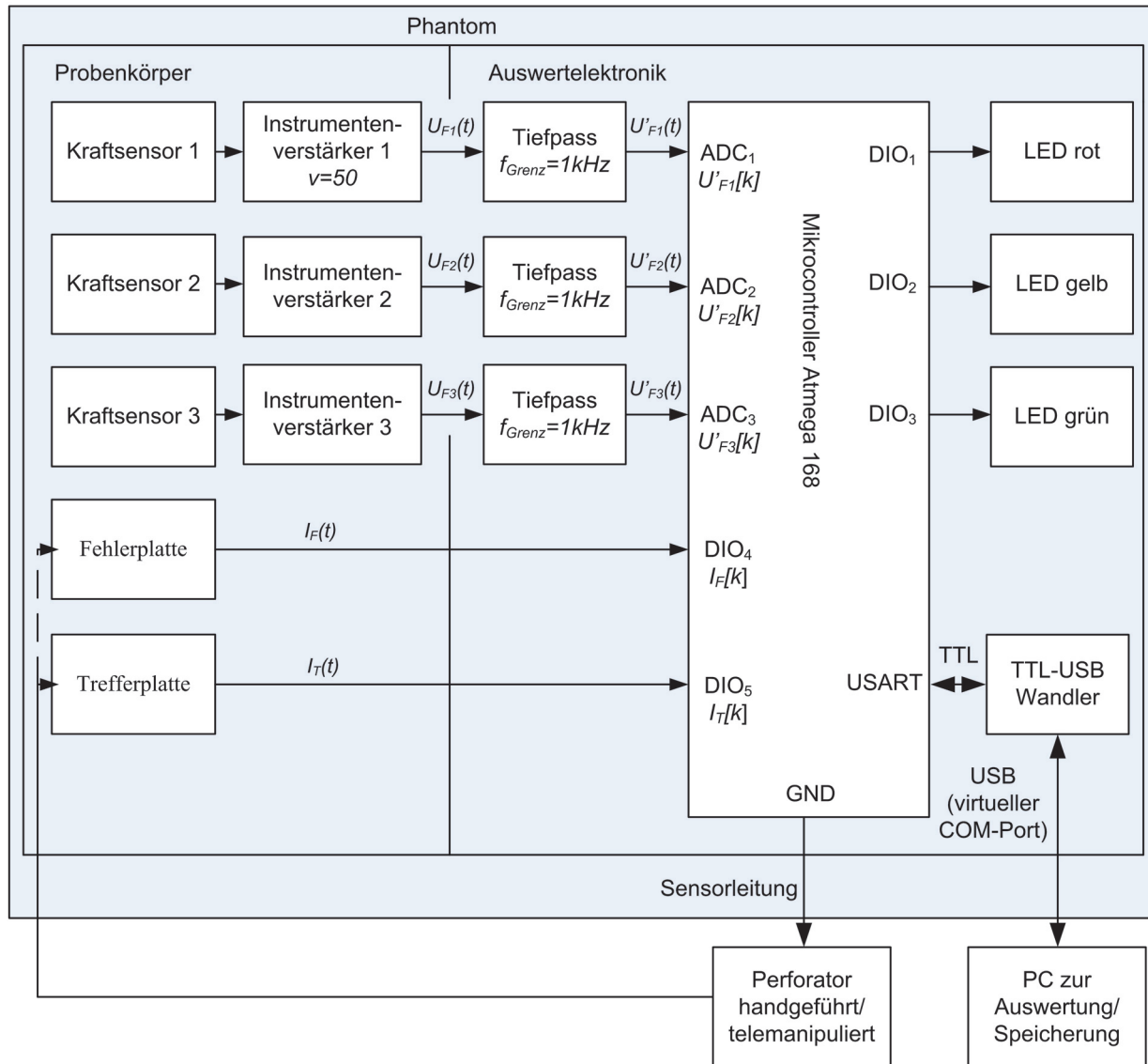


Abbildung 5-19: Blockschaltbild des Trainings- und Evaluationssystems mit integriertem Mikrocontroller.

Felsenbeinkörper

Der Grundkörper des Phantoms ist ein künstliches Felsenbein aus Gießharz und basiert auf den Vorarbeiten von Shi *et al.* (2010). Es ist Teil eines am Lehrstuhl MiMed in den letzten Jahren entstandenen modularen Kopfphantoms mit Haut- und Knochenstrukturen. Der Herstellungsprozess beginnt mit dem 3D-Druck eines angepassten 3D-Modells eines Felsenbeins mit einem auf Gipspulver basierenden Drucker (Z Corporation, Burlington, USA). Das 3D-Modell beinhaltet bereits Hohlräume für alle weiteren Komponenten des Phantoms wie Probekörper und Auswertelektronik. Im nächsten Schritt wird aus dieser Positivform eine Silikongießform erstellt. Mit Hilfe einer Vakuumgussanlage (SLM Solutions, Lübeck, Deutschland) wird die Silikonform schließlich mit knochenähnlichem *Biresin* Gießharz gefüllt (Sika, Bad Urach, Deutschland). In das Felsenbein wurde ein chirurgischer Zugang zum Mittelohr gefräst. Die Abmessungen orientieren sich dabei an den untersuchten CT-Bilddaten, wie in Kapitel 4.6.5 dargestellt.

Probekörper

Der Probekörper des Phantoms beinhaltet die eigentliche Präparationsaufgabe: das Treffen von sieben kleinen Ziellöchern mit 0,5 mm Durchmesser und 2 mm Tiefe auf einer leitfähigen Platte (Fehlerplatte). Diese Ziellöcher müssen mit einem leitfähigen und geerdeten, spitzen Instrument (Perforator) getroffen werden. Wird anstelle des Zielloches die Fehlerplatte getroffen, so wird ein Fehler detektiert und signalisiert. Um jedes Loch befindet sich ein Isolationsring mit 0,7 mm Durchmesser, welcher das Auslösen eines Fehlers unterbindet, wenn das Instrument sich bereits in einem Zielloch befindet. Die Herstellung der Fehlerplatte erfolgte durch Bohren der 0,5 mm Ziellöcher in eine kupferbeschichtete Epoxid-Platine mit anschließendem Ätzen der Isolierringe. Eine darauf folgende Verzinnung schützt das Kupfer vor Oxidation und gewährleistet einen stets stabilen Kontakt zum Perforator-Instrument, auch nach längerer Standzeit des Phantoms.

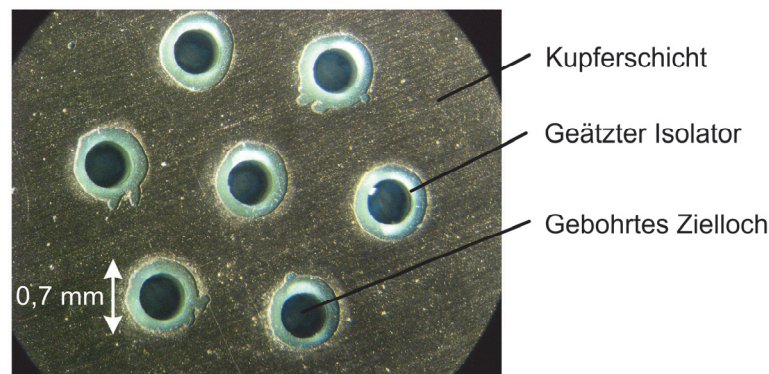


Abbildung 5-20: Fehlerplatte des Probekörpers vor der Verzinnung. Die Isolation um die Ziellöcher verhindert das Auslösen eines Fehlers, wenn sich das Instrument bereits im Zielloch befindet.

Unterhalb der Fehlerplatte befindet sich die Trefferplatte, welche gegenüber der Fehlerplatte isoliert ist. Zur Bestimmung der auf die Trefferplatte ausgeübten Kraft wurde diese auf drei Kraftsensoren gelagert (Abbildung 5-21). Dies ermöglicht die Bestimmung, in welches Loch getroffen wurde, erlaubt eine automatische Fehlerprüfung der Sensoren und macht eine aufwändigere mechanische Lagerung überflüssig. Die Kraftsensoren wurden nach folgenden Kriterien ausgewählt:

- Typische in der Mittelohrchirurgie auftretende Kräfte liegen im Bereich von 0 N bis 3 N (Miroir *et al.*, 2008). Dieser Messbereich soll durch drei Sensoren abgedeckt werden können.
- Der Krafttremor eines Zeigefingers, belastet mit 3,5 N unter optimalen ergonomischen Bedingungen, beträgt etwa 17 mN bis 54 mN (RMS) (Semmler und Nordstrom, 1998). Eine Auflösung der Kraftsensorik von 10 mN ist also ausreichend.
- Die Kraftsensoren mit Auswertelektronik müssen sich in den kleinen Felsenbeinkörper (10 x 5 x 7 cm³) integrieren lassen.
- Die Linearität soll besser als 3 % sein.
- Kostengünstiger Aufbau und einfache Reproduzierbarkeit.

Verschiedene Sensorprinzipien mit am Markt verfügbaren Kraftsensoren wurden in die Auswahl einbezogen. Induktive, kapazitive, piezoelektrische, optische und magnetoelastische Kraftsensorik erfordern teure und große Auswertelektroniken. Geeignet erschienen hingegen Folien-DMS (Dehnmessstreifen) oder Halbleiter-DMS. Bei Folien-DMS ändert sich der elektrische Widerstand eines aufgedampften Drahtes bei mechanischer Belastung. Bei Halbleiter-DMS wird kein metallischer

Widerstandsdraht, sondern ein Halbleitermaterial wie Germanium oder Silizium verwendet. Unter Belastung ändert sich auch hier der elektrische Widerstand des Materials (piezoresistiver Effekt). Schließlich wurde der piezoresistive Kraftsensor Honeywell FSS1500NSB, basierend auf Halbleiter-DMS, aufgrund seiner geringen Größe, des günstigen Preises und der Erfüllung der gestellten Anforderungen ausgewählt. Die Eigenschaften des Kraftsensors sind in Tabelle 5-8 aufgeführt.

Tabelle 5-8: Eigenschaften des im Phantom verwendeten piezoresistiven Kraftsensors FSS1500NSB von Honeywell.

Arbeitsbereich	Sensitivität	Nicht-linearität	Nullpunkt-Fehler	Maximallast	Abmessung
0-14,7 N	10,2 mV/N – 14,3 mV/N	± 1,5 %	± 15 mV	44,15 N	9 x 4 x 3 mm ³

Die proportional zur Kraft ausgegebenen Spannungen der Kraftsensoren werden über jeweils einen Instrumentenverstärker (INA 155) mit einem Verstärkungsfaktor von $\nu=50$ auf 0 V bis 5 V verstärkt.

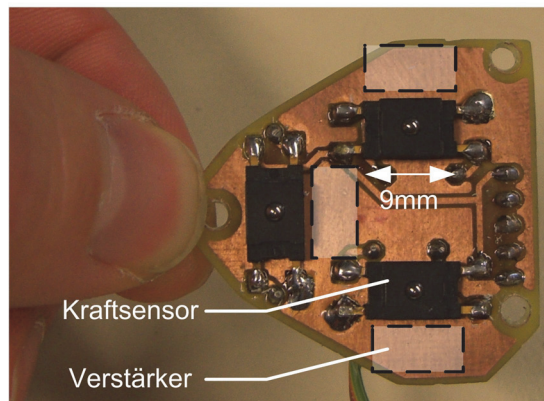


Abbildung 5-21: Kraftmessplatine mit drei piezoresistiven Kraftsensoren und drei Instrumentenverstärkern (auf der Rückseite). Durch die geringe Größe der Kraftsensoren können diese direkt in das Phantom integriert werden. © MiMed 2010.

Auswertelektronik

Die Auswertelektronik verarbeitet die Kraftinformationen $U_{Fn}(t)$, den Status der Fehler- und Trefferplatte $I_T(t)$, $I_F(t)$, führt notwendige Berechnungen durch und überträgt Daten und Statusmeldungen über Signalleuchten zum Benutzer oder über eine USB-Schnittstelle zu einem externen Gerät (Abbildung 5-19).

Basis der Auswertelektronik ist ein Mikrocontroller der Firma Atmel (Atmega 168, Atmel Corp., San José, USA). Der Controller ist über einen externen Oszillator mit $f_T=20\text{ MHz}$ getaktet. Er verfügt über acht ADCs (Analog-Digital-Wandler), wovon drei zum Einlesen der Kraftsensorwerte verwendet werden. Zudem ist eine USART-Schnittstelle (Universal Synchronous and Asynchronous serial Receiver and Transmitter) zum Senden und Empfangen von Daten auf TTL-Pegel (0 V - 5 V) integriert sowie mehrere digitale Ein- und Ausgänge (DIO), welche für die Signalleuchten und die Statuserfassung der Fehler- und Trefferplatte verwendet werden. Um die serielle Schnittstelle des Mikrocontrollers auf USB zu wandeln, wird ein externer Treiberbaustein (UB232, FTDI) verwendet. Dieser wird unter Windows als virtuelle COM-Schnittstelle erkannt. Damit kann eine bidirektionale Datenverbindung zwischen PC und Phantom hergestellt werden. Zur Sicherstellung einer stabilen Spannungsversorgung von $U_V=5\text{ V}$ und damit einer stabilen und zuverlässigen Messung, werden die Auswertelektronik und der Probekörper mit einem integrierten Spannungsregler versorgt.

Das zu verwendende Instrument wird mit der Sensorleitung des Phantoms verbunden und muss leitfähig sein. Die Sensorleitung ist phantomseitig mit der Masse (GND) des Mikrocontrollers verbunden. Die digitalen Eingänge (DIO_4 , DIO_5) des Mikrocontrollers sind über einen Pullup-Widerstand hochohmig an $V_+ = 5\text{ V}$ angeschlossen. Eine Berührung der Treffer- oder Fehlerplatte mit dem Instrument führt am DIO_4 oder DIO_5 zu einem Spannungsabfall, welche vom Mikrocontroller als binäre Zustände $I_T[k]$, $I_F[k] \in \{0,1\}$ detektiert und gespeichert werden.

Die Kraftinformation für jeden Kraftsensor n steht am Probenkörper als Analogspannung $U_{Fn}(t) \in \{0\text{ V} \dots 5\text{ V}\}$ zur Verfügung. Dieses zeit- und wertkontinuierliche Signal wird zur Störungsunterdrückung zunächst mit einem RC-Tiefpass mit Grenzfrequenz $f_{Grenz} = 1\text{ kHz}$ geglättet (Formel 29). Frequenzen über 1 kHz sind für die Kraftauswertung nicht mehr relevant. Das geglättete Signal $U'_{Fn}(t)$ wird am Mikrocontroller durch einen der drei ADC-Kanäle ADC_n mit der einstellbaren Abtastfrequenz $f_A = 1/T_0$ abgetastet und mit 10 Bit diskretisiert. Das zeit- und wertdiskrete Kraftsignal $U'_{Fn}[k]$ wird am Mikrocontroller zur Weiterverarbeitung gespeichert.

$$f_{Grenz} = \frac{1}{2\pi \cdot R \cdot C} \quad (29)$$

Die im Datenblatt angegebene Schwankung der Sensitivität von $\pm 2,05\text{ mV/N}$ führt bei einer Belastung von 3 N und einer im Phantom hinterlegten Sensitivität von $B_E = 12,23\text{ mV/N}$ zu einer Messabweichung von $\pm 0,17\text{ N}$. Deshalb sind die Bestimmung der Sensitivität eines jeden Sensors und die Hinterlegung dieser Daten in der Steuersoftware notwendig.

Die Sensitivität B eines idealen linearen Kraftsensors lässt sich nach DIN 1319 als Verhältnis der Ausgangsspannung U zur applizierten Kraft F beschreiben (Formel 30).

$$B = \frac{U}{F} \quad (30)$$

Durch die Aufnahme von i unterschiedlichen Messwerten lässt sich die Sensitivität mit Hilfe eines linearen Regressionsmodells nach der Methode der kleinsten Quadrate abschätzen (Kleinstwerteeinstellung oder Best Fit Straight Line, BFSL). Die daraus ermittelte geschätzte Regressionskurve Y mit Y_i als Ausgangsspannung, x_i als Kraft, B_E als geschätzte Sensitivität und A als geschätzter Null-Offset hat die in Formeln 31 bis 33 dargestellte Form (Ross, 2006).

$$Y = B_E \cdot x + A \quad (31)$$

$$\text{mit } B_E = \frac{\sum_i (x_i - \bar{x}) \cdot Y_i}{\sum_i x_i^2 - n\bar{x}^2} \quad (32)$$

$$\text{und } A = \bar{Y} - B_E \cdot \bar{x} \quad (33)$$

Die Mittelwerte \bar{Y} und \bar{x} werden nach Formel 36 berechnet.

In einem Vorversuch wurden mehrere Kraftsensoren mit unterschiedlichen Gewichten belastet, welche zuvor auf einer kalibrierten Waage (Präzisionswaage Kern PCB-2000-1, Genauigkeitsklasse M1, Teilung $d=0,1\text{ g}$) vermessen worden sind. Die Umrechnung von Gramm in Newton erfolgte mit der Erdbeschleunigung $g=9,81\text{ m/s}^2$. Abbildung 5-22 zeigt die aufgenommenen Messwerte eines Sensors mit den Spannungswerten $U'_{FI}(t)$ aufgetragen über die applizierte Kraft F_p .

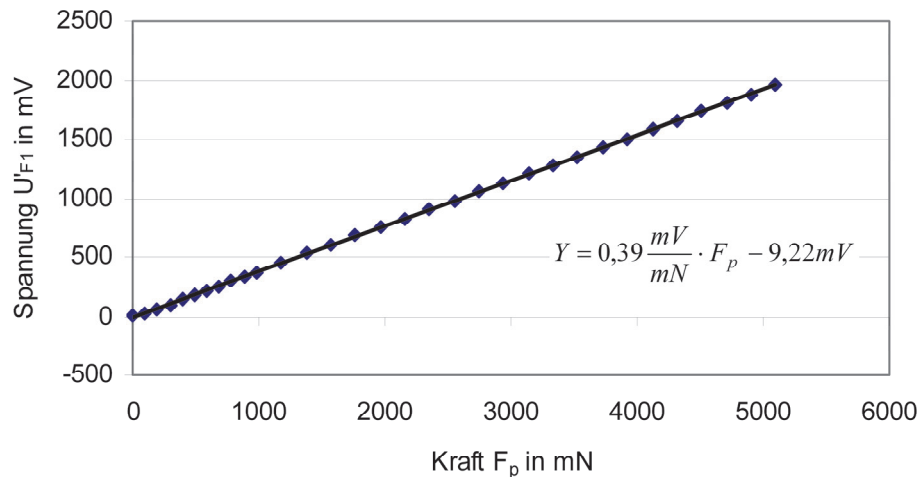


Abbildung 5-22: Vermessung eines Kraftsensors mit Verstärkung des Ausgangssignals um Faktor 30. Bestimmung der linearen Regressionskurve zur Bestimmung der Sensitivität.

Die Bestimmung der Regressionskurve nach Formel 14 bis 16 ergibt eine Sensitivität von $B_E = 0,39 \text{ mV/mN}$ und einen Null-Offset von $A = 9,22 \text{ mV}$.

Neben der Kompensation der unterschiedlichen Sensitivität der Sensoren, wie oben beschrieben, ist auch eine Kompensation des Nullpunkt-Fehlers e_{Fn} erforderlich. Die Sensoren liefern teilweise ohne applizierte Kraft eine Ausgangsspannung von maximal $e_{Fn} = 15 \text{ mV}$, welche vor der Verrechnung mit der Sensitivität abgezogen wird. Die Berechnung der Kraft erfolgt also zusammenfassend nach

$$F_n[k] = (U'_{Fn}[k] - e_{Fn}) \cdot B_{En} \quad (34)$$

Die serielle Schnittstelle des Phantoms dient nicht nur der Datenübertragung der Messwerte, sondern ermöglicht es wichtige Parameter der Auswertelektronik zu programmieren. Zudem können Funktionen des Phantoms über die Schnittstelle ferngesteuert werden. Dazu kann beispielsweise ein einfaches Terminalprogramm wie HTerm verwendet werden. Allerdings ist zum Betreiben des Phantoms nicht zwingend ein PC erforderlich. Die Funktionalität der Signalleuchten bei Fehler, Treffer oder Kraftüberschreitung ist ohne Rechner verfügbar. Dazu werden die zuletzt gespeicherten Einstellungen verwendet. So kann das Phantom beispielsweise als Demonstrator oder als Übungssystem ohne Messwertaufzeichnung benutzt werden.

Die Steuersoftware, welche durch den Mikrocontroller abgearbeitet wird, ist im Flussdiagramm in Abbildung 5-23 beschrieben. Nach dem Einschalten wird zunächst eine Initialisierungsroutine ausgeführt, in der die Hardwarekomponenten des Mikrocontrollers initialisiert werden. Dazu gehören unter anderem die Kommunikationsschnittstellen, digitale Ein/Ausgänge (DIO) und die Analog-Digitalwandler (ADC). Anschließend werden die Kraftsensoren ausgelesen und deren Nullpunktfehler bestimmt. Die Steuerschleife ist als Endlosschleife implementiert, die interruptgesteuert mit einer variablen Abtastzeit von $T_0 = f_A^{-1}$ durchlaufen wird. Zunächst werden die Kraftwerte $F_n[k-1]$, $F[k-1]$ und die Statusinformationen $I_T[k-1]$, $I_F[k-1]$ des letzten Zyklus $k-1$ ausgegeben und die Signalleuchten im Phantom entsprechend angesteuert. Im nächsten Schritt werden die Sensoren des Probekörpers ausgelesen und die Kräfte nach Formel 34 berechnet. Dazu werden die fest abgespeicherten Sensitivitätswerte B_{En} und die am Anfang bestimmten Nullpunkt-Fehler e_{Fn} verwendet. Abschließend wird geprüft, ob der Benutzer Eingaben am Terminal vorgenommen hat, welche gegebenenfalls abgearbeitet werden.

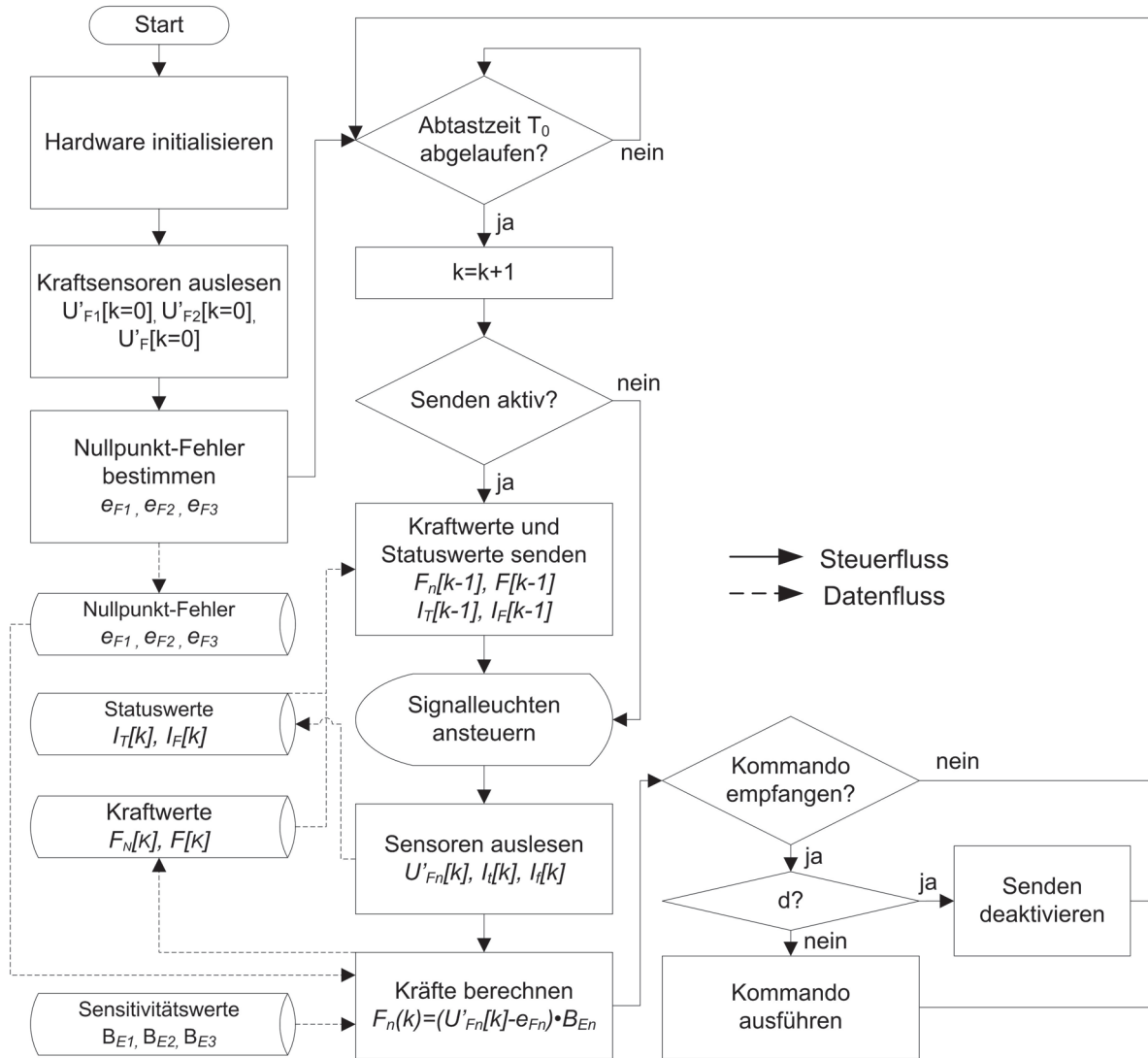


Abbildung 5-23: Flussdiagramm zur Beschreibung der wesentlichen Prozesse in der Software des Phantoms.

Messgenauigkeit

Zur Bestimmung der Messgenauigkeit wurden abwechselnd zwei kalibrierte Gewichte mit 113,6g und 213,9g in jedes der waagrecht ausgerichteten Ziellöcher eingehängt. Mit den sieben Ziellöchern des Phantoms ergaben sich daraus 140 Messungen. Die Genauigkeit des Phantoms wird in dieser Arbeit entsprechend der Norm DIN 55350 Teil 13 sowie nach Schmidt (1997) angegeben. Die Genauigkeit setzt sich dabei aus Präzision und Richtigkeit zusammen. Als Präzision wird in dieser Arbeit die Standardabweichung σ verwendet (Formel 37), als Richtigkeit die Messabweichung δ . Die Messabweichung wird näherungsweise als Differenz von Mittelwert μ (Formel 35) und richtigem Wert x_r nach Formel 35 angegeben.

$$\delta = \mu - x_r \tag{35}$$

Ergebnis: Die Auswertung ergab eine Präzision von $\pm 1g$ bzw. $\pm 0,01N$ bei einer Erdbeschleunigung von $9,81m/s^2$. Die Messabweichung errechnete sich zu $-2g$ bzw. $-0,02N$.

6 Experimente

Die Limitationen der manuellen Instrumentenführung in der Mittelohrchirurgie lassen sich unter anderem auf Beschränkungen der Ergonomie, Beschränkungen der zur Verfügung stehenden Freiheitsgrade bei der Präparation, Beschränkungen der Zugänge und der Sicht auf das Operationsgebiet sowie die begrenzte Genauigkeit der menschlichen Hand zurückführen (vgl. Kapitel 2.2). Letzteres ist maßgeblich dem unwillkürlichen Zittern der Hand, dem sogenannten Tremor, geschuldet. In dem ersten Experiment wird untersucht, inwiefern der elektromechanische Aufbau des Manipulators typische Tremorfrequenzen von 8-12 Hz überhaupt übertragen kann.

Um die kleinen und empfindlichen Strukturen im Mittelohr präparieren zu können, muss der Manipulator in Kombination mit der Steuerkonsole eine ausreichende Präzision bereitstellen. Im zweiten Experiment wurde dazu geprüft, wie präzise eine Struktur unter optimalen Bedingungen (bedienerunabhängig) telemanipuliert mit einem Instrument angetastet werden kann.

Die damit ermittelte theoretische Leistungsfähigkeit des Mikro-Telemanipulationssystems wird unter realen Bedingungen von etlichen Faktoren beeinflusst. Dazu gehören die Art des Bildgebungssystems, das OP-Setup, die Sicht auf das OP-Gebiet, die Ergonomie und die Erfahrung der Chirurgen. Es wird erwartet, dass die Instrumentenführung mit dem Manipulator eine höhere Genauigkeit als die manuelle Instrumentenführung aufweist. Dazu wurde mit Hilfe des in Kapitel 4.6.5 beschriebenen Trainings- und Evaluationssystems geprüft, mit welcher Genauigkeit sich ein chirurgisches Instrument am Mittelohr unter OP-Bedingungen positionieren lässt. Auch die Dosierbarkeit der Kraft, welche mit dem Manipulator aufgebracht werden kann, wird der Kraftdosierbarkeit der manuellen Instrumentenführung gegenüber gestellt. Dies ist vor allem für die Präparation sehr empfindlicher Strukturen des Mittelohrs, wie der Stapesfußplatte, wichtig.

Wesentliche Nachteile bestehender robotischer Systeme beruhen auf eine mangelnde Integrierbarkeit in bestehende Operationsabläufe. Es muss also geklärt werden, ob das Mikro-Telemanipulationssystem sich in die bestehenden Operationsabläufe einfach und problemlos integrieren lässt und sich in klinischen Einsätzen bewährt. Das System darf den Chirurgen in seiner manuellen Arbeit nicht behindern und soll ihn bei schwierigen Situationen unterstützen. Für diese Untersuchung wurden zwei Operationen am Patienten in Leipzig durchgeführt und mit Hilfe von OP-Protokollen sowie Fragebögen ausgewertet.

In den im Folgenden beschriebenen Experimenten werden Mittelwerte $\mu(N,x)$ und Standardabweichungen $\sigma(N,x)$ einer Größe x bei N Messwerten nach den Formeln 36 und 37 berechnet.

$$\mu(N, x) = \frac{1}{N} \cdot \sum_{k=0}^{N-1} x_k \quad (36)$$

$$\sigma(N, x) = \sqrt{\frac{1}{N-1} \cdot \sum_{k=0}^{N-1} (\mu(N, x) - x_k)^2} \quad (37)$$

Der Begriff der Genauigkeit wird in dieser Arbeit als Summe von Präzision (berechnet als Standardabweichung, Formel 37) und Richtigkeit (berechnet als Messabweichung, Formel 35) definiert.

6.1 Untersuchung der Bandbreite der Manipulatorbewegung

In diesem Experiment wurde die Bandbreite der Manipulatorbewegung untersucht. Bewegungen an den Joysticks werden durch die Steuerkonsole erfasst und in Stellvorgaben an die Motoren gesendet. Die Motorpositionen werden mit 50 Hz aktualisiert. Natürliche Tremorbewegungen des Chirurgen liegen im Bereich von 8-12 Hz. Es soll geprüft werden, ob und in welchem Maß Bewegungen mit solchen Frequenzen auf das Instrument übertragen werden können.

Material und Methode: Die z-Achse des Manipulators (Kunststoffausführung) wurde mit einem Präzisionspotentiometer (ETI, Carlsbad, USA, Typ LCP8P-10, $\pm 2\%$ Linearität) verbunden. Ein Mikrocontroller (ATMega 64) erfasst den Spannungsabfall des Potentiometers (0 - 5 V Messbereich) mit einem Analog Digital Konverter (ADC) mit 10 Bit Auflösung und einer Abtastfrequenz von 238 Hz. Die Daten werden an einen PC über eine serielle Schnittstelle gesendet und aufgezeichnet.

Die z-Achse des Manipulators fährt zyklisch wiederholend zwei Positionen an. Die Entfernung zwischen beiden Positionen beträgt 1,14 mm, die Amplitude damit $\hat{s}_0 = 0,57\text{ mm}$. Die Frequenz f wird zunehmend von 1,7 Hz auf 33 Hz erhöht. Für die entsprechende Frequenz wird die Dämpfung L_n der Bewegung \hat{s}_n nach

$$L_n = 10 \log \left(\frac{\hat{s}_n}{\hat{s}_0} \right) \quad (38)$$

berechnet.

Ergebnisse: Bei einer Frequenz von $f_{Az} = 6\text{ Hz}$ wird die Sollamplitude nicht mehr erreicht. Die Amplitude verringert sich auf $\hat{s}_A = 0,52\text{ mm}$, was einer Dämpfung von $L_A = -0,4\text{ dB}$ entspricht. Die maximal übertragbare Frequenz liegt bei $f_{max} = 12,5\text{ Hz}$. Die Amplitude beträgt dabei $\hat{s} = 0,17\text{ mm}$, einer Dämpfung entsprechend von $L = -5,3\text{ dB}$ (Abbildung 6-1a, b). Die 3 dB Grenzfrequenz liegt bei $f_{3dB} = 8\text{ Hz}$.

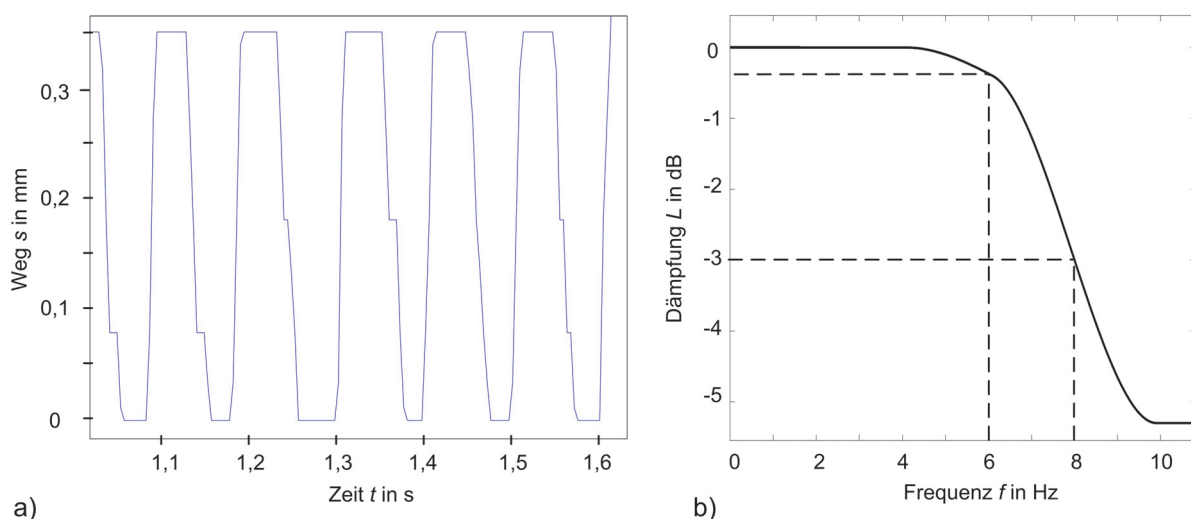


Abbildung 6-1: a) Manipulatorbewegungen mit einer Frequenz von $f=10\text{ Hz}$ und einer Amplitude von $\hat{s}=0,175\text{ mm}$. b) Frequenzgang der z-Achse des Manipulators. Die Grenzfrequenz für eine Dämpfung von 3 dB beträgt $f_{Grenz}=8\text{ Hz}$.

Diskussion: Die Ergebnisse zeigen, dass das Mikro-Telesmanipulationssystem genügend Bandbreite besitzt, um selbst schnell wechselnde Bewegungen des Chirurgen auszuführen. Die unerwünschten Tremorfrequenzen im Bereich von 8-12 Hz werden durch das elektromechanische Verhalten des Manipulators um 3 dB bis 5 dB gedämpft. Eine zyklische Bewegung mit einer Amplitude von $\hat{s}=3\text{mm}$ an den Joysticks wird bei einem Skalierungsfaktor der Steuerkonsole von $K_f=3:1$ zunächst zu einem Verfahrweg von etwa 1mm herunter gerechnet. Bei einer Tremorfrequenz von $f = 12\text{ Hz}$ führt das Instrument dann lediglich eine zyklische Bewegung mit einer Amplitude von $\hat{s} = 0,15\text{ mm}$ aus.

6.2 Präzision der telemanipulierten Instrumentenführung

In diesem Experiment wurde untersucht, wie präzise eine anatomische Struktur mit dem Manipulator angetastet werden kann. Dies ist gerade bei der Manipulation von empfindlichen Strukturen wichtig. Es wird erwartet, dass die Präzision im Bereich der minimalen Schrittweite der Manipulatorantriebe und damit bei etwa 0,02 mm liegt.

Material und Methode: Der Manipulator (Titan-Version) wurde an den x-y-z-Achsen mit linearen Positionssensoren ausgestattet. Es wurden Hall-Sensoren vom Typ TRK-1T02 Tracker (New Scale Technologies Inc., Victor, NY, USA) verwendet. Der maximale absolute Fehler ist mit 10 μm angegeben. In Voruntersuchungen an Prüfplatten wurde eine Messgenauigkeit von $0,01\text{ mm} \pm 0,01\text{ mm}$ (einfache Standardabweichung, $n=200$) mit einem maximalen Fehler von 0,03 mm des Gesamtsystems festgestellt. Ein Phantom wurde aufgebaut, welches das Antasten des Amboss und der Stapesfußplatte simuliert (Abbildung 6-2). Es besteht aus einem Stift mit 1 mm Durchmesser, welcher an einem Zylinder mit zwei elastischen Bändern befestigt ist. Der Stift simuliert den beweglichen Amboss. Der Zylinder hat einen Innendurchmesser von 7 mm, was an die Geometrie des Gehörgangs angelehnt ist. Ohne äußere Kraft besteht zwischen Stift und Zylinderboden ein Referenzabstand von $d_{ref} = 4,3\text{ mm}$ ($\pm 10\text{ }\mu\text{m}$). Der Manipulator wurde mit einem 1,5 mm Mikrohäkchen (KARL STORZ, Tuttlingen) ausgestattet. Das Instrument und das elektrisch leitende Phantom wurden mit einer einfachen Elektronik verbunden, welche den Kontakt zwischen beiden durch das Aufleuchten einer LED signalisiert.

Der Manipulator wurde so ausgerichtet, dass die Instrumentenachse senkrecht zum Zylinderboden steht. Es wurde der Skalierungsfaktor $K_f = 1:9$ gewählt. Das Instrument wurde telemanipuliert durch Auslenken der Joysticks an der Steuerkonsole auf den Boden des Zylinders bewegt, bis die LED den Kontakt signalisierte. Die Werte der Positionssensoren $p_1 = (p_{1x}, p_{1y}, p_{1z})^T$ wurden ausgelesen und gespeichert. Anschließend wurde das Instrument zurück bewegt und der Kontakt zur Unterseite des beweglichen Stifts hergestellt. Die Positionswerte $p_2 = (p_{2x}, p_{2y}, p_{2z})^T$ an dieser Stelle wurden ebenfalls gespeichert. Der Vorgang wurde fünfzigmal ($n=50$) von der gleichen Person wiederholt. Der Abstand d der beiden Messpunkte p_1, p_2 wurde bestimmt nach

$$d = |p_1 - p_2| = \left| \begin{pmatrix} p_{1x} \\ p_{1y} \\ p_{1z} \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} p_{2x} \\ p_{2y} \\ p_{2z} \end{pmatrix} \right| = \sqrt{(p_{1x} - p_{2x})^2 + (p_{1y} - p_{2y})^2 + (p_{1z} - p_{2z})^2}. \quad (39)$$

Der Durchschnittswert \bar{d} und die Standardabweichung σ wurden nach Formeln 36 und 37 berechnet. Der maximale Fehler e_{max} wurde ermittelt nach

$$e_{max} = \begin{cases} |d_{max} - d_{ref}| & \text{falls } |d_{max} - d_{ref}| > |d_{min} - d_{ref}| \\ |d_{min} - d_{ref}| & \text{falls } |d_{max} - d_{ref}| < |d_{min} - d_{ref}| \end{cases} \quad (40)$$

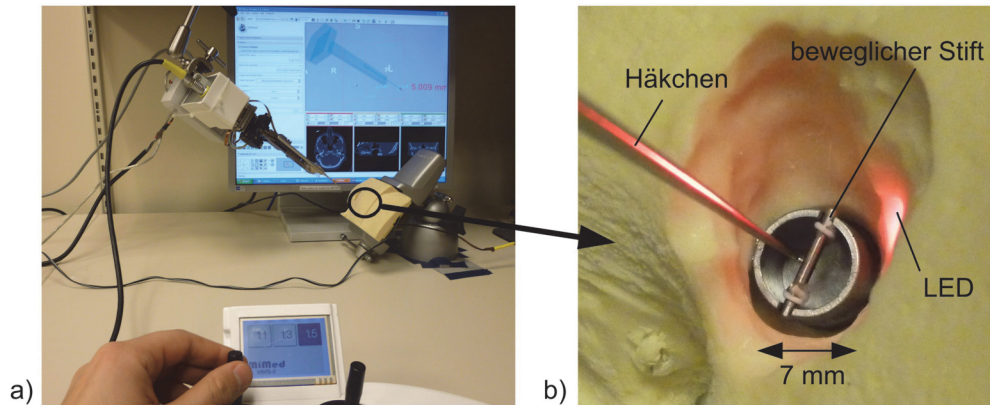


Abbildung 6-2: Aufbau des Experiments zur Bestimmung der Präzision des Mikro-Teleskopmanipulationssystems. a) Übersicht mit Manipulator, Steuerkonsole und Phantom. b) Detailsicht des Phantomkörpers. Beide Abbildungen entnommen aus Maier *et al.* (2011).

Ergebnisse: Tabelle 6-1 gibt eine Übersicht über die ermittelten Messwerte.

Tabelle 6-1: Erzielte Präzision beim telemanipulierten Antasten eines Phantomkörpers.

Referenzwert d_{ref} : 4.30 mm \pm 0.01 mm	Durchschnitt \bar{d} (n = 50):	4,01 mm (+ 0,30 mm Häkchen)
	Standardabweichung σ (n = 50):	0,02 mm
	Maximaler Fehler e_{max} :	0,04 mm

Diskussion: Der Referenzwert d_{ref} stimmt sehr gut mit dem gemittelten Messwert \bar{d} überein und zeigt damit, dass kein Hinweis für einen signifikanten systematischen Fehler vorliegt. Die geringe Standardabweichung (Präzision) von $\sigma = 0,02 \text{ mm}$ und der maximale Fehler von $e_{max} = 0,04 \text{ mm}$ lassen sich aus der Schrittweite des Manipulators ableiten (vgl. Formel 37). Die theoretisch erreichbare Präzision des Manipulators steht also in Kombination mit der Steuerkonsole in vollem Umfang an der Instrumentenspitze zur Verfügung.

6.3 Qualität der Instrumentenführung hinsichtlich Position und Kraft

Die Beurteilung der Leistungsfähigkeit eines Teleskopmanipulationssystems kann letztlich nur im Vergleich mit der manuellen Präparationsleistung erfolgen. Für einen objektiven Vergleich ist eine standardisierte Testumgebung erforderlich, deren Messwerte automatisiert ausgewertet werden können. Ein solches Testsystem für die Mikrochirurgie wurde im Rahmen dieser Arbeit entwickelt und wurde in Kapitel 4.6.5 und Kapitel 5.4 vorgestellt. Vergleichbare Experimente in der Literatur haben gezeigt, dass die Probanden zwingend aus dem klinischen Umfeld kommen müssen. Häufig wurde beobachtet, dass Probanden aus einem technischen Umfeld sich mit einem Assistenzsystem verbessern, Kliniker sich allerdings verschlechtern (vgl. Kapitel 3.6).

Im Rahmen dieses Experiments wurden folgende Hypothesen untersucht:

- Ein Instrument der Mittelohrchirurgie kann mit dem Manipulator genauer positioniert werden als per Hand.
- Die Kraftdosierbarkeit zwischen manueller und telemanipulierter Instrumentenführung ist vergleichbar.
- Die Kraftschwankungen (Krafttremor) beim Applizieren einer Kraft mit dem Manipulator sind geringer als mit der Hand.
- Die Ergebnisse sind unabhängig von der Bildgebung und dem Ausbildungsstand der Ärzte.

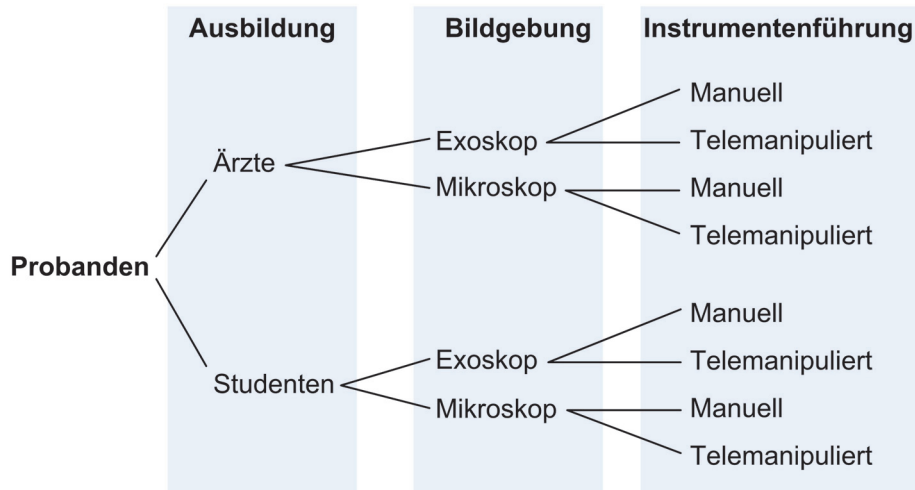


Abbildung 6-3: Die Versuche wurden von Ärzten und Studenten durchgeführt. Insgesamt führte jeder Proband vier Versuche durch, welche sich in der Art der Bildgebung und der Instrumentenführung unterschieden.

Dazu wurde untersucht, mit welcher Fehlerquote kleine Löcher mit einem spitzen Instrument (Perforator) getroffen werden können. Es wurde aufgezeichnet, ob das Instrument das Loch oder eine das Loch umgebende Fehlerplatte getroffen hat. Zudem wurde untersucht, wie gut ein gegebenes Kraftintervall eingehalten werden konnte und wie stark die Kraft dabei schwankte. Für das Experiment wurde das Trainings- und Evaluationssystem aus Kapitel 4.6.5 und Kapitel 5.4 verwendet. Die Versuche wurden jeweils mit einem Mikroskop und einem Exoskop sowie mit manueller und telemantipulierter Instrumentenführung durchgeführt. Die Probanden wurden in Mikrochirurgen und Medizinstudenten klassifiziert. Jeder Proband führt also jeweils vier unterschiedliche Versuche durch (Abbildung 6-3).

6.3.1 Labor- und Geräteaufbau

Verwendete Komponenten und Geräte

Das Experiment wurde mit folgenden Geräten durchgeführt:

- Mikro-Telemantipulationssystem (Kunststoffausführung)
- PC DELL Latitude D520 mit HTerm 0.8.1beta Terminalprogramm
- Trainings- und Evaluationssystem
- Prüfgewichte
- menschlicher Oberkörper-Torso
- Perforatorinstrument 0,4 mm, 0 °, Storz 226604
- Exoskop Vitom Bildgebung: STORZ Hopkins II 0 °, Storz HD-Kamera und HD-Bildschirm
- Mikroskop Bildgebung: CARL ZEISS, Objektiv: OPMI VARIO

Versuchsaufbau

Die Komponenten und Geräte wurden in einem Operationssaal entsprechend den realen Bedingungen aufgebaut. Das Trainings- und Evaluationssystem wurde so ausgerichtet, dass es der realen Kopfposition und -orientierung entspricht. Ein Torso aus Kunststoff wurde an das Trainings- und Evaluationssystem angebaut, um den Oberkörper des Patienten nachzubilden. Dadurch werden in der Mittelohrchirurgie typische ergonomische Defizite, wie die hohe Schulter des Patienten, simuliert. Bei Verwendung des Mikroskops, welches an einem Deckenarm befestigt war, blickten die Probanden durch die Okkulare und hatten damit einen 3D-Blick auf das Präparationsgebiet (Abbildung 6-4b). Die Staboptik mit großer Brennweite (Vitom) wurde über einen Mitaka Haltearm am OP-Tisch befestigt (Abbildung 6-4a).

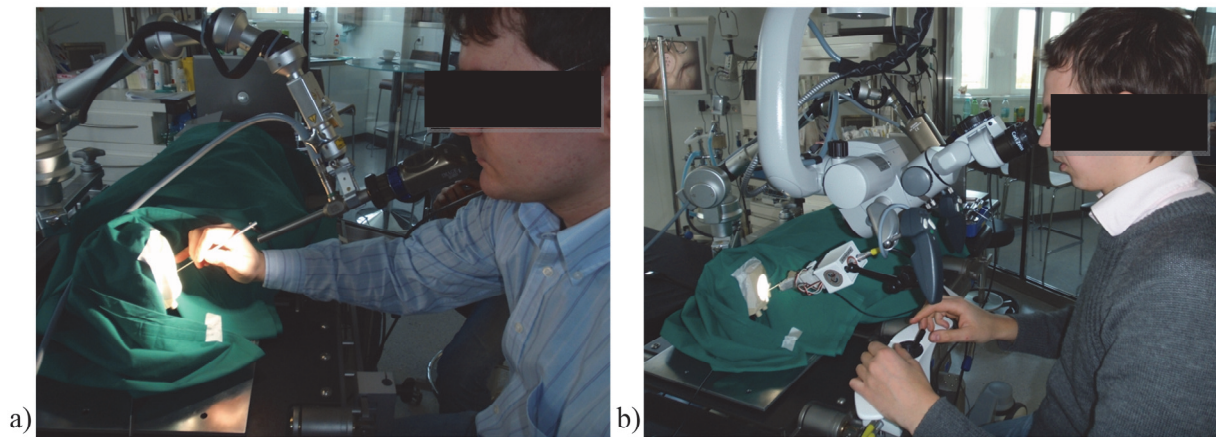


Abbildung 6-4: Versuchsaufbau a) mit manueller Instrumentenführung und Bildgebung durch Exoskop sowie b) telemanipulierter Instrumentenführung und Bildgebung durch Mikroskop. Entnommen aus Maier *et al.* (2012).

Die Darstellung des HD-Bildes erfolgte über einen HD-Bildschirm, welcher vor dem Probanden auf der gegenüberliegenden Seite des OP-Tisches aufgebaut wurde. Der Manipulator wurde so platziert, dass die Optiken über den Manipulator auf das Präparationsgebiet blicken. Bei manueller Instrumentenführung wurde der Manipulator vom OP-Tisch entfernt. Die Joysticksteuerung verblieb jedoch am OP-Tisch.

6.3.2 Beschreibung des Messverfahrens

Vor jedem Versuch wurde das Trainings- und Evaluationssystem mit kalibrierten Gewichten auf seine Funktionsfähigkeit untersucht. Die Absolutwerte durften nicht mehr als 10 g vom Sollwert abweichen. Die log-Datei wurde für spätere Untersuchungen gespeichert.

Die Probanden wurden anschließend mit dem Setup vertraut gemacht und können im Anschluss fünf Minuten die manuelle und telemanipulierte Instrumentenführung sowie den Umgang mit dem Trainings- und Evaluationssystem üben. Das Phantom begann mit der Messwertaufnahme, sobald ein entsprechender Befehl über den PC an das Phantom gesendet wurde. Zunächst wurden die aktuellen Phantomeinstellungen (Abtastrate, oberer und unterer Schwellwert für die Kraft) an den PC übertragen. Anschließend wurden die Fehler- und die Trefferplatte sowie die Kraftsensoren mit einer Abtastrate von 100Hz ausgelesen. Das Protokoll ist in Tabelle 4-5 dargestellt. Jedes Datenpaket wurde automatisch mit einem Zeitstempel versehen.

Die Präparationsaufgabe stellte sich wie folgt dar: Die Probanden versuchten mit der Spitze des Perforatorinstrumentes die Löcher nacheinander zu treffen. Sobald ein Loch erfolgreich getroffen

wurde, leuchtete die gelbe LED auf. Anschließend musste der Proband die Kraft auf die Trefferplatte solange erhöhen, bis eine Kraft von 1,47 N erreicht war (entspricht der Gewichtskraft eines 150 g Gewichts). Ab dieser Schwelle leuchtete die grüne LED. Der Proband versuchte die Kraft kurz zu halten. Überstieg die applizierte Kraft 1,96 N (entspricht der Gewichtskraft eines 200 g Gewichts), so leuchtete statt der grünen LED eine rote LED. Diese signalisierte dem Probanden, dass er zu stark drückte. Der Vorgang wurde für jedes Loch wiederholt. Insgesamt mussten pro Versuch 20 Runden à sieben Löcher ohne Unterbrechung angefahren werden. Nach jedem Versuch wurden die Daten als ASCII-Datei mit Zeitstempel gespeichert. Die Kräfte von 1,47 N und 1,96 N orientieren sich an typischen Kräften in der Mittelohrchirurgie wie bei einer Stapedotomie.

Jeder Proband führte nach Abbildung 6-3 vier Versuche mit unterschiedlicher Bildgebung (Mikroskop, Vitom) oder Instrumentenführung (manuell, telemanipuliert) durch. Zwischen den Versuchen wurde der Aufbau umgebaut und der Proband konnte sich etwa fünf Minuten erholen.

6.3.3 Versuchsauswertung

Aus den aufgenommenen Messergebnissen Kraft, Status und Zeit wurden verschiedene Auswertungen durchgeführt, welche detaillierte Rückschlüsse auf die Präparationsqualität erlauben. Die durchgeführten Auswertungen sind in Tabelle 6-2 zusammengefasst und wurden als automatisierte Module in Matlab (Version R2009b, Mathworks, Natick, USA) implementiert.

Tabelle 6-2: Durchgeführte Auswertungen des Experiments. Eine Runde besteht aus dem Antasten von sieben Löchern. Insgesamt wurden 20 Runden je Versuch von jedem Probanden durchgeführt.

1.	Fehleranzahl	Anzahl der Fehler in einem Versuch.
2.	Fehleranzahl der ersten und letzten 5 Runden	Anzahl der Fehler in den ersten bzw. letzten 5 Runden eines Versuchs.
5.	Versuchszeit	Dauer des gesamten Versuchs.
6.	Versuchszeit der ersten und letzten 5 Runden	Dauer der ersten und letzten 5 Runden eines Versuchs.
7.	Maximalkraft eines Versuchs	Höchste Kraft, die in einem Versuch appliziert wurde.
8.	Kraftüberschreitungen	Anzahl der Überschreitungen der 1,96 N Grenze in einem Versuch.
9.	Kraftüberschreitungen der ersten und letzten fünf Runden	Anzahl der Überschreitungen der 1,96 N Grenze in den ersten und letzten fünf Runden eines Versuchs.
10.	Kraftschwingung	RMS-Wert der höherfrequenten Kraftänderungen (>5 Hz) eines Versuchs.
11.	Kraftschwingung des 1. und 4. Viertels der Versuchszeit	RMS-Wert der höherfrequenten Kraftschwingungen (>5 Hz) im 1. und 4. Viertel der Versuchszeit.

Fehleranzahl

Sobald der Perforator die Fehlerplatte berührt, wird ein Fehlerbit $N_{fail}[k]=1$ gesetzt und an den Manipulator übertragen. Die Summe dieser Fehler entspricht bei diskreter Abtastung der Dauer, die der Perforator die Fehlerplatte berührt hat. Für die Aussage, mit welcher Methode ein Instrument genauer positioniert werden kann, ist die Anzahl der Fehler allerdings aussagekräftiger. Aus diesem Grund werden die Fehlerbits $N_{fail}[k]$ gruppiert. Untersuchungen haben gezeigt, dass mit dem Finger und dem

Handgelenk bis zu 7-mal pro Sekunde auf eine Unterlage getippt werden kann (Boff und Lincoln, 1988). Sind zwei Fehlerblöcke mehr als 100 ms (mehr als 10 Systemtakte T_0 : $\Delta k > 10$) voneinander entfernt, so kann sicher davon ausgegangen werden, dass es sich dabei um zwei unabhängige Fehler handelt. Sind zwei Fehlerblöcke weniger als 100 ms voneinander getrennt, so werden beide Fehlerblöcke als ein einziger Fehler betrachtet. Formel 41 stellt den Zusammenhang dar. Die Anzahl der während eines Versuches gemachten Fehler N_{fail_sum} setzt sich dann aus der Summe der Fehler nach Formel 42 zusammen

$$N_{fail_block}[k] = \begin{cases} 1 & \text{für } F_{fail}[k] = 1 \wedge F_{fail}(x) = 0 \forall x \in [k+1, \dots, k+10] \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (41)$$

$$N_{fail_sum} = \sum_{k=0}^{datalength} N_{fail_block}[k] \quad (42)$$

Um zu untersuchen, ob sich die Anzahl der Fehler bei zunehmender Versuchsdauer verändert, wird die Fehleranzahl der ersten fünf Runden (entspricht 35 gültige Löcher getroffen) mit der Fehleranzahl der letzten fünf Runden verglichen. Ein gültiger Treffer ist dabei nach Formel 43 dadurch gekennzeichnet, dass die Gesamtkraft, die auf die Trefferplatte ausgeübt wird, für mindestens 300 ms (mehr als 30 Systemtakte T_0 : $\Delta k > 30$) einen Wert von mindestens 30 cN annimmt. Der Zeitpunkt, bei dem das 35ste Loch erfolgreich angetastet wurde, wird durch Formel 44 bestimmt.

$$T[k] = \begin{cases} 1 & \text{für } F_{ges}[k] \leq 30 \wedge F_{ges}[x] \geq 30 \quad \forall x \in [k-1, \dots, k-30] \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (43)$$

$$k_{max} = \begin{cases} \min \left\{ k \mid \sum_{i=0}^k T(i) = 35 \right\} \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (44)$$

Versuchszeit

Die Versuchszeit entspricht der Länge des Datensatzes eines Versuchs. Zudem wird die Versuchszeit für die ersten fünf Runden und die letzten fünf Runden entsprechend Formel 43 und 44 ermittelt.

Maximale Kraft

Die maximale Kraft F_{max} eines Versuchs entspricht der größten Kraft der erfolgreich angetasteten Löcher über die gesamte Versuchszeit. Ein erfolgreich angefahrenes Loch ist durch Formel 43 definiert.

Anzahl der Kraftüberschreitungen

Eine Kraftüberschreitung ist dadurch definiert, dass die applizierte Kraft $F_{ges}[k]$ den Wert von 196 cN überschreitet (obere Grenze, rote LED leuchtet) und innerhalb einer beliebigen Zeit den Wert 176 cN unterschreitet. Es kann also pro Loch mehrere Kraftüberschreitungen geben, allerdings wird durch die

Hysterese von 20 cN zwischen oberer und unterer Grenze sichergestellt, dass es keine schnellen Mehrfachüberschreitungen gibt.

(45)

$$N_F[k] = \begin{cases} 1 & \text{für } F_{ges}[k] \geq 196 \wedge F_{ges}[k-1] < 196 \wedge \exists n \in [k+1, \dots, end] | F_{ges}[n] < 176 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases}$$

RMS-Wert der Kraftschwingung

Die Zitterbewegungen sollen durch die Bestimmung der RMS-Werte (root mean square) quantifiziert werden. Willkürliche Kraftänderungen (Frequenzen bis 5 Hz) sollen allerdings nicht in die RMS-Auswertung einfließen. Deshalb ist es notwendig gewollte Kraftänderungen aus den Daten zu filtern. Diese haben bei den durchgeführten Versuchen allerdings sehr große Amplituden (2 N) im Gegensatz zu den für uns interessanten Schwingungen (0,05 N).

Das aufgezeichnete Kraftsignal wurde zunächst mit einem digitalen Chebyshev-Tiefpassfilter (Typ II, erste Ordnung, Grenzfrequenz 5 Hz) gefiltert. Das Ergebnis ist ein Kraftverlauf, der die großen Kraftspitzen nachzeichnet, den kleinen Tremorschwingungen aber nicht folgt. Dieses Signal wurde anschließend vom Originalsignal abgezogen. Durch die sehr großen Flankensteigungen beim Zustecken oder Loslassen, wurde das Tremorsignal verfälscht. Deshalb wurden die Signalwerte an diesen Stellen entfernt (Ableitungskontrolle). Anschließend wurden die Teilstücke des Signals wieder verbunden. Aus dem resultierenden Tremorsignal wurden dann die RMS-Werte berechnet (Abbildung 6-5).

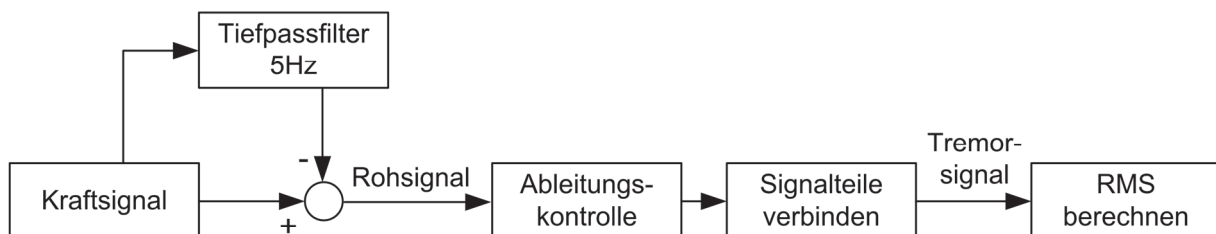


Abbildung 6-5: Signalverarbeitung zur Ableitung der RMS-Werte des Kraftsignals.

Tiefpassfilter

Der verwendete Chebyshev-Filter vom Typ II erster Ordnung ist ein Filter vom Typ IIR, welcher typischerweise einen frequenzabhängigen Phasenversatz aufweist. Durch den Phasenversatz ist es nicht sinnvoll, das gefilterte Signal vom Originalsignal zu subtrahieren. Dieses Problem wurde umgangen, indem die Daten einmal vorwärts und anschließend rückwärts gefiltert werden. Es entsteht ein Ausgangssignal ohne Phasenverschiebung zum Originalsignal. Die Übertragungsfunktion wird quadriert, die Filterordnung verdoppelt.

Die Übertragungsfunktion für Chebyshev-TypeII Filter erster Ordnung ist in Formel 46 angegeben.

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1}}{1 + a_1 z^{-1}} \quad (46)$$

Die Sequenz $F[k]$ mit der z-Transformierten $F(z)$ wurde zunächst mit der Übertragungsfunktion $H(z)$ multipliziert (47).

$$Y(z) = F(z) \cdot H(z) \quad (47)$$

Bei der Rückwärtsfilterung wurde eine Zeitumkehr als $F[-k]$ mit der z-Transformierten $F(z^{-1})$ durchgeführt. Dies lässt sich als eine Multiplikation mit der Übertragungsfunktion $H(z^{-1})$ darstellen (48).

$$F_{low}(z) = Y(z) \cdot H(z^{-1}) = F(z) \cdot H(z) \cdot H(z^{-1}) \quad (48)$$

Die Übertragungsfunktion $H(z^{-1})$ ergibt sich aus (46) zu (49).

$$H(z^{-1}) = \frac{b_1 + b_0 z^{-1}}{a_1 + z^{-1}} \quad (49)$$

Die Gesamtübertragungsfunktion $H_{low}(z)$ lässt sich mit (46), (48) und (49) nach Formel 50 berechnen.

$$H_{low}(z) = H(z) \cdot H(z^{-1}) = \frac{b_0 b_1 + (b_0^2 + b_1^2) \cdot z^{-1} + b_0 b_1 \cdot z^{-2}}{a_1 + (1 + a_1^2) \cdot z^{-1} + a_1 \cdot z^{-2}} \quad (50)$$

Voruntersuchungen haben gezeigt, dass sich der Kraftverlauf bei manueller und telemanipulierter Instrumentenführung unterscheidet. Während bei manueller Instrumentenführung ein deutlich größeres Schwingen im Bereich von 10 Hz zu beobachten ist, schwingt der Manipulator in diesem Bereich nur geringfügig, hat aber eine zweite Komponente mit 50 Hz. Deshalb wird der Chebyshev-Filter mit zwei unterschiedlichen Einstellungen verwendet. Für die Manipulatorwerte zeigte der Chebyshev Typ II Filter erster Ordnung mit einem Gain im Stopbereich von 1 dB das beste Verhalten (Abbildung 6-6). Für die handgeführten Versuche war der Chebyshev-Typ II Filter erster Ordnung mit einem Gain im Stopbereich 4 dB am besten geeignet (Abbildung 6-7). Die Koeffizienten für die Filter wurden entsprechend der Tabelle 6-3 gesetzt.

Tabelle 6-3: Filterparameter des Chebyshev TypII Filters erster Ordnung mit 1 dB und 4 dB Stopbereich. Durch die Vorwärts- und Rückwärtsfilterung der Kraftdaten wird die tatsächliche Übertragungsfunktion quadriert und die Filterordnung verdoppelt.

Filter	Stopbereich	Parameter a_1	Parameter b_0, b_1	Einsatz
Chebyshev-TypeII erste Ordnung	1 dB	-0.5252	0.2374 , 0.2374	Telemanipuliert
Chebyshev-TypeII erste Ordnung	4 dB	-0.7718	0.1141 , 0.1141	Manuell

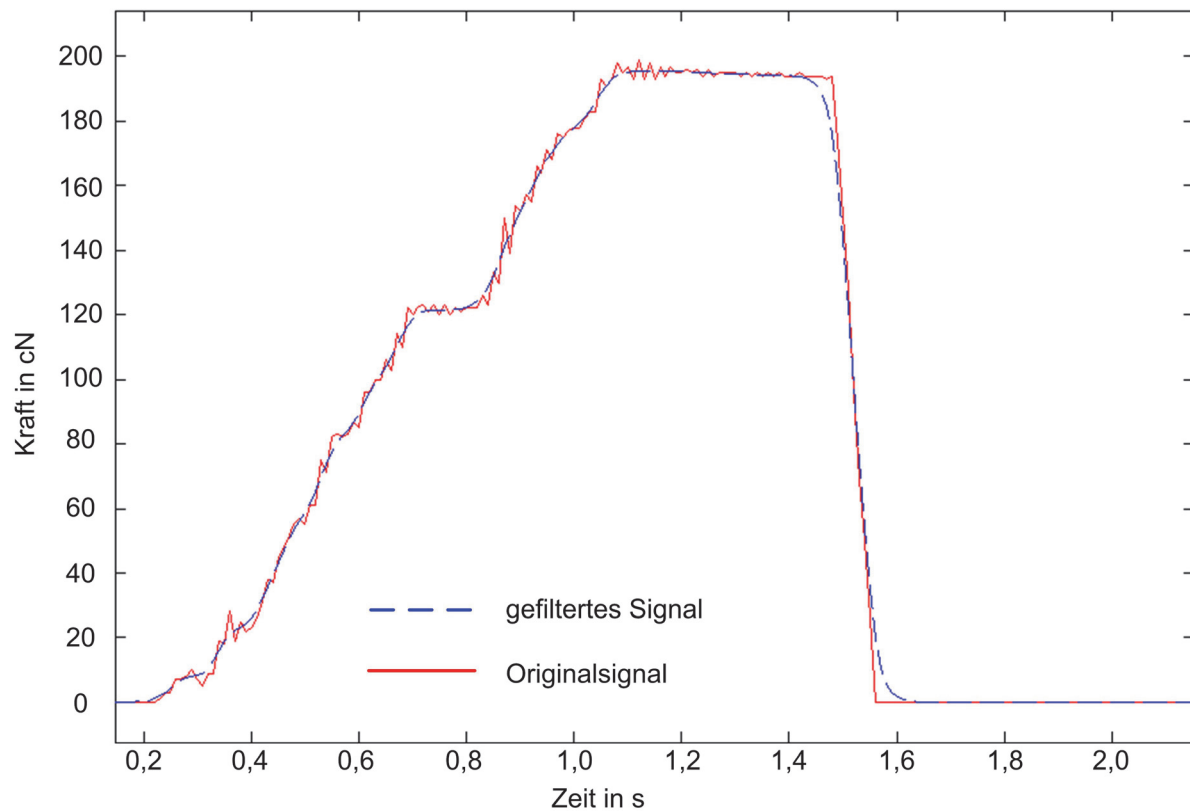


Abbildung 6-6: Ausgewählter Tiefpassfilter für Manipulatorwerte: Chebyshev TypeII, erster Ordnung mit einer Stopbereich-Welligkeit von 1 dB und 5 Hz Grenzfrequenz. Die rote, durchgezogene Linie stellt das Originalsignal dar, die blaue, gestrichelte Linie das gefilterte Signal.

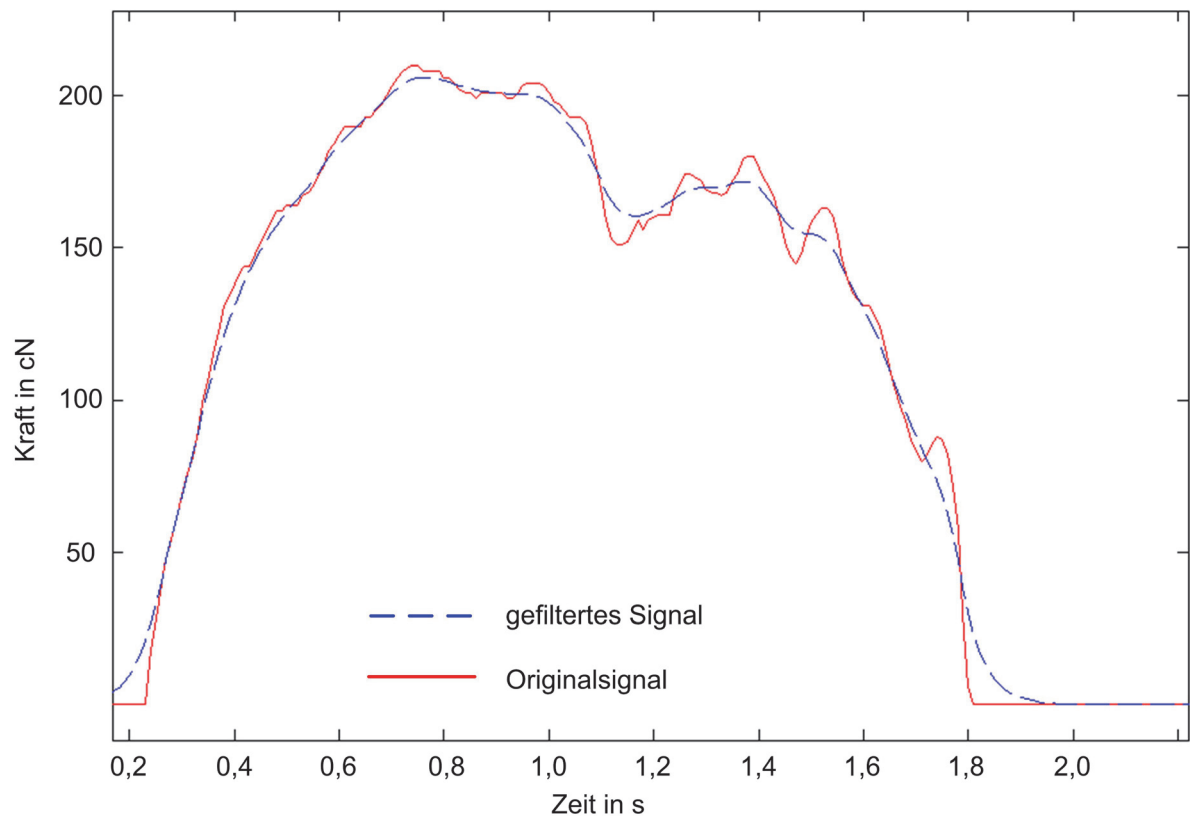


Abbildung 6-7: Ausgewählter Tiefpassfilter für manuelle Instrumentenführung: Chebyshev TypeII, erste Ordnung mit einer Stopbereich-Welligkeit von 4 dB und 5 Hz Grenzfrequenz. Die rote Linie stellt das Originalsignal dar, die blaue Linie das gefilterte Signal.

Zur Berechnung des für uns relevanten Schwingungsanteils $F_{filt}[k]$ wurde das tiefpassgefilterte Signal $F_{low}[k]$ von den Originaldaten $F[k]$ subtrahiert (Formel 51).

$$F_{filt}[k] = F[k] - F_{low}[k] \quad (51)$$

Ableitungskontrolle

Wenn die Steigung des Originalsignals so hoch ist, dass der Filter nicht richtig folgen kann, kommt es zu verfälschten Tremorsignalen (Abbildung 6-8 a, b). Die Subtraktion des gefilterten und ungefilterten Signals führt in diesem Bereich zu großen Spitzen im Rohsignal. Deshalb wurden entsprechende Bereiche aus dem Tremorsignal $F_{filt}[k]$ entfernt. Dazu wurde die diskrete Ableitung (Vorwärtsgradient) an drei aufeinander folgenden Stellen bestimmt und gemittelt.

$$\left| \frac{(F[k+1] - F[k]) + (F[k+2] - F[k+1]) + (F[k+3] - F[k+2])}{3} \right| > \partial_{Grenz} \quad (52)$$

dies lässt sich zusammenfassen zu:

$$\left| \frac{F[k+3] - F[k]}{3} \right| > \partial_{Grenz} \longrightarrow F_{filt}[x] = 0 \quad \forall x \in [k-3, k-2, \dots, k+3] \quad (53)$$

Für $\partial_{Grenz} = 25 \text{ cN}/30 \text{ ms}$ zeigt sich ein guter Kompromiss aus der wirksamen Entfernung der unerwünschten Daten sowie dem Verzicht auf umfassende Löschung von erwünschten Daten.

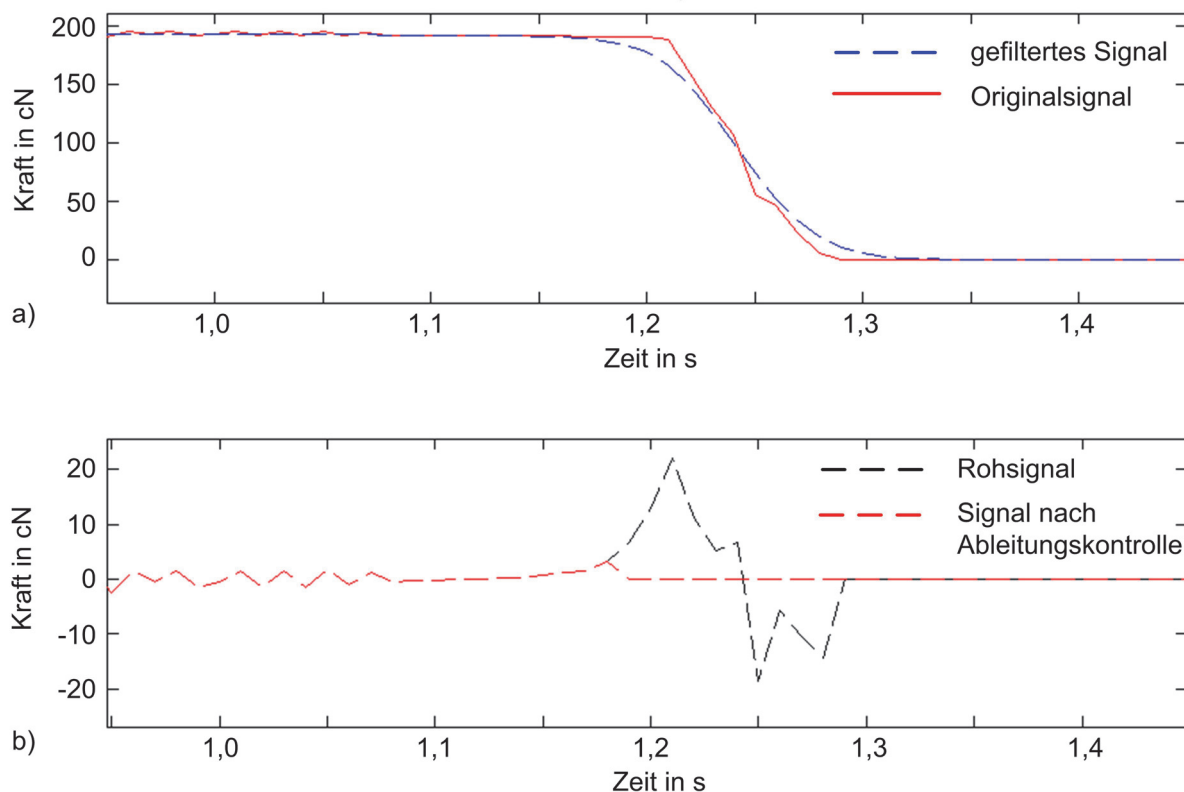


Abbildung 6-8: Ableitungskontrolle am Beispiel eines Manipulatordatensatzes: a) Die Steigung im Originalsignal (rote Linie) hat stellenweise eine Steigung größer als ∂_{Grenz} . Das tiefpassgefilterte Signal (blaue gestrichelte Linie) kann der Steigung nicht folgen. b) Es entstehen zwei große Spitzen im subtrahierten Signal (schwarze gestrichelte Linie), welche durch die Ableitungskontrolle weitgehend gelöscht werden (rote gestrichelte Linie).

Signalteile verbinden

Das Originalsignal $F[k]$ besteht aus den Kraftspitzen des Zusteichens sowie dazwischen liegenden Bereichen in denen keine Kraft appliziert wurde. Für die Berechnung der RMS-Werte sind diese Bereiche störend, da sich der RMS-Wert verringern würde, wenn ein Proband lange Pausen zwischen den einzelnen Stechversuchen machen würde. Auch die Bereiche, die durch die Ableitungskontrolle entfernt wurden, sollen nicht in die RMS-Berechnung einfließen. Deshalb wurden diese Datenpunkte gelöscht.

$$F_{deriv}[k] \neq 0 \longrightarrow F_{tremor}[i] = F_{deriv}[k] \quad (54)$$

RMS Berechnung

Die Berechnung der quadratischen Mittelwerte (RMS) erfolgte durch Formel 55 aus den verbliebenen N Messpunkten der Größe $F_{tremor}[i]$.

$$RMS_{Tremor} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} (F_{tremor}[i])^2} \quad (55)$$

6.3.4 Experiment zur Messung der Funktionen und Ergebnisse

Das oben beschriebene Experiment wurde zwischen dem 22.02.2010 bis 30.03.2010 beim klinischen Partner in Leipzig durchgeführt. Es nahmen 15 HNO-Ärzte und 17 medizinische Studenten an den Versuchen teil. Die Ergebnisse werden in den folgenden vier Abschnitten wie folgt gegliedert:

1. Vergleich der Positionierbarkeit bei manueller und telemanipulierter Instrumentenführung
2. Vergleich der Kraftapplizierbarkeit bei manueller und telemanipulierter Instrumentenführung
3. Einfluss der Erfahrung der Ärzte auf manuelle und telemanipulierte Instrumentenführung
4. Einfluss des Bildgebungssystems auf manuelle und telemanipulierte Instrumentenführung

Die Aufbereitung und Auswertung der Daten erfolgte am Lehrstuhl MiMed in München. Die Prüfung auf Signifikanzen wurde vom Institut für medizinische Informatik, Statistik und Epidemiologie (IMISE) in Leipzig durchgeführt. Es wurde ein gemischtes Modell zur Varianzanalyse mit den festen Effekten Arzt (0) gegen Student (1), Endoskop (1) gegen Mikroskop (0), manuell (1) gegen telemanipuliert (0) und mit dem Probanden als zufälliger Effekt verwendet. Eine Subgruppenanalyse wurde mit den Subgruppen „manuell“ und „telemanipuliert“ durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf 5% festgelegt. Die Ergebnisse sind auszugsweise in Maier *et al.* (2012) beschrieben.

Da die erhobenen Daten nicht normalverteilt sind erfolgt eine Darstellung durch Boxplots mit den Elementen Minimum, 5. Perzentil, Median, 95. Perzentil, Maximum, wie in Abbildung 6-9 angegeben. Der Median gibt an, dass sich 50 % der Messwerte oberhalb und 50 % unterhalb seines Wertes befinden. Im Fall einer idealen normalverteilten Menge entspricht er also in etwa dem Mittelwert. Entsprechend geben die Perzentile an, dass 95 % und 5 % der Messwerte unterhalb bzw. oberhalb der Perzentilwerte liegen. Damit entspricht das Intervall vom 5. zum 95. Perzentil etwa der doppelten Standardabweichung einer normalverteilten Menge. Im Anhang (Kapitel 8) sind wesentliche Messwerte tabellarisch aufgeführt.

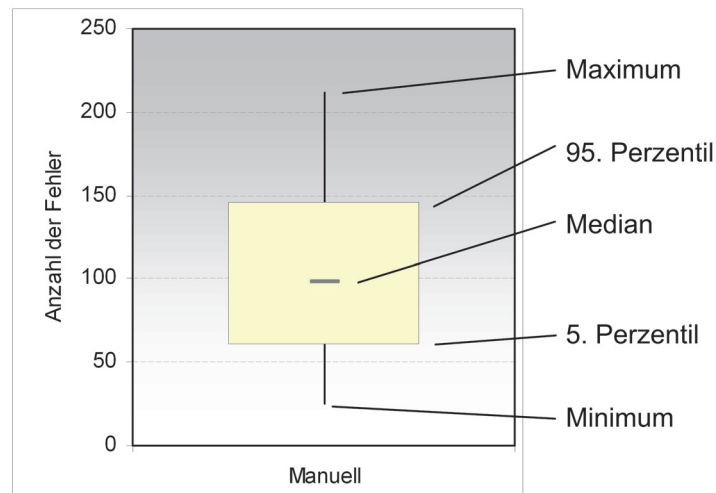


Abbildung 6-9: Bezeichnungen im Boxplot zur grafischen Darstellung der Ergebnisse.

Vergleich der Positionierbarkeit bei manueller und telemanipulierter Instrumentenführung

Über alle Probanden gesehen war mit telemanipulierter Instrumentenführung eine deutliche Reduzierung der Fehler um 76% (Median) im Vergleich zur manuellen Instrumentenführung zu beobachten ($P < 0,001$). Allerdings war die Versuchszeit bei telemanipulierter Instrumentenführung um Faktor 2,5 höher ($P < 0,001$).

Zeiteffekte: Die Anzahl der Fehler sank um 27 % (Median) bei telemanipulierter Instrumentenführung vom ersten Viertel des Versuches zum letzten Viertel ($P = 0,0148$). Zudem benötigten die Probanden für die letzten 35 Löcher 27 % weniger Zeit (Median) als für die ersten 35 Löcher ($P < 0,0001$). Bei manueller Instrumentenführung zeigten sich keine signifikanten Veränderungen.

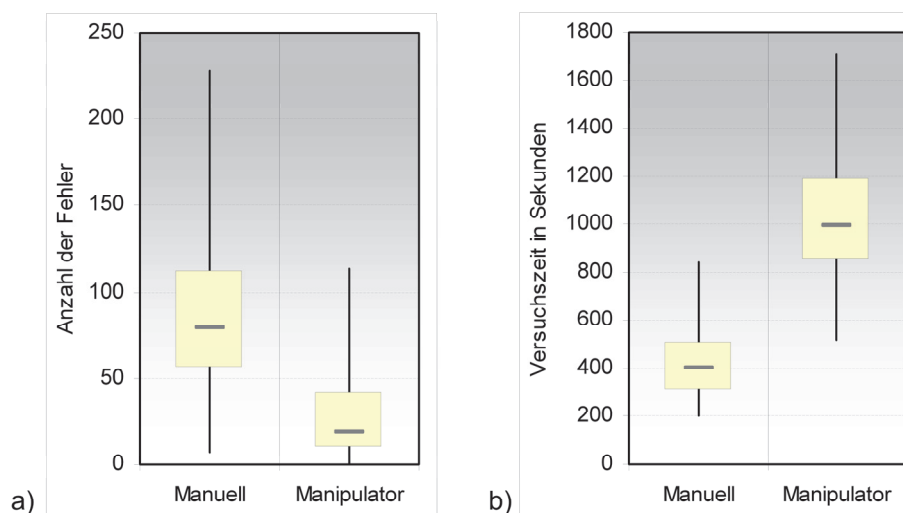


Abbildung 6-10: Durch telemanipulierte Instrumentenführung konnten die Probanden die Fehleranzahl im Vergleich zur manuellen Instrumentenführung deutlich reduzieren (a). Die Versuchszeit wurde allerdings erhöht (b). Angelehnt an Maier *et al.* (2012).

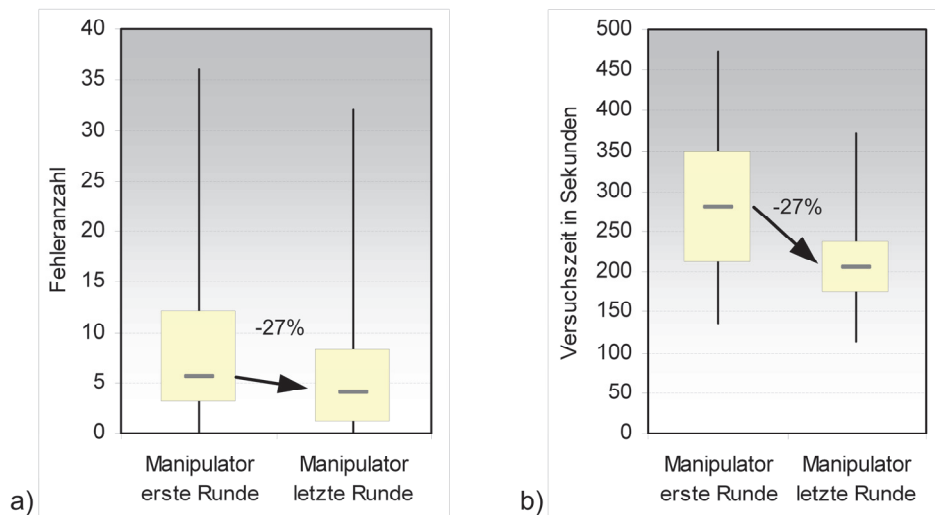


Abbildung 6-11: Signifikante Zeiteffekte bei telemanipulierter Instrumentenführung: Bei den letzten 35 von 140 Löchern (erste Runde) war sowohl a) die Anzahl der gemachten Fehler, als auch b) die dafür benötigte Versuchszeit um 27 % (Median) geringer als bei der ersten Runde des Versuchs. Entsprechende Effekte bei manueller Instrumentenführung konnten nicht festgestellt werden.

Vergleich der Kraftapplizierbarkeit bei manueller und telemanipulierter Instrumentenführung

Die Maximalkraft war bei manueller Instrumentenführung signifikant höher als bei telemanipulierter Instrumentenführung ($P = 0,0213$). Deutlich ist hierbei auch, dass beim Manipulator keine Kräfte größer als 3,2 N auftraten, da in diesem Bereich die Magnetkupplung die Maximalkraft beschränkt. Die Anzahl der Kraftüberschreitungen war bei telemanipulierter Instrumentenführung höher, unabhängig von der Bildgebung oder der Erfahrung der Probanden ($P = 0,0004$). Sehr deutlich war der im Median um 59 % geringere RMS Wert bei telemanipulierter Instrumentenführung ($P < 0,0001$). Die applizierte Kraft schwankt also beim Manipulator deutlich geringer als bei manueller Instrumentenführung.

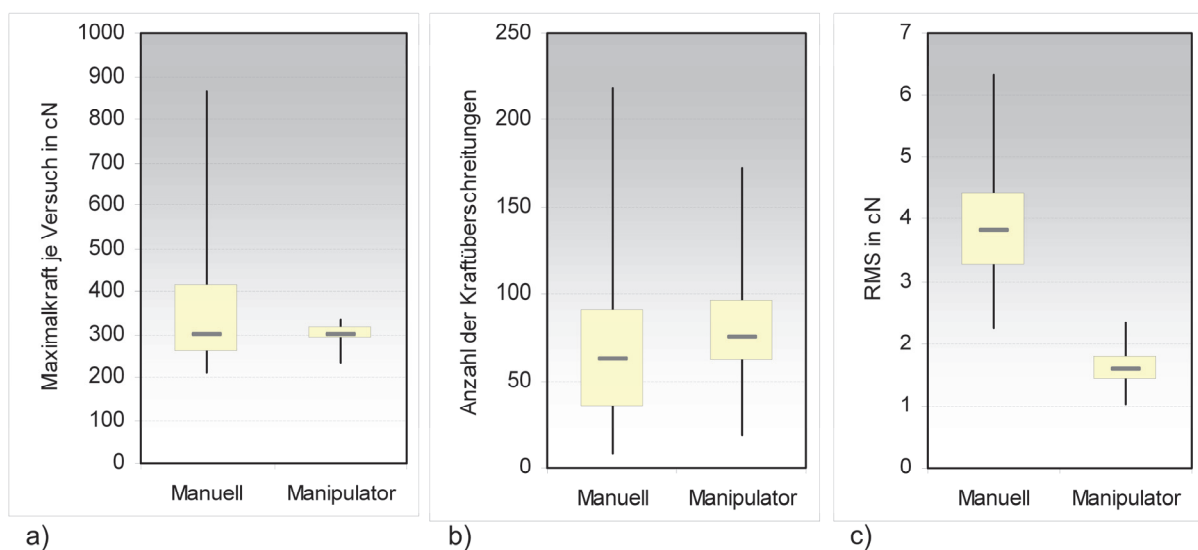


Abbildung 6-12: Die Maximalkraft eines Versuches und die Anzahl der Kraftüberschreitungen unterschieden sich bei manueller und telemanipulierter Instrumentenführung nur gering. Deutlicher war der Unterschied beim Krafttremor. Hier zeigte der Manipulator einen im Median um 59 % geringeren RMS-Wert. Angelehnt an Maier *et al.* (2012).

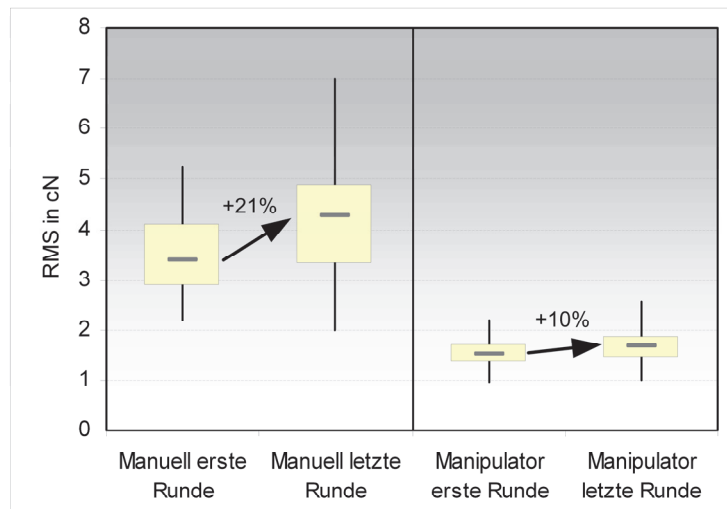


Abbildung 6-13: Sowohl bei manueller als auch bei telemanipulierter Instrumentenführung stieg der Krafttremor im Verlaufe des Versuches an; im Median um 21 %, beziehungsweise um 10 %.

Zeiteffekte: Die Anzahl der Kraftüberschreitungen bei telemanipulierter Instrumentenführung reduzierte sich vom ersten Viertel zum letzten Viertel des Versuches ($P = 0,0460$) geringfügig um 4 %. Bei manueller Instrumentenführung zeigte sich keine signifikante Veränderung. Sowohl bei manueller ($P < 0,0001$), als auch bei telemanipulierter Instrumentenführung ($P = 0,0002$) stieg der RMS im Verlauf der Versuche um 21 % beziehungsweise 10 % (Median) an.

Einfluss der Erfahrung der Ärzte auf manuelle und telemanipulierte Instrumentenführung

Manuelle Instrumentenführung: Bei manueller Instrumentenführung machten die erfahrenen Ärzte 62% weniger Fehler ($P = 0,023$) als die unerfahreneren Studenten. Bei der benötigten Zeit zur Bewältigung der gestellten Aufgabe zeigten sich keine signifikanten Unterschiede. Alle Kennwerte der Kraft (RMS, Maximalkraft, durchschnittliche Maximalkraft, Anzahl der Kraftüberschreitungen) waren nicht signifikant zu unterscheiden. Zwischen den Probanden zeigten sich hier durchaus individuelle Leistungsunterschiede, die sich allerdings etwa gleichmäßig auf die beiden Gruppen Ärzte und Studenten aufteilten.

Telemanipulierte Instrumentenführung: Bei telemanipulierter Instrumentenführung machten die Studenten tendenziell weniger Fehler als die Ärzte, dies ist aber mit $P = 0,13$ nicht signifikant. Ebenso zeigen sich bei Fehlerdauer, Maximalkraft, durchschnittliche Maximalkraft, Anzahl der Kraftüberschreitungen und RMS keine signifikanten Unterschiede. Die Studenten machen mit dem Manipulator 84 % weniger Fehler (Median) als bei manueller Instrumentenführung ($P < 0,0001$). Den Ärzten passieren bei telemanipulierter Instrumentenführung im Median 50 % weniger Fehler ($P = 0,0009$).

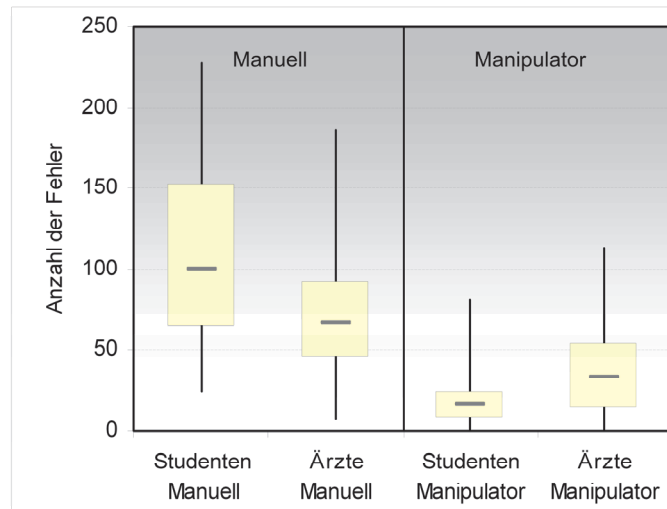


Abbildung 6-14: Bei manueller Instrumentenführung zeigen sich signifikante Unterschiede bei der Anzahl der Fehler zwischen Ärzten und Studenten. Bei telemanipulierter Instrumentenführung konnte damit kein signifikanter Unterschied zwischen Ärzten und Studenten mehr festgestellt werden. Beide Gruppen verbessern sich mit telemanipulierter Instrumentenführung, wobei sich die Studenten im Median um 84 % deutlich mehr verbessern als die Ärzte mit 50 %. Angelehnt an Maier *et al.* (2012).

Zeiteffekte: Vergleicht man die untersuchten Messwerte im ersten Viertel des Versuches mit dem letzten Viertel eines Versuches, so zeigt sich, dass der Parameter Arzt/Student keinen signifikanten Einfluss hat. Die Studenten verbesserten oder verschlechterten sich im Laufe eines Versuches also nicht anders als die Ärzte.

Einfluss des Bildungssystems auf manuelle und telemanipulierte Instrumentenführung

Bei *manueller Instrumentenführung* machten die Probanden im Median um 30 % weniger Fehler ($P = 0,0145$), wenn ein Mikroskop anstelle eines Exoskops verwendet wurde. Die Versuchszeit zur Durchführung der gestellten Aufgabe stieg bei Verwendung des Exoskops im Median um 26 % an ($P < 0,0001$). Die Maximalkraft der Probanden war bei Verwendung des Exoskops um 20 % höher ($P = 0,0205$), allerdings war der RMS im Median um 14 % geringer ($P < 0,0001$).

Bei *telemanipulierter Instrumentenführung* machten die Probanden im Median um 40 % weniger Fehler bei Verwendung des Exoskops anstelle des Mikroskops ($P = 0,0265$). Die Versuchszeit und die Maximalkraft unterschieden sich hingegen nicht signifikant. Der RMS war bei Verwendung des Exoskops geringfügig um 4 % im Median höher ($P = 0,0271$). Bei allen anderen Werten zeigten sich keine signifikanten Unterschiede bei Verwendung des Exoskops oder des Mikroskops als Bildungssystem.

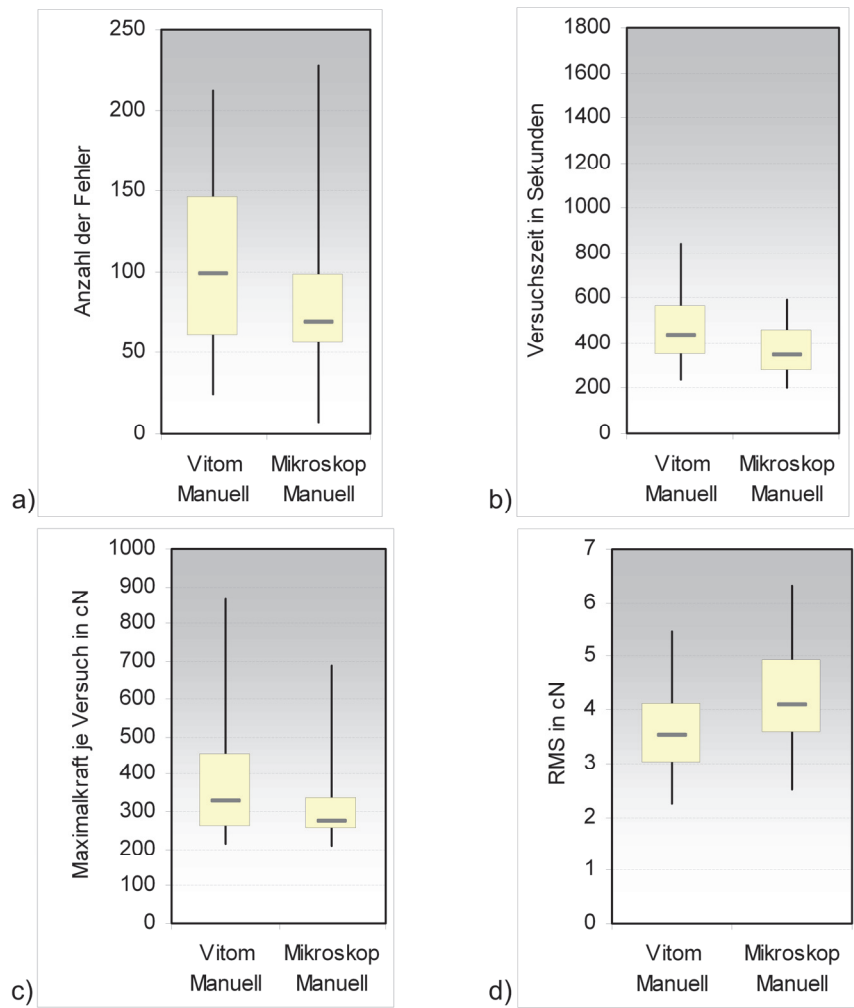


Abbildung 6-15: Bei manueller Instrumentenführung zeigten die Probanden mit dem Mikroskop bei (a) der Anzahl der Fehler, bei (b) der Versuchszeit und bei (c) der Maximalkraft signifikant bessere Ergebnisse. Der Krafttremor (d) war bei dem Exoskop signifikant niedriger. Angelehnt an Maier *et al.* (2012).

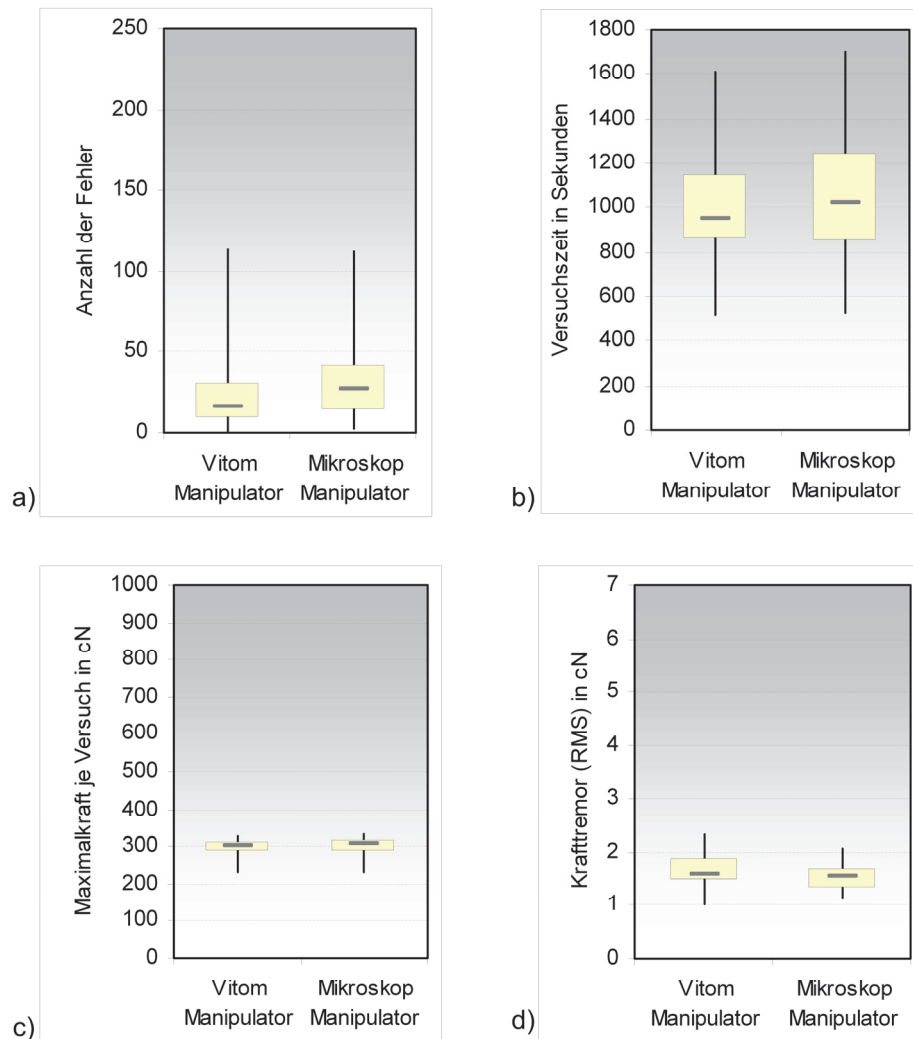


Abbildung 6-16: Bei telemanipulierter Instrumentenführung passierten den Probanden deutlich weniger Fehler, wenn sie den Versuch mit Exoskop statt mit Mikroskop durchführten. Bei allen anderen Faktoren war kein signifikanter Unterschied bei der Wahl der Bildgebung nachzuweisen. Lediglich der Krafttremor bei Verwendung des Exoskops war minimal schlechter als bei Verwendung des Mikroskops. Angelehnt an Maier *et al.* (2012).

Zeiteffekte bei manueller Instrumentenführung: Die Versuchszeit zum manuellen Antasten der ersten und letzten 35 Löcher (von insgesamt 140) verringerte sich bei Verwendung des Exoskops im Median um 20 % ($P < 0,0001$). Das Mikroskop zeigte hier keinen entsprechenden Zeiteffekt. Auf alle anderen Messwerte hatte das Bildgebungsverfahren bei manueller Instrumentenführung keinen signifikanten Einfluss. Auch bei gesonderter Auswertung der Erfahrung der Probanden zeigte sich kein signifikanter Einfluss des Bildgebungssystems.

Zeiteffekte bei telemanipulierter Instrumentenführung: Die Anzahl der Fehler sank bei telemanipulierter Instrumentenführung vom ersten Viertel des Versuches zum letzten Viertel ($P = 0,0148$). Diese Verbesserung war beim Exoskop allerdings signifikant geringer als beim Mikroskop ($P = 0,0145$). Auch hatte das Bildgebungssystem Einfluss auf die Versuchszeit der beiden Abschnitte. Die Versuchszeit für die ersten 35 Löcher war deutlich geringer als für die letzten 35 Löcher ($P < 0,0001$). Dieser Trend war für das Exoskop allerdings geringer als für das Mikroskop ($P = 0,0034$). Die Anzahl der Kraftüberschreitungen sank beim Mikroskop ($P = 0,0035$), aber nicht beim Exoskop.

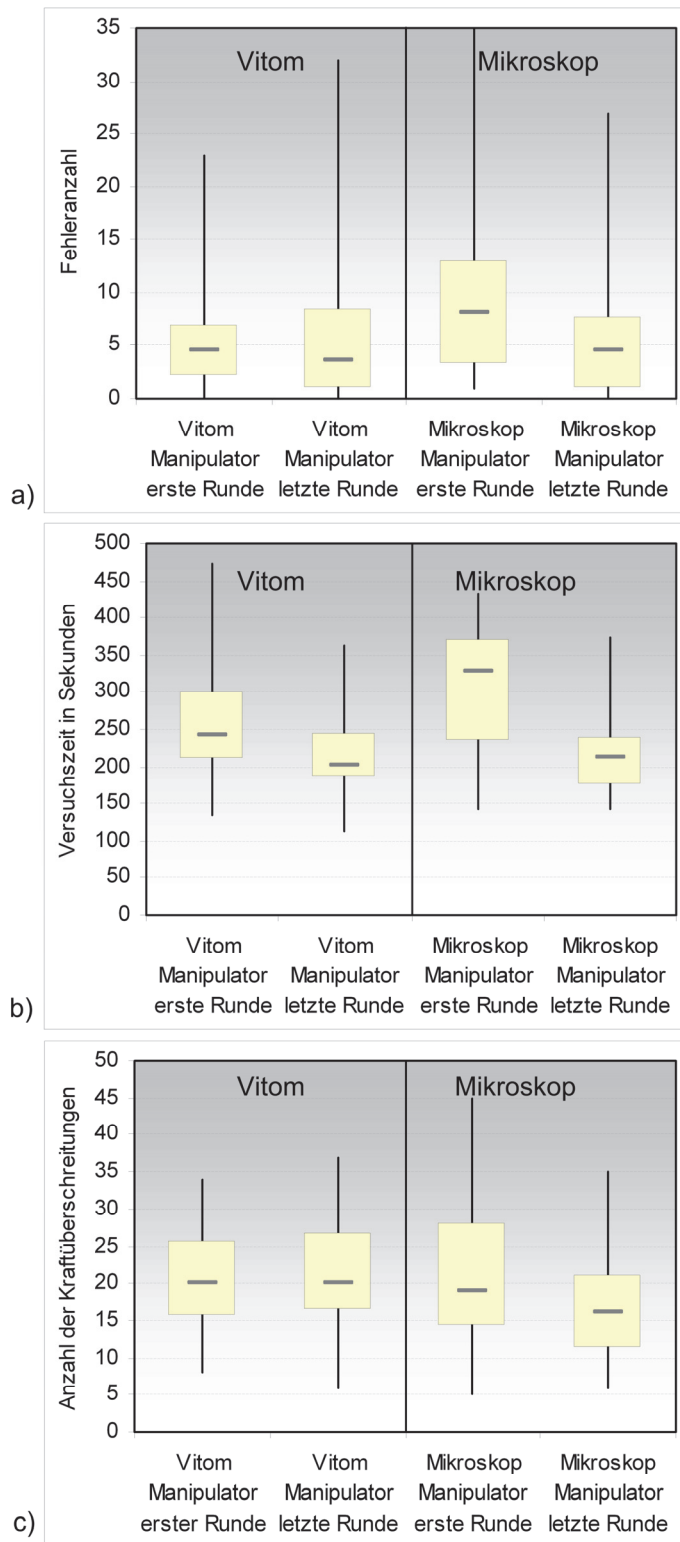


Abbildung 6-17: a) Bei telemanipulierter Instrumentenführung konnten die Probanden die Anzahl der Fehler in den letzten fünf Runden gegenüber den ersten fünf Runden verringern. b) Ebenso sank die Versuchszeit. In beiden Fällen war die Reduzierung beim Mikroskop stärker als beim Exoskop. c) Die Anzahl der Kraftüberschreitungen verringerte sich zum Ende des Versuches bei der Verwendung des Mikroskops signifikant. Bei Verwendung des Exoskops war keine signifikante Änderung erkennbar.

6.3.5 Diskussion der Ergebnisse

Das Mikro-Telemanipulationssystem erlaubt es Strukturen in der im Mittelohr üblichen Größenordnung deutlich genauer anzufahren als per Hand. Überraschenderweise konnten nicht nur Studenten, sondern auch erfahrene Chirurgen ihre Leistung mit dem System deutlich steigern. Dieses Ergebnis ist durchaus ungewöhnlich, da bisher erfahrene Mikrochirurgen durch im Stand der Technik aufgeführte mechatronische Instrumentenführungssysteme eher behindert wurden. In einer simulierten Stapedotomie mit dem *Steady Hand Robot* der Johns Hopkins Universität haben sich unerfahrene Ärzte mit dem System gegenüber der manuellen Präparation verbessert, erfahrene Chirurgen allerdings verschlechtert (Rothbaum *et al.*, 2002). Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Versuche mit dem *RAMS*-System (Das *et al.*, 1999). Die Autoren vermuteten, dass erfahrene Chirurgen bereits ein gespeichertes Bewegungsmuster bei manueller Präparation besitzen, welches durch den handgeführten Roboter gestört wird. Diese Hypothese kann durch das mit dem Mikro-Telemanipulationssystem durchgeführte Experiment widerlegt werden, bei dem sich die Leistung aller Probanden, unabhängig von deren chirurgischer Erfahrung, verbessert hat.

Wenig überraschend zeigten die Chirurgen bei manueller Instrumentenführung eine deutlich geringere Fehlerrate als die Studenten. Der Leistungsunterschied verschwand allerdings bei telemanipulierter Instrumentenführung. Die unterschiedliche Leistung bei manueller Stapesfußplattenperforation von erfahrenen und unerfahrenen Ärzten wurde bereits von Rothbaum *et al.* (2003; 2002) beobachtet, allerdings mit einer kleinen Probandenzahl von jeweils drei Ärzten, welche jeweils fünf Versuche durchführten. Auch das Angleichen der Präparationsleistung bei telemanipulierter Instrumentenführung deckt sich mit den bisherigen Erfahrungen anderer Forschungsgruppen.

Mit telemanipulierter Instrumentenführung ließen sich Kräfte ähnlich gut dosieren wie mit manueller Instrumentenführung. Das zeigen die Auswertungen der Anzahl der Kraftüberschreitungen und der Maximalkraft. Die Magnetkupplung im Manipulator verhinderte zudem große Maximalkräfte über 3,2 N, die bei manueller Instrumentenführung mit bis zu 8,5 N durchaus auftraten. Sehr deutlich zeigte sich die Reduzierung des Krafttremors durch die telemanipulierte Instrumentenführung. Der RMS verringerte sich um die Hälfte. Die ermittelten RMS Werte des manuellen Krafttremors stimmten sehr gut mit der Literatur überein (Semmler und Nordstrom, 1998) und konnten somit verifiziert werden.

Die verbesserte Präparationsqualität wurde mit einer 2,5mal höheren Präparationszeit erkaufte. Dies deckt sich mit den Ergebnissen anderer Systeme wie *UBC* (Salcudean *et al.*, 1997) oder *RAMS* (Das *et al.*, 1999) und unterstreicht die Vorteile des in dieser Arbeit vorgestellten Konzeptes einer kombinierten manuellen und telemanipulierten Präparation, um die Stärken beider Arten zu kombinieren.

Die Leistung der Probanden in Abhängigkeit der Art der Bildgebung zeigt kein einheitliches Ergebnis. Das Mikro-Telemanipulationssystem arbeitet mit beiden Systemen etwa gleich gut zusammen.

Betrachtet man die Präparationsleistung zu Beginn und am Ende eines Versuches, so zeigt sich eine Lernkurve bei der Verwendung des Mikro-Telemanipulationssystems. Die Fehleranzahl und die Versuchszeit reduzierten sich um über ein Viertel, sowohl bei den Studenten, als auch bei den Chirurgen. Die manuelle Präparation zeigte keinen solchen Zeiteffekt. Die Ermüdung der Probanden zeigte sich also nicht in der Fehleranzahl, wohl aber im RMS der Kraftschwingung. Dieser stieg um 21 % an. Der Manipulator verschlechterte sich hier um lediglich 10 % und vergrößerte somit den Abstand zur manuellen Instrumentenführung noch mehr.

6.4 Klinische Evaluation

Neben der technischen Evaluation mittels Phantom wurde das Mikro-Telesystem klinisch in zwei verschiedenen Entwicklungsstufen evaluiert.

6.4.1 Erster klinischer Einsatz

Der erste klinische Einsatz des Mikro-Telesystems fand beim klinischen Partner, der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde in Leipzig statt. Es wurde eine Tympanoplastik vom Typ II durchgeführt.

Material und Methode

Es wurde ein Manipulator verwendet, welcher weitgehend baugleich mit dem in dieser Arbeit beschriebenen System aus Kunststoff aus Kapitel 5.1.2 ist. Allerdings konnte der klinische Prototyp noch keine Zangeninstrumente aufnehmen, sondern lediglich stabförmige Instrumente. Der Arbeitsraum der drei Achsen x-y-z betrug 15 mm. Das System verfügte über keine Magnetsicherung für die z-Achse. Die Joysticks der Steuerkonsole waren mit Rückstellfedern ausgestattet und kehrten damit immer wieder in die Nullstellung zurück. Zudem war der Skalierungsfaktor K_f fest auf 1:3 eingestellt.

Das System wurde bei einer Tympanoplastik Typ III Operation eingesetzt. Der typische OP-Verlauf dieses Eingriffs ist in Kapitel 3.1.4 beschrieben. Es wurde ein retroaurikulärer Zugang gewählt. Das OP-Setup entsprach dem in Kapitel 3.1.1 beschriebenen. Das Mikro-Telesystem wurde verwendet um das Trommelfell umzuklappen, den Stapes anzufahren, eine 2,5 mm PORP-Prothese einzusetzen und das Trommelfell mit einem Transplantat abzudecken. Als Instrumente wurden ein Häkchen und ein Perforator verwendet.

Der Eingriff wurde per Video- und Photoaufnahmen dokumentiert. Zudem wurde das Mikroskopvideo aufgezeichnet. Der Chirurg füllte ein OP-Protokoll aus und erstellte einen ausführlichen Bericht.

Ergebnisse

Aus Sicht des Chirurgen sind folgende Punkte besonders positiv aufgefallen:

- Der Manipulator ermöglichte Bewegungen und Bewegungsabläufe, die mit der Hand so nicht ausgeführt hätten werden können. Die Präzision mit Manipulator war nach subjektiver Einschätzung besser als per Hand.
- Die kleine Baugröße sämtlicher Teile des Systems wurde positiv hervorgehoben.
- Die Sicht auf das OP-Gebiet war deutlich besser als bei manueller Instrumentenführung.
- Die Steuerkonsole und der Manipulator fügten sich in das bestehende OP-Setup ein und behinderten den Chirurgen nicht während der manuellen Präparation.
- Das Sterilisationskonzept wurde als besonders positiv und praktikabel angesehen. Die sterile Instrumentenaufnahme konnte sehr einfach am Manipulator befestigt werden. Instrumente konnten schnell eingesetzt und entfernt werden und wurden stabil gehalten.
- Die Steuerung des Manipulators mit der Steuerkonsole war intuitiv. Die Ergonomie im Vergleich zur manuellen Instrumentenführung war deutlich besser.
- Der Manipulator konnte mittels Gelenkarm gut am OP-Gebiet positioniert werden.
- Das Mikro-Telesystem war zu jeder Zeit problemlos und gefahrlos zu bedienen. Es traten keine Störungen oder Zwischenfälle jeglicher Art auf.

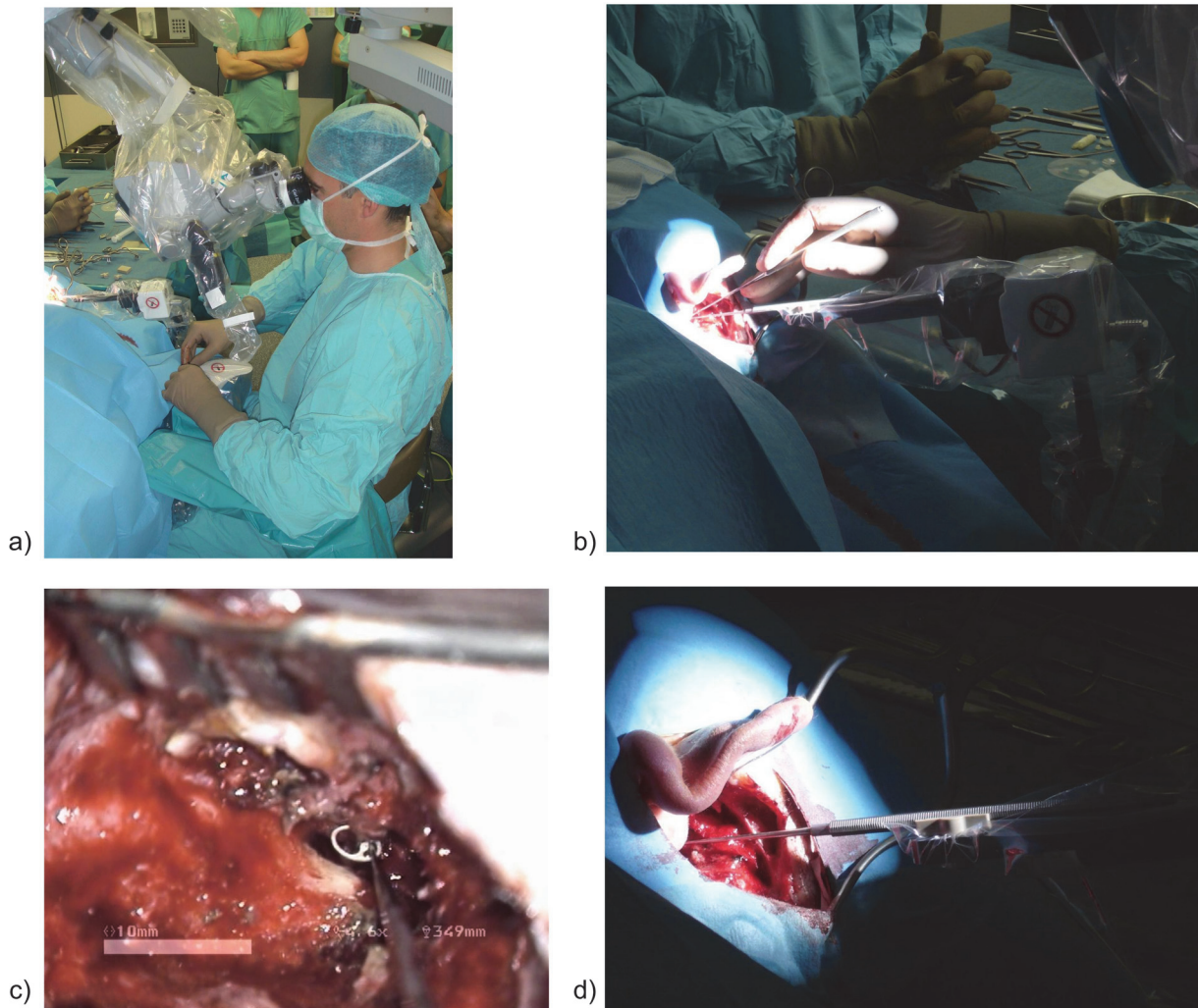


Abbildung 6-18: Der erste klinische Einsatz des Mikro-Teleskopmanipulationssystems bei einer Tympanoplastik Typ III Operation. a) Das System integrierte sich in das bestehende OP-Setup. Die Ergonomie wurde gegenüber der manuellen Präparation deutlich verbessert. b) Die geringe Größe des Systems erlaubte auch eine parallele manuelle und telemanipulierte Instrumentenführung. c) Blick durch das Operationsmikroskop während dem telemanipulierten Einsetzen der PORP-Prothese. Der Blick auf das OP-Gebiet ist frei. d) Das Sterilisationskonzept (sterile Abdeckung des Manipulators, sterilisierbare Instrumentenaufnahme, einfaches Einklippen der Instrumente) hat sich als praktikabel erwiesen.

Folgende Erkenntnisse für die Weiterentwicklung des Systems wurden gewonnen:

- Der Manipulator soll beim Loslassen der Joysticks nicht in die Nullstellung zurückkehren. Damit wäre ein einfacherer einhändiger Betrieb des Manipulators möglich. Die zweite Hand könnte beispielsweise den Sauger halten.
- Der Arbeitsraum von 15 x 15 x 15 mm sollte um etwa 30 % vergrößert werden, um alle Punkte im Arbeitsgebiet zu erreichen.
- Um der Verletzungsgefahr durch Patientenbewegungen zu begegnen, sollte ein Sicherungsmechanismus integriert werden.
- In manchen OP-Schritten ist eine feinere Skalierung wünschenswert. Die Skalierung sollte während der OP gewechselt werden können.
- Eine Verwendung von zangenförmigen Instrumenten sollte ermöglicht werden.

6.4.2 Zweiter klinischer Einsatz

Die Erkenntnisse des ersten klinischen Einsatzes sind in die Weiterentwicklung des Mikro-Telemanipulationssystems eingeflossen. Auch der zweite klinische Einsatz fand beim klinischen Partner, der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde in Leipzig statt. Es wurde eine Stapesplastik durchgeführt.

Material und Methode

Für den klinischen Einsatz wurde der Kunststoff-Manipulator aus Kapitel 5.1.2 eingesetzt. Dieser war, entsprechend den Erkenntnissen aus dem ersten klinischen Einsatz, mit folgenden Neuerungen gegenüber der ersten Variante ausgestattet:

- Die Joysticks der Steuerkonsole kehren beim Loslassen nicht mehr in die Nullstellung zurück, sondern bleiben an der jeweiligen Position stehen.
- Der Arbeitsraum des Manipulators wurde auf $20 \times 20 \times 20 \text{ mm}^3$ (x-y-z) vergrößert.
- Eine Magnetkupplung in der z-Achse des Manipulators verhindert eine Verletzung des Patienten, wenn dieser sich beispielsweise bewegen würde.
- Zangenförmige Instrumente lassen sich einsetzen, öffnen und schließen.

Die Veränderbarkeit der Skalierung war in dieser Entwicklungsstufe der Steuerkonsole noch nicht integriert. Es wurde ein Stapesplastik entsprechend Kapitel 3.1.5 durchgeführt. Das OP-Setup entsprach dem in Kapitel 3.1.1 beschriebenen. Der Zugang erfolgte retroaurikulär (vgl. Kapitel 3.1.3). Das Mikro-Telemanipulationssystem wurde zum Einsetzen einer Stapes-Prothese verwendet.

Auch bei diesem Eingriff wurde umfangreiches Video- und Photomaterial aufgezeichnet und ausgewertet. Nach der Operation wurde vom Chirurgen ein OP-Protokoll ausgefüllt und ein ausführlicher Bericht angefertigt.

Ergebnisse

Folgende Aspekte beim Manipulatoreinsatz sind aus Sicht des Chirurgen positiv aufgefallen:

- Die positiven Ergebnisse aus dem ersten klinischen Einsatz (Integrierbarkeit in OP-Setup, Sterilisationskonzept, verbesserte Ergonomie etc.) wurden allesamt bestätigt.
- Die Bewegungen des Manipulators waren fein genug abgestuft (Schrittweite von 0,02 mm) und wurden für den Einsatz in der Mittelohrchirurgie als ausreichend empfunden.
- Der Arbeitsraum des Manipulators von $20 \times 20 \times 20 \text{ mm}^3$ war ausreichend. Er wurde gegenüber der Vorgängerversion um rund 30 % vergrößert.
- Die Joysticks der Steuerkonsole blieben beim Loslassen an ihrer Position und ermöglichten die Verwendung des Manipulators als dritte Hand. Dies wurde vom Chirurgen als besonders positiv hervorgehoben.
- Die Magnetsicherung in der z-Achse, welche die Maximalkraft auf 3 N beschränkt, wurde im Normalbetrieb nicht ausgelöst und wurde als nicht störend empfunden.
- Der Manipulator konnte ausreichende Kräfte in x-y- und z-Richtung aufbringen, um alle notwendigen Operationsschritte durchzuführen.
- Die Kraft, mit der in den Manipulator eingesetzte Zangen geöffnet und geschlossen werden konnte, wurde als ausreichend erachtet. In einer späteren Version könnte die maximale Greifkraft sogar reduziert werden.

- Das Mikro-Telemanipulationssystem war zu jeder Zeit problemlos und gefahrlos zu bedienen. Es traten keine Störungen oder Zwischenfälle jeglicher Art auf.

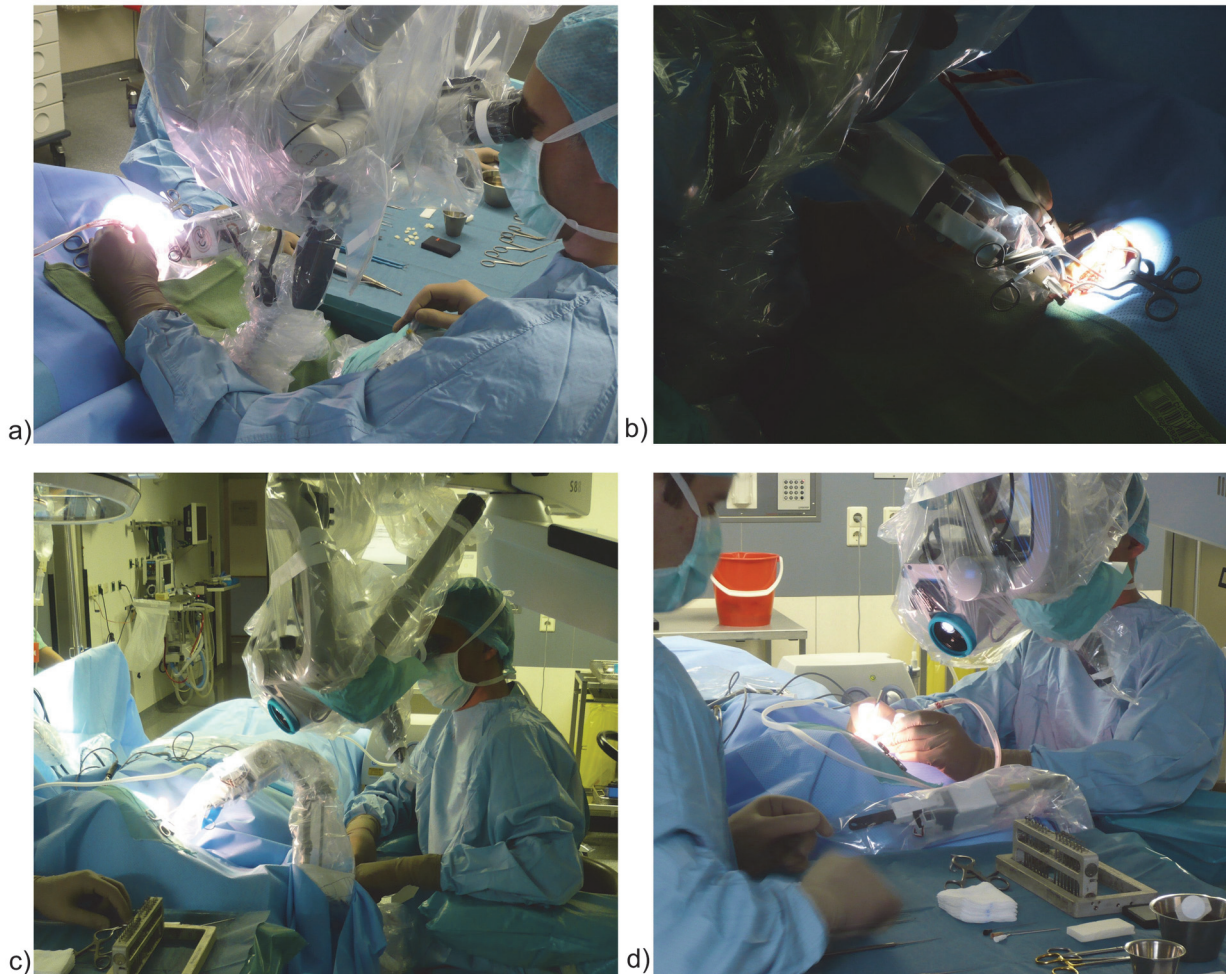


Abbildung 6-19: Bilder des zweiten klinischen Einsatzes: a) Der Manipulator konnte neben stabförmigen Instrumenten auch zangenförmige Instrumente aufnehmen sowie öffnen und schließen. b) Verwendung des Manipulators als dritte Hand. c) und d) Das Mikro-Telemanipulationssystem fügte sich in das bestehende OP-Setup problemlos ein.

Folgende Erkenntnisse für die Weiterentwicklung des Systems wurden gewonnen:

- Der Bedarf für eine variabel einstellbare Skalierung, welcher sich bereits aus dem ersten klinischen Einsatz gezeigt hat, wurde bestätigt. Die verwendete, fest eingestellte Skalierung von 1:3 ist aber für die meisten OP-Schritte geeignet und sollte als Grundeinstellung bestehen bleiben.
- Das Feststellen des Haltearms unter der sterilen Folie war mitunter umständlich. Ein sterilisierbarer Gelenkarm, welcher ohne sterile Folie eingesetzt werden kann, sollte alternativ geprüft werden.
- Der Gelenkarm musste teilweise nachgestellt werden, da die Instrumentenbewegung durch den Gehörgang eingeschränkt war, und nicht alle Strukturen im Mittelohr erreicht werden konnten. Zwei zusätzliche rotatorische, motorisierte Freiheitsgrade zum Grobausrichten des Manipulators sollten integriert werden. Allerdings müssen die engen Platzverhältnisse berücksichtigt werden.

6.4.3 Diskussion

Die klinische Evaluierung wurde mit Mikro-Teleskopmanipulationssystemen unterschiedlicher Entwicklungsstufen durchgeführt. Dies ermöglichte eine zielgerichtete Entwicklung. Alle zentralen Punkte der Problemstellung aus Kapitel 2 konnten durch die Umsetzung des eigenen Ansatzes aus Kapitel 4.1 verbessert werden. Dies betrifft im Wesentlichen:

- **Verbesserte Präzision:** Mit dem Mikro-Teleskopmanipulationssystem können eingesetzte Instrumente ruhiger und präziser geführt werden als per Hand.
- **Verbesserte Sicht:** Die Sicht auf das Operationsgebiet ist bei teleskopmanipulierter Instrumentenführung besser als bei manueller Instrumentenführung.
- **Verbesserte Ergonomie:** Die Bedienung des Mikro-Teleskopmanipulationssystems durch eine Joystickkonsole am OP-Tisch ist ergonomisch wesentlich besser als die manuelle Instrumentenführung mit seiner ungünstigen Arm- und Handhaltung.

Dabei fügt sich das Mikro-Teleskopmanipulationssystem in bestehende Operationsabläufe problemlos ein. Dies wird ermöglicht durch:

- **Direkte Bedienung am OP-Tisch:** Das Mikro-Teleskopmanipulationssystem wird direkt am OP-Tisch bedient und befestigt. Eine parallele Instrumentenführung, teleskopmanipuliert und manuell, ist möglich. Eine einfache Benutzerschnittstelle ermöglicht eine intuitive Bedienung.
- **Geringe Größe:** Alle Komponenten des Systems wurden konsequent auf ein minimales Bauvolumen ausgelegt. Die Gestalt der Komponenten ist auf das OP-Setup hin optimiert.
- **Praktikables Sterilisationskonzept:** Sterile Abdeckungen und sterilisierbare Instrumenten- und Zangenaufnahmen ermöglichen den sicheren und einfachen Betrieb des Systems im sterilen Umfeld unter Verwendung von handelsüblichen Instrumenten.

6.5 Bestimmung des Einflusses der Skalierung auf die Kraftapplizierbarkeit

In diesem Experiment wurde untersucht, welchen Einfluss die Veränderung des Skalierungsfaktors $K_f \in \{1:3, 1:9, 1:15\}$ auf die Fähigkeit des Chirurgen hat, teleskopmanipuliert eine definierte Kraft auf eine Struktur auszuüben. Dies ist besonders bei einer Manipulation an den empfindlichen Gehörknöchelchen wichtig, da Kraftschwankungen (Krafttremor) und Kraftspitzen das empfindliche Innenohr reizen oder schädigen können.

Material und Methode: Es wurde das Trainings- und Evaluationssystem (TES) mit der integrierten Kraftaufzeichnung für die Durchführung des Experiments verwendet. Der Manipulator (Kunststoffausführung), die Steuerkonsole und das TES wurden am OP-Tisch befestigt. Ein Perforatorinstrument (0,4 mm, 0°, KARL STORZ, Tuttlingen) wurde am Manipulator angebracht. Das TES wurde mit einem PC zur Datenaufzeichnung verbunden. Die Abtastgeschwindigkeit der Kraftsensorik wurde auf 100 Hz eingestellt. Das Instrument wurde über die Sensorleitung mit dem TES verbunden. Die Kraftgrenzen wurden auf 1,47 N für die untere Grenze und 1,96 N für die obere Grenze eingestellt. Der Manipulator wurde so ausgerichtet, dass bei einer reinen Bewegung der z-Achse ein Loch getroffen wird.

Die Probanden sollten die z-Achse nach vorne fahren, bis das TES durch das Aufleuchten der gelben Leuchtanzeige einen Treffer signalisierte. Die Kraft wurde dann langsam weiter erhöht, bis die untere Kraftschwelle erreicht war und die grüne Leuchtanzeige aufleuchtete. Wurde die obere Kraftschwelle

überschritten, leuchtete die rote Leuchtanzeige auf. Anschließend wurde das Instrument wieder so weit zurück gefahren, bis die gelbe Leuchtanzeige erlosch und das Instrument somit keinen Kontakt mehr zum TES besaß. Der Vorgang wurde pro Proband dreißigmal ($n=30$) wiederholt. Jeder Proband führt sechs dieser Versuchsreihen durch, jeweils mit verändertem Skalierungsfaktor K_f . Die Reihenfolge der Versuchsdurchführung ist in Tabelle 6-4 dargestellt. Das TES sendete die Kraftdaten an den PC, der diese in einem Terminalprogramm speicherte.

Tabelle 6-4: Reihenfolge der sechs Versuche je Proband mit unterschiedlichen Skalierungsfaktoren K_f .

Versuch	1	2	3	4	5	6
Skalierungsfaktor K_f	1:3	1:9	1:15	1:9	1:3	1:15

Die Auswertung erfolgte entsprechend dem Experiment aus Kapitel 6.3.3. Es wurden die Maximalkraft, die Anzahl der Kraftüberschreitungen und der RMS der Kraftschwingung ermittelt. Die Daten werden als Boxplot dargestellt, wobei der Median, das 5. Perzentil, das 95. Perzentil, der Minimal- sowie Maximalwert angegeben sind. Zudem wurde die prozentuale Veränderung eines Versuchsergebnisses eines Probanden bei den unterschiedlichen Skalierungsstufen ausgewertet. An dem Experiment haben fünf Maschinenbaustudenten teilgenommen, die bisher keine Erfahrung mit dem Manipulatorsystem hatten.

Ergebnisse: Die Anzahl der Kraftüberschreitungen reduzierte sich im Median von 13 bei $K_f=1:3$ auf 6 bei $K_f=1:9$ und 3 bei $K_f=1:15$. Den Probanden fiel es bei höherer Skalierung also leichter innerhalb des vorgegebenen Kraftintervalls zu bleiben. Im Durchschnitt sind den Probanden mit einem Skalierungsfaktor von 1:9 etwa 40 % weniger Kraftüberschreitungen unterlaufen als bei einer Skalierung von 1:3 und kein Proband hat sich mit höherer Skalierung verschlechtert. Der Vergleich der beiden Skalierungsfaktoren 1:9 und 1:15 zeigt keine wesentlichen Unterschiede. Die Maximalkraft je Versuch verringerte sich im Median von 200 cN auf 180 cN wenn statt der Skalierung 1:3 die Skalierung 1:9 gewählt wurde. Der Unterschied zwischen Skalierungsfaktor 1:9 und 1:15 ist hingegen nicht stark ausgeprägt. Die Maximalkraft sank im Mittel bei jedem Probanden um etwa 10 % bei einem Skalierungswechsel von 1:9 auf 1:15. Der RMS-Wert des Krafttremors betrug im Median 1,69 cN bei einer Skalierung von $K_f=1:3$, 1,58 cN bei $K_f=1:9$ und 1,55 cN bei $K_f=1:15$. Der Vergleich der Versuche eines jeden Probanden ergab im Mittel eine Reduzierung des RMS um 13 %, wenn statt der Skalierung 1:3 die Skalierung 1:9 gewählt wurde. Die Reduzierung beträgt allerdings nur 5 %, wenn statt der Skalierung 1:3 die Skalierung 1:15 gewählt wurde. Aus den Ergebnissen wird ersichtlich, dass die Skalierungsfunktion die präzise Applizierbarkeit von Kräften verbessert. Dabei zeigt sich eine deutliche Verbesserung von Skalierung 1:3 auf 1:9. Von 1:9 auf 1:15 können allerdings keine wesentlichen Verbesserungen mehr erwartet werden. Die Ergebnisse sind in Tabelle 6-5 und Abbildung 6-20 zusammengefasst.

Tabelle 6-5: Durchschnittliche prozentuale Veränderung beim Vergleich der Ergebnisse eines jeden Probanden.

	Skalierungsfaktor K_f		
	1:3	1:9	1:15
Anzahl der Kraftüberschreitungen	100 %	42 %	43 %
Maximalkraft	100 %	83 %	79 %
RMS	100 %	87 %	95 %

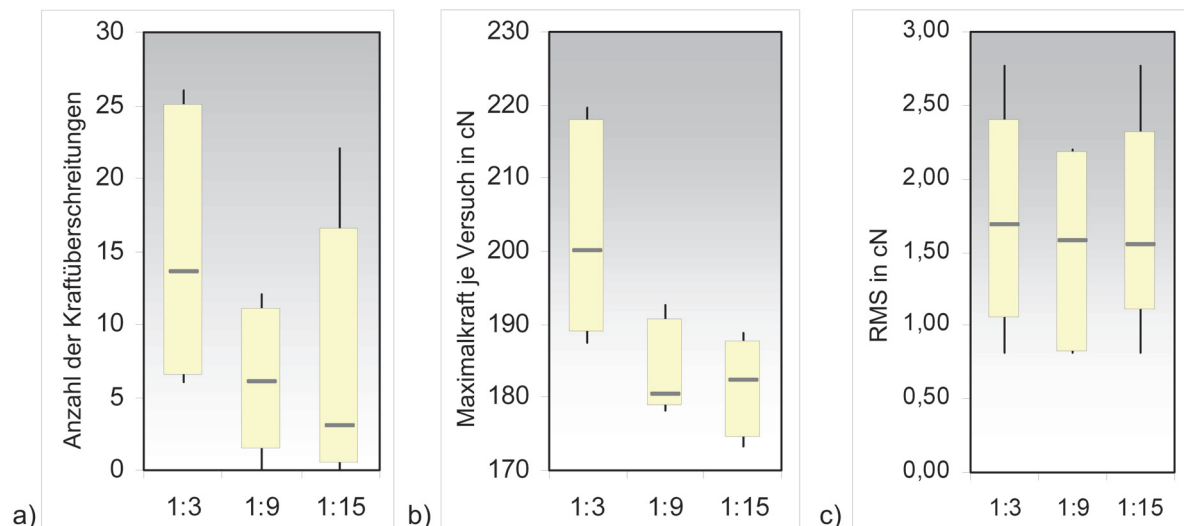


Abbildung 6-20: Auswirkung verschiedener Skalierungsfaktoren K_f auf die telemanipulierte Applizierbarkeit von Kraft auf ein Phantom. a) Anzahl der Überschreitungen des vorgegebenen Kraftintervalls. b) Maximalkraft je Versuch. c) RMS der Kraftschwingung (Krafttremor). Die Darstellung erfolgt als Boxplot entsprechend der Definition aus Abbildung 6-9 mit Minimum, 5. Perzentil, Median, 95. Perzentil und Maximum.

Diskussion: Die unterschiedlichen Ergebnisse für verschiedene Skalierungsfunktionen lassen sich mit der Übertragung der Joystickbewegung in Motorpositionen erklären. Die Motoren können die 20 mm Verfahrweg mit 10 Bit auflösen. Die minimale Schrittweite beträgt daher etwa 0,02 mm. Bei einer Skalierung von 1:3 entspricht dies einer Joystickbewegung von 0,06 mm. Selbst bei der ergonomischen Joystickkonsole sind solch kleine Joystickbewegungen offensichtlich nicht ohne weiteres möglich. Bei einer Skalierung von $K_f=1:9$ beträgt die Joystickbewegung für einen Motorschritt 0,18 mm, bei 1:15 0,3 mm. Ein 0,18 mm Schritt am Joystick scheint für alle Probanden gut realisierbar, so dass eine weitere Skalierungserhöhung keinen weiteren Vorteil mit sich bringt.

6.6 Maximale Positionsabweichung durch die Schwenkeinheit

In diesem Experiment wird untersucht, welche maximale Positionsabweichung an der Instrumentenspitze auftritt, wenn der Manipulator durch das Schwenkmodul neu orientiert wird. Es wird ein maximaler Fehler von $e_{Schwenk}=2,6\text{ mm}$ erwartet. Dies entspricht der theoretischen maximalen Abweichung, welche entsteht, wenn die Zangenspitze durch die x-y-z-Achsen maximal aus dem durch die Schwenkeinheit definierten Drehzentrum entfernt wird (vgl. Kapitel 5.1.5 Formel 26).

Material und Methode: Für das Experiment wurde die Schwenkeinheit mit aufgesetztem Manipulator an einem Messtisch befestigt. Am Messtisch wurde ein Faro-Messarm (Fusion) angebracht, welcher Positionen im Raum digital erfassen, abspeichern und auswerten kann. Die maximale Abweichung des Messarms liegt nach Herstellerangaben bei 0,064 mm. Die Winkelstellungen der Schwenkeinheit wurden über die Steuerkonsole vorgegeben.

Der Manipulator wurde in die Nullstellung gebracht. Die Instrumentenspitze befindet sich hier im berechneten Drehzentrum der Schwenkeinheit. Die beiden Achsen der Schwenkeinheit wurden jeweils in drei Schritten von -6° bis $+6^\circ$ verfahren. Die Position der Instrumentenspitze an jeder dieser neun Posen wurde mit dem Messarm 10-mal aufgenommen. Anschließend wurde der Manipulator in eine Extremstellung gefahren ($x = -10\text{ mm}$, $y = z = 10\text{ mm}$). In dieser Stellung wurde auf gleiche Weise neun Posen der Instrumentenspitze vermessen. Alle Messwerte wurden im ortsfesten Koordinatensystem des Messarmes gespeichert. Die Messdaten wurden nach dem Versuch in einer Textdatei ausgegeben und

ausgewertet. Es wurde der arithmetische Mittelwert der jeweils zehn Messungen einer Pose gebildet. Die daraus gewonnenen Daten sind in Abbildung 6-21 veranschaulicht. Anschließend wurden die Abstände der so berechneten Messpunkte relativ zum Messpunkt bei der Mittelstellung der Schwenkeinheit ($\chi = 0^\circ$, $\theta = 0^\circ$) berechnet. Die Daten sind in Tabelle 6-6 und Tabelle 6-7 aufgeführt.

Ergebnisse: Befand sich der Manipulator in seiner Grundstellung und damit die Instrumentenspitze im Drehzentrum der Schwenkeinheit, so betrug die maximale Positionsabweichung im gesamten Rotationsbereich 1,1 mm. Der maximal aufgetretene Fehler betrug $e_{Schwenk} = 3,4 \text{ mm}$. Zur Bestimmung der Präzision der manuellen Messungen wurde die Standardabweichung über jeweils $n=10$ Messungen einer Pose gebildet. Diese betrug bei beiden Extremwerten $\sigma_{Schwenk} = 0,4 \text{ mm}$.

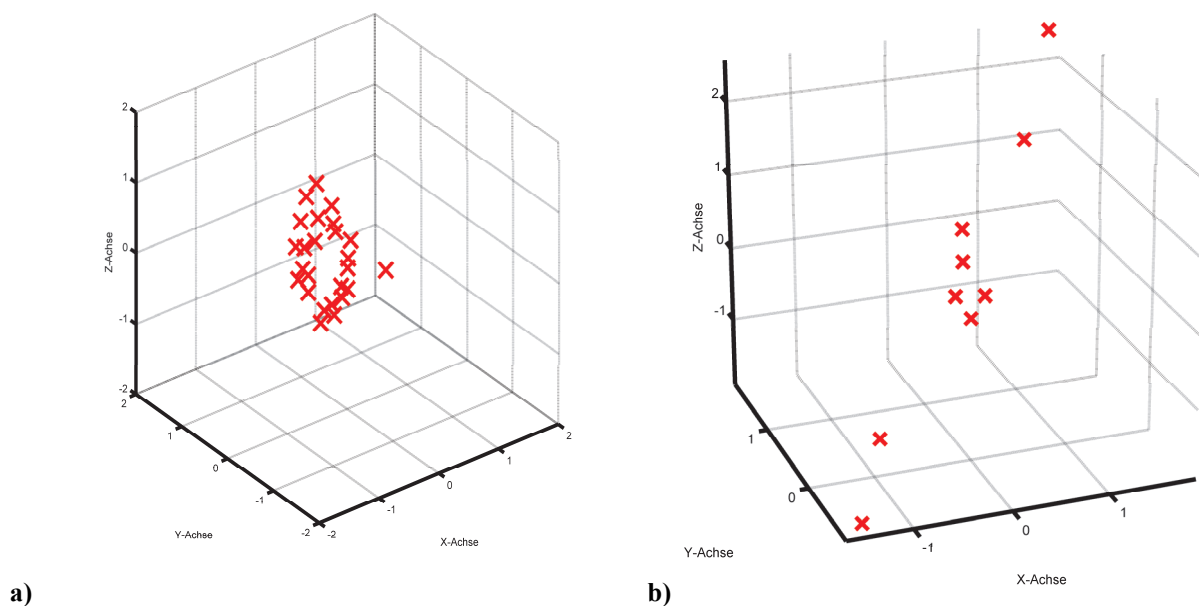


Abbildung 6-21: Positionen (in mm) der Instrumentenspitze im ortsfesten Koordinatensystem des Messarmes, wenn die Schwenkeinheit mit beiden Freiheitsgraden zwischen ihren Extrempositionen ($\chi = \theta = \pm 6^\circ$) bewegt wird ($n=10$ pro abgebildetem Messpunkt) a) Die Instrumentenspitze befindet sich im berechneten Drehzentrum. b) Die x-y-z-Achsen des Manipulators befinden sich in ihrer Extremstellung. Dadurch ist die Instrumentenspitze maximal weit vom berechneten Drehzentrum entfernt. Alle Angabe in Millimeter.

Tabelle 6-6: Positionsabweichungen der Zangenspitze bei der jeweiligen Pose der Schwenkeinheit (χ , θ) relativ zur Mittelstellung ($\chi = \theta = 0^\circ$). Der Manipulator steht dabei in der Grundstellung ($x = y = z = 0 \text{ mm}$), sodass sich die Instrumentenspitze im berechneten Drehzentrum der Schwenkeinheit befindet. Die maximale Abweichung beträgt hierbei 1,1 mm (Mittelwert aus $n=10$ Messungen mit einer Standardabweichung von 0,4 mm).

$\theta \backslash \chi$	-6°	-3°	0°	$+3^\circ$	$+6^\circ$
-6°	0,6 mm	-	-	-	0,7 mm
-3°	-	0,6 mm	-	0,2 mm	-
0°	-	-	0,0 mm	-	-
$+3^\circ$	-	0,8 mm	-	0,9 mm	-
$+6^\circ$	0,7 mm	-	-	-	1,1 mm

Tabelle 6-7: Positionsabweichungen der Zangenspitze bei der jeweiligen Pose der Schwenkeinheit (χ, θ) relativ zur Mittelstellung ($\chi = \theta = 0^\circ$). Der Manipulator steht in einer Extremstellung ($x = -10 \text{ mm}, y = z = 10 \text{ mm}$), sodass sich die Instrumentenspitze in maximaler Entfernung vom Drehzentrum der Schwenkeinheit befindet. Die maximale Abweichung beträgt hierbei 3,4 mm (Mittelwert aus $n=10$ Messungen mit einer Standardabweichung von 0,4 mm).

$\theta \backslash \chi$	-6°	-3°	0°	$+3^\circ$	$+6^\circ$
-6°	2,5 mm	-	-	-	1,8 mm
-3°	-	1,7 mm	-	0,9 mm	-
0°	-	-	0,0 mm	-	-
$+3^\circ$	-	1,1 mm	-	2,2 mm	-
$+6^\circ$	1,2 mm	-	-	-	3,4 mm

Diskussion: Der maximale Fehler von $e_{Schwenk} = 3,4 \text{ mm}$ trat erwartungsgemäß bei der größten Auslenkung der Schwenkeinheit und des Manipulators auf.

7 Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein neuartiges Mikro-Telemanipulationssystem konzipiert und realisiert, welches Instrumente für mikrochirurgische Eingriffe am Mittelohr aufnehmen und in fünf Freiheitsgraden führen kann. Ziel war es dem Chirurgen bei sehr schwierigen Operationsschritten ein tremorfreies und ermüdungsfreies System zur Instrumentenführung zur Verfügung zu stellen.

Das System zeichnet sich besonders durch seine Integrierbarkeit in bestehende Operationsabläufe und Operationssetups aus. Der Manipulator ist so klein und leicht, dass er sich in die kleinen zur Verfügung stehenden Arbeitsräume problemlos einfügt. Über einen Gelenkarm wird der Manipulator bei Bedarf aus- und eingeschwenkt. Ein praktikables Sterilisationskonzept ermöglicht den Einsatz im sterilen Umfeld.

Als einziges klinisch einsetzbares mikrochirurgisches Instrumentenführungssystem lässt es sich vom Chirurgen direkt am OP-Tisch bedienen. Der Chirurg behält also zu jeder Zeit die Wahlfreiheit manuell oder telemanipuliert zu operieren. Auch ein paralleles Arbeiten, zum Beispiel zur Verwendung als dritte Hand, wird ermöglicht. Dazu wurde eine Steuerkonsole entwickelt, welche den schwierigen Platzverhältnissen und der Gefahr einer unbeabsichtigten Bewegung der Joysticks Rechnung trägt. Kapazitive Sensoren erfassen die Finger und Handballen des Chirurgen und geben den Manipulator gezielt frei. Die Skalierung der Handbewegung auf die Manipulatorbewegung kann in drei Stufen eingestellt werden. Der zur Verfügung stehende Bewegungsraum des Manipulators bleibt dabei stets im optimalen Bereich.

Eine Besonderheit stellt auch die Verwendung von handelsüblichen Instrumenten der Mittelohrchirurgie dar. Statt aufwändiger Neuentwicklungen einiger weniger Instrumente kann ein breites Spektrum etablierter und bewährter mikrochirurgischer Präzisionsinstrumente verwendet werden. So stehen neben Häkchen und spitzen Perforatoren auch Scherchen und Zängchen zur Verfügung, welche feinfühlig und kräftig geöffnet und geschlossen werden können.

Mit der Integration von Miniaturkameras in den Manipulator wurde eine zusätzliche Möglichkeit der Bildgebung, neben dem etablierten Mikroskop, geschaffen, wodurch die Sicht auf das Operationsgebiet verbessert werden kann. Dabei ist eine sterilisierbare Miniaturkamera direkt am Mikroinstrument befestigt. Die Instrumentenspitze ist somit immer optimal im Bild, ohne dass Finger oder anatomische Strukturen die Sicht verdecken.

Zur Evaluierung des Mikro-Telemanipulationssystems und zu Trainingszwecken wurde ein Phantom entwickelt, welches eine standardisierte, wiederholbare und objektiv beurteilbare Präparationsaufgabe beinhaltet. Das erfolgreiche Treffen kleiner Löcher sowie die dabei ausgeübten Kräfte können elektronisch aufgezeichnet und ausgewertet werden. Mit Hilfe des Trainings- und Evaluationssystems konnte die manuelle Präparation der telemanipulierten Präparation in einem umfassenden Experiment gegenübergestellt werden. Dabei wurden 15 Ärzte und 17 Medizinstudenten als Probanden herangezogen und der Einfluss des Bildgebungssystems (Mikroskop oder Staboptik Exoskop) der Erfahrung (Arzt oder Student) und der Art der Instrumentenführung (manuell oder telemanipuliert) wechselseitig untersucht. Die Ergebnisse zeigen, dass die Präparationsaufgabe mit Manipulator deutlich besser gelöst werden konnte als bei manueller Instrumentenführung und das unabhängig von der Erfahrung der Probanden (Arzt oder Student) und der Art der Bildgebung.

In zwei klinischen Einsätzen am Mittelohr konnte die klinische Praktikabilität des Systems unter Beweis gestellt werden.

Das im Rahmen dieser Arbeit vorgestellte System könnte durch folgende Weiterentwicklungen ergänzt werden:

Einwegmanipulator: Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein hochwertiger Manipulator aus Metall und eine einfachere Variante aus Kunststoff realisiert. Beide Systeme werden mit Folien und sterilisierbaren Instrumentenadaptern abgedeckt. Die Manipulatoren können so immer wieder verwendet werden. Eine weitere Möglichkeit besteht in der Herstellung eines sterilen Einweg-Manipulators, welcher nach der Operation weggeworfen werden kann. Ein solches System wurde in einer Machbarkeitsstudie bereits umgesetzt. Die Kinematik mit drei Freiheitsgraden wird in einem Stück durch Lasersintern von Polyamid-Pulver hergestellt. Nachgiebige Mechanismen ersetzen die Linearführungen. Die Kinematik kann dampfsterilisiert werden und ist biokompatibel, muss also nicht mehr steril abgedeckt werden. Die Spindelantriebe mit Anschlusskabel sind vorkonfektioniert und werden in die Lasersinter-Kinematik einfach eingeklippt (Abbildung 7-1).

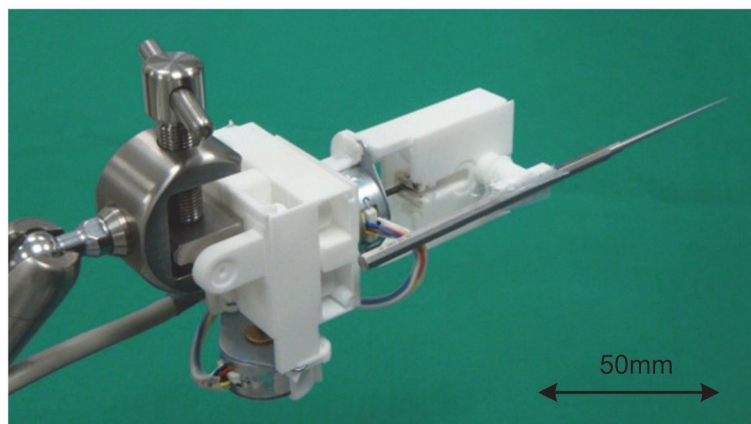


Abbildung 7-1: Einweg-Manipulator aus lasergesintertem Polyamid-Pulver. Die Spindelantriebe und das Instrument werden eingeklippt. Der Manipulator ist sterilisierbar und biokompatibel. © MiMed 2011.

Mikrochirurgisches Messsystem: Die Bestimmung von Abständen zwischen anatomischen Strukturen wird in allen Bereichen der Chirurgie benötigt. In der Mikrochirurgie werden besonders hohe Anforderungen an die Messmittel hinsichtlich Genauigkeit und Bedienbarkeit gestellt. Ein Beispiel ist die Vermessung des Abstandes der Stapesfußplatte zum Ambosschenkel (siehe Kapitel 3.1.5), der zur Bestimmung der richtigen Prothesenlänge benötigt wird. Bei den in dieser Arbeit vorgestellten Manipulatoren befindet sich die Positionssensorik an den Antrieben. Um Positionen mit der benötigten Genauigkeit von etwa 0,1 mm vermessen zu können, werden zusätzliche Sensoren direkt an den Linearachsen benötigt. Solch ein Messsystem wurde prototypisch umgesetzt und in Maier *et al.* (2011) publiziert.

Aktive Steuerkonsole: Motorisierte Eingabekonsolen sind aus dem Stand der Forschung bekannt und ermöglichen die Rückkopplung von Kräften auf den Bediener. In der Forschung wird nach wie vor diskutiert, ob und unter welchen Bedingungen der Einsatz von Eingabekonsolen mit Krafrückkopplung sinnvoll ist. Die Steuerkonsole des hier vorgestellten Mikro-Telemanipulationssystems ließe sich mit motorisierten Joysticks nachrüsten, sodass eine Krafrückkopplung, beim Einsatz geeigneter Kraftsensorik am Manipulator, realisiert werden könnte. Neben der haptischen Rückkopplung würde eine solche Steuerkonsole auch eine aktive Begrenzung von Bereichen ermöglichen, wenn das Mikro-Telemanipulationssystem beispielsweise mit einem Navigationssystem gekoppelt werden würde.

8 Anhang

Auszug aus den Messergebnissen des Experimentes aus Kapitel 6.3. Die Daten sind angegeben als Median, 95. Perzentil, Maximum, Minimum und 5. Perzentil.

Fehlerblöcke Anzahl:

	Median	95. P	Max	Min	5. P
Manuell	79	112	228	7	55
Manipulator	19	41	113	0	10
Vitom	50	100	212	0	16
Mikroskop	50	77	228	3	23
Studenten Manuell	100	153	228	25	64
Ärzte Manuell	67	93	186	7	46
Studenten Manipulator	16	24	81	0	8
Ärzte Manipulator	33	54	113	0	14
Vitom Manuell	98	147	212	25	60
Vitom Manipulator	16	31	113	0	9
Mikroskop Manipulator	27	42	112	3	13
Mikroskop Manuell	69	98	228	7	55

Versuchszeit in Sekunden:

	Median	95. P	Max	Min	5. P
Manuell	400	510	844	201	310
Manipulator	992	1189	1706	520	852
Vitom	682	941	1616	242	442
Mikroskop	577	1018	1706	201	356
Studenten-Manuell	437	534	746	222	386
Studenten-Manipulator	1060	1176	1443	520	953
Ärzte-Manuell	325	473	844	201	278
Ärzte-Manipulator	892	1193	1706	525	743
Vitom Manuell	437	563	844	242	347
Vitom Manipulator	947	1149	1616	520	858
Mikroskop Manipulator	1020	1240	1706	525	855
Mikroskop Manuell	347	465	594	201	271

Kraftüberschreitungen Anzahl:

	Median	95. P	Max	Min	5. P
Manuell	62	92	219	8	34
Manipulator	75	97	173	18	61
Vitom	73	96	206	11	57
Mikroskop	69	97	219	8	47
Studenten Manuell	71	103	191	13	39
Ärzte Manuell	55	79	219	8	30
Studenten Manipulator	78	98	163	18	60
Ärzte Manipulator	72	97	173	41	62
Vitom Manuell	59	89	206	11	39
Vitom Manipulator	85	98	163	27	70
Mikroskop Manipulator	69	96	173	18	58
Mikroskop Manuell	69	102	219	8	31

Maximalkraft in cN:

	Median	95. P	Max	Min	5. P
Manuell	296	413	864	208	254
Manipulator	299	314	335	232	286
Vitom	302	330	864	215	280
Mikroskop	296	322	688	208	267
Studenten Manuell	319	426	864	239	267
Ärzte Manuell	268	395	670	208	242
Studenten Manipulator	299	312	328	232	286
Ärzte Manipulator	302	314	335	232	289
Vitom Manuell	327	455	864	215	258
Vitom Manipulator	299	312	331	232	287
Mikroskop Manipulator	307	315	335	232	287
Mikroskop Manuell	272	336	688	208	253

RMS des Tremors in cN:

	Median	95. P	Max	Min	5. P
Manuell	3,81	4,43	6,31	2,25	3,26
Manipulator	1,56	1,80	2,33	1,03	1,40
Vitom	2,29	3,50	5,45	1,03	1,60
Mikroskop	2,29	4,07	6,31	1,14	1,54
Studenten Manuell	3,80	4,54	6,31	2,49	3,21
Ärzte Manuell	3,81	4,25	5,63	2,25	3,28
Studenten Manipulator	1,56	1,77	2,33	1,21	1,44
Ärzte Manipulator	1,58	1,82	2,13	1,03	1,30
Vitom Manuell	3,51	4,12	5,45	2,25	2,98
Vitom Manipulator	1,60	1,88	2,33	1,03	1,45
Mikroskop Manipulator	1,54	1,69	2,07	1,14	1,33
Mikroskop Manuell	4,08	4,93	6,31	2,51	3,54

9 Literatur

- Abbott, J.J.; Hager, G.D.; Okamura, A.M. (2003): „Steady-hand teleoperation with virtual fixtures“. In: *Proceedings of the 12th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication (ROMAN) Millbrae, USA*. IEEE, pp. 145-151.
- Allum, J.H.J.; Dietz, V.; Freund, H.-J. (1978): „Neuronal mechanisms underlying physiological tremor“. In: *Journal of neurophysiology*. 41 (3), pp. 557-71.
- Ang, W.T.; Riviere, C.N.; Khosla, P.K. (2000): „An active hand-held instrument for enhanced microsurgical accuracy“. In: *Proceedings of the Third International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), LNCS 1935, Pittsburgh, USA*. Springer Berlin Heidelberg, pp. 878-886.
- Arnold, W.; Ganzer, U. (2005): *Checkliste Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*. Georg Thieme Verlag.
- Asai, D.; Katopo, S.; Arata, J.; Warisawa, S.; Mitsuishi, M.; Morita, A.; Sora, S.; Kirino, T.; Mochizuki, R. (2004): „Micro-Neurosurgical System in the Deep Surgical Field“. In: *Proceedings of the 7th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), LNCS 3217, Saint-Malo, Frankreich*. Springer Berlin Heidelberg, pp. 33-40.
- Baek, Y.M.; Kozuka, Y.; Sugita, N.; Morita, A.; Sora, S.; Mochizuki, R.; Mitsuishi, M. (2010): „Highly Precise Master-Slave Robot System for Super Micro Surgery“. In: *Proceedings of the 3rd IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Tokyo, Japan*. IEEE, pp. 740-745.
- Baker, D.; Brett, P.N.; Griffiths, M.V.; Reyes, L. (1996): „A mechatronic drilling tool for ear surgery: A case study of some design characteristics“. In: *Mechatronics*. 6 (4), pp. 461-477.
- Ballantyne, G.H. (2002): „Robotic surgery, telerobotic surgery, telepresence, and telementoring. Review of early clinical results“. In: *Surgical Endoscopy*. 16 (10), pp. 1389-402.
- Baxter, L.K. (1996): *Capacitive Sensors: Design and Applications*. John Wiley and Sons.
- Bekey, G.; Yuh, J. (2008): „The Status of Robotics“. In: *IEEE Robotics & Automation Magazine*. 15 (1), pp. 80-86.
- Berkelman, P.; Boidard, E.; Cinquin, P.; Troccaz, J. (2003): „LER: The Light Endoscope Robot“. In: *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), Las Vegas, USA*. IEEE, pp. 2835-2840.
- Berkelman, P.; Whitcomb, L.; Taylor, H.R.; Jensen, P. (2000): „A Miniature Instrument Tip Force Sensor for Robot/Human Cooperative Microsurgical Manipulation with Enhanced Force Feedback“. In: *Proceedings of the Third International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), LNCS 1935, Pittsburgh, USA*. Springer Berlin Heidelberg, pp. 897-906.
- Bettini, A.; Lang, S.; Okamura, A.; Hager, G. (2002): „Vision Assisted Control for Manipulation Using Virtual Fixtures: Experiments at Macro and Micro Scales“. In: *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Washington DC, USA*. IEEE, pp. 3354-3361.
- Beutner, D.; Stumpf, R.; Preuss, S.F.; Zahnert, T.; Hüttenbrink, K.B. (2007): „Impact of TORP Diameter on Fracture of the Footplate“. In: *Laryngo-Rhino-Otologie*. 86 (2), pp. 112-6.
- Boeninghaus, H.G.; Lenarz, T. (2007): *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*. Springer Berlin Heidelberg.
- Boff, K.R.; Lincoln, J.E. (1988): *Engineering Data Compendium. Human Perception and Performance*. Aerospace Medical Research Lab Wright-Patterson, AFB, OH.

- Bose, B.; Kalra, A.K.; Thukral, S.; Sood, A.; Guha, S.K.; Anand, S. (1992): „Tremor Compensation for Robotics Assisted Microsurgery“. In: *Proceedings of the 14th International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Paris, Frankreich*. IEEE, pp. 1067-1068.
- Brett, P.N.; Taylor, R.P.; Proops, D.; Coulson, C.; Reid, A.; Griffiths, M.V. (2007): „A Surgical Robot for Cochleostomy“. In: *Proceedings of the 29th International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Lyon, Frankreich*. IEEE, pp. 1229-32.
- Carrozza, M.C.; Dario, P.; Jay, L.P.S. (2003): „Micromechatronics in Surgery“. In: *Transactions of the Institute of Measurement and Control*. 25 (4), pp. 309-327.
- Caversaccio, M.; Stieger, C.; Weber, S.; Häusler, R.; Nolte, L.-P. (2009): „Navigation and Robotics of the Lateral Skull Base“. In: *HNO*. 57 (10), pp. 975-82.
- Charles, S.; Das, H.; Ohm, T.; Boswell, C.; Rodriguez, G.; Steele, R.; Istrate, D. (1997): „Dexterity-Enhanced Telerobotic Microsurgery“. In: *Proceedings of the 8th International Conference on Advanced Robotics (ICAR), Monterey, USA*. IEEE, pp. 5-10.
- Charles, S.; Williams, R.E.; Hamel, B. (1989): „Design of a Surgeon-Machine Interface for Teleoperated Microsurgery“. In: *Proceedings of the International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Seattle, USA*. IEEE, pp. 883-884.
- Choi, D.Y.; Sandoval, R.; MacLachlan, R.A.; Ho, L.; Lobes, L.A.; Riviere, C.N. (2007): „Test of Tracing Performance with an Active Handheld Micromanipulator“. In: *Proceedings of the 29th International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Lyon, Frankreich*. IEEE, pp. 3638-41.
- Christian, C.K.; Gustafson, M.L.; Roth, E.M.; Sheridan, T.B.; Gandhi, T.K.; Dwyer, K.; Zinner, M.J.; Dierks, M.M. (2006): „A prospective study of patient safety in the operating room“. In: *Surgery*. 139 (2), pp. 159-73.
- Cleary, K.; Nguyen, C. (2001): „State of the Art in Surgical Robotics: Clinical Applications and Technology Challenges“. In: *Computer Aided Surgery*. 6 (6), pp. 312-28.
- Coulson, C.J.; Reid, A.P.; Proops, D.W.; Brett, P.N. (2007): „ENT challenges at the small scale“. In: *The international journal of medical robotics and computer assisted surgery*. 3 (2), pp. 91-6.
- Craig, J.J. (2005): *Introduction to robotics: mechanics and control*. Pearson/Prentice Hall.
- Dario, P.; Guglielmelli, E.; Allotta, B.; Carrozza, M.C. (1996): „Robotics for medical applications“. In: *IEEE Robotics & Automation Magazine*. 3 (3), pp. 44-56.
- Das, H.; Zak, H.; Johnson, J.; Crouch, J.; Frambach, D. (1999): „Evaluation of a telerobotic system to assist surgeons in microsurgery“. In: *Computer Aided Surgery*. 4 (1), pp. 15-25.
- Duval, C.; Jones, J. (2005): „Assessment of the amplitude of oscillations associated with high-frequency components of physiological tremor: impact of loading and signal differentiation“. In: *Experimental Brain Research*. 163 (2), pp. 261-6.
- Ebert, D. (2008): „Physiologische Grundlagen des Tremors“. In: *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*. 38 (06), pp. 439-448.
- Edelstein, D.R. (2008): *Revision Surgery in Otolaryngology*. Thieme Stuttgart.
- Falk, V.; McLoughlin, J.; Guthart, G.; Salisbury, J.K.; Walther, T.; Gummert, J.; Mohr, F.W. (1999): „Dexterity enhancement in endoscopic surgery by a computer-controlled mechanical wrist“. In: *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*. 8 (4), pp. 235-242.
- Federspil, P.A.; Stallkamp, J.; Plinkert, P.K. (2001): „Robotik - Eine neue Dimension in der HNO-Heilkunde?“. In: *HNO*. 49 (7), pp. 505-513.

- Fei, B.; Ng, W.S.; Chauhan, S.; Kwok, C.K. (2001): „The safety issues of medical robotics“. In: *Reliability Engineering and System Safety*. 73 (2), pp. 183-192.
- Finley, D.S.; Nguyen, N.T. (2005): „Surgical robotics“. In: *Current Surgery*. 62 (2), pp. 262-72.
- Glauser, D.; Flury, P.; Burckhardt, C.W. (1993): „Mechanical concept of the neurosurgical robot “Minerva”“. In: *Robotica*. 11 (06), pp. 567-575.
- Guerrouad, A.; Vidal, P. (1989): „SMOS: Stereotaxical Microtelemanipulator for Ocular Surgery“. In: *Proceedings of the 11th Annual International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society, Seattle, USA*. IEEE, pp. 879-880.
- Guthart, G.S.; Salisbury, J.K. (2000): „The Intuitive Telesurgery System: Overview and Application“. In: *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), San Francisco, USA*. IEEE, pp. 618-621.
- 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“. In: *Proceedings of the 4th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), LNCS 2208, Utrecht, Niederlande*. Springer Berlin Heidelberg, pp. 591-598.
- Hein, A.; Lueth, T.C. (1999): „Image-Based Control of Interactive Robotics Systems“. In: *Proceedings of the 2nd Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI) LNCS 1679, Cambridge, Großbritannien*. Springer Berlin Heidelberg, pp. 1125-1132.
- Hein, A.; Lüth, T.C. (2001): „Architektur und Anwendungen eines zugelassenen Medizinroboters“. In: *at - Automatisierungstechnik*. 49 (7), pp. 320-328.
- Hildmann, H.; Sudhoff, H. (2006): *Middle Ear Surgery*. Springer Berlin Heidelberg.
- Hockstein, N.G.; Gourin, C.G.; Faust, R.A.; Terris, D.J. (2007): „A history of robots: from science fiction to surgical robotics“. In: *Journal of Robotic Surgery*. 1 (2), pp. 113-118.
- Hofer, M.; Dietz, A.; Strauss, G. (2011): „Chirurgische Manipulatoren in der Ohrchirurgie - Eine Zukunftsvision?“. In: *Laryngo-Rhino-Otologie*. 90 , pp. 200-204.
- Hongo, K.; Goto, T.; Miyahara, T.; Kakizawa, Y.; Koyama, J.; Tanaka, Y. (2006): „Telecontrolled micromanipulator system (NeuRobot) for minimally invasive neurosurgery“. In: *Medical Technologies in Neurosurgery*. 98 , pp. 63-66.
- Hongo, K.; Kobayashi, S.; Kakizawa, Y.; Koyama, J.; Goto, T.; Okudera, H.; Kan, K.; Fujie, M.G.; Iseki, H.; Takakura, K. (2002): „NeuRobot: Telecontrolled Micromanipulator System for Minimally Invasive Microneurosurgery - Preliminary Results“. In: *Neurosurgery*. 51 (4), pp. 985-88.
- Hunter, I.W.; Doukoglou, T.D.; Lafontaine, S.R.; Charette, P.G. (1993): „A teleoperated microsurgical robot and associated virtual environment for eye surgery“. In: *Presence*. 2 (4), pp. 265-280.
- Hunter, I.W.; Jones, L.A.; Sagar, M.A.; Lafontaine, S.R.; Hunter, P.J. (1995a): „Ophthalmic microsurgical robot and associated virtual environment“. In: *Computers in Biology and Medicine*. 25 (2), pp. 173-182.
- Hunter, I.W.; Lafontaine, S.; Nielsen, P.M.F.; Hunter, P.J.; Hollerbach, J.M. (1990): „Manipulation and dynamic mechanical testing of microscopic objects using a tele-micro-robot system“. In: *IEEE Control Systems Magazine*. 10 (2), pp. 3-9.
- Hunter, I.W.; Lafontaine, S.R.; Brenan, C.J.H.; Jones, L.A. (1995b): „Medical robots and micro machines“. In: *Proceedings of the Sixth International Symposium on Micro Machine and Human Science (MHS), Nagoya, Japan*. IEEE, pp. 25-30.

- Häusler, R. (2000): „Fortschritte in der Stapeschirurgie“. In: *Laryngo-Rhino-Otologie*. 79 (S2), pp. 95-139.
- Hüttenbrink, K. (1993): „Manipulating the mobile stapes during tympanoplasty: the risk of stapedia luxation“. In: *The Laryngoscope*. 103 (6), pp. 668-72.
- Iordachita, I.; Kapoor, A.; Mitchell, B.; Kazanzides, P.; Hager, G.; Handa, J.; Taylor, R. (2006): „Steady-hand manipulator for retinal surgery“. In: *Proceedings of the 9th Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), Medical Robotics Workshop, Copenhagen, Dänemark*, pp. 66-73.
- Kaburlasos, V.G.; Petridis, V.; Brett, P.N.; Baker, D.A. (1999): „Estimation of the stapes-bone thickness in the stapedotomy surgical procedure using a machine-learning technique“. In: *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. 3 (4), pp. 268-77.
- Klask, J.; Schmelzer, A. (2003): „Postoperative complications in stapes surgery. An analysis of medical and economic aspects.“. In: *HNO*. 51 (11), pp. 893-7.
- Koulechov, K.; Rapoport, T.; Lueth, T.C. (2006): „Miniaturized, Autoclavable Surgical Robot“. In: *at - Automatisierungstechnik*. 54 (5), pp. 213-221.
- Kraus, T.; Strauss, G.; Krinninger, M.; Dietz, A.; Lüth, T.C. (2009): „The DeltaScope: an endoscope camera manipulator system for ENT surgery“. In: *Proceedings of the 23rd International Congress and Exhibition of Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS), Berlin, Deutschland*. pp. 117-118.
- Krinninger, M.; Strauß, G.; Markert, M.; Kraus, T.; Dietz, A.; Lueth, T.C. (2009): „The Kinematic Design of the New Endoscope Manipulator System (EMS) for Functional Endoscopic Sinus Surgery and Familiar Techniques in ENT Surgery“. In: *Proceedings of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, München, Deutschland*. Springer Berlin Heidelberg, pp. 267-270.
- Ku, S.; Salcudean, S.E. (1996): „Design and control of a teleoperated microgripper for microsurgery“. In: *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Minneapolis, USA*. IEEE, pp. 889-894.
- Kunstmann, C. (1999): „Handhabungssystem mit optimierter Mensch-Maschine-Schnittstelle für die Mikromontage“. Dissertation an der TU Darmstadt (VDI Reihe 8 751).
- Kwoh, Y.S.; Hou, J.; Jonckheere, E.A.; Hayati, S. (1988): „A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery.“. In: *IEEE transactions on bio-medical engineering*. 35 (2), pp. 153-60.
- Lenze, C.; Chaudri, N.; Volling, P.; Hein, A. (2004): „Concept for a navigated microsurgical assistant system for middle ear surgery“. In: *Tagungsband der 3. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V. (CURAC), München, Deutschland*.
- Li, Q.H.; Zamorano, L.; Pandya, A.; Perez, R.; Gong, J.; Diaz, F. (2002): „The application accuracy of the NeuroMate robot - A quantitative comparison with frameless and frame-based surgical localization systems“. In: *Computer Aided Surgery*. 7 (2), pp. 90-8.
- Liehn, M.; Middelanis-Neumann, I.; Steinmüller, L.; Döhler, R. (2007): *OP-Handbuch: Grundlagen, Instrumentarium, OP-Ablauf*. Springer Medizin Verlag Heidelberg.
- Lippold, O.C.J.; Williams, E.J.; Wilson, C.G. (1980): „Finger tremor and cigarette smoking“. In: *British journal of Clinical Pharmacology*. 10 (1), pp. 83-6.
- Long, J.; Cinquin, P.; Troccaz, J.; Voros, S.; Berkelman, P.; Descotes, J.; Letoublon, C.; Rambeaud, J. (2007): „Development of the Miniaturised Endoscope Holder LER (Light Endoscope Robot) for Laparoscopic Surgery“. In: *Journal of Endourology*. 21 (8), pp. 911-4.

- Lüth, T.C. (2006): „TUM-Point: Ein 4-achsiger autoklavierbarer Chirurgie-Roboter“. In: *Tagungsband der 5. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V. (CURAC), Hannover, Deutschland*.
- Lüth, T.C.; Bier, J. (1999): „Robot assisted intervention in surgery“. In: *Navigated brain surgery. Interdisciplinary views of neuronavigation from neurosurgeons and computer scientists*. Wissenschaftsverlag Mainz Aachen, pp. 219-229.
- Lüth, T.C.; Bier, J.; Bier, A.; Hein, A. (2001): „Verfahren und Gerätesystem zum Materialabtrag oder zur Materialbearbeitung“. DE 101 17 403 C2 (Patent).
- Lüth, T.C.; Hein, A. (2000): „Medizinrobotik (Medical Robotics)“. In: *it+ti - Informationstechnik und Technische Informatik*. 42 (1), pp. 24-30.
- Lüth, T.C.; Hein, A. (2002): „Navigated Control–Ein neuer Ansatz für das exakte Fräsen an der Wirbelsäule“. In: *Tagung Robotik, Ludwigsburg, Deutschland*. VDI-Verlag, Düsseldorf, pp. 515-520.
- Lüth, T.C.; Strauss, G. (2010): „Diskussion unterschiedlicher Assistenzmethoden für die Endoskopie aus technischer Sicht“. In: *Endo heute*. 23 (1), pp. 53-58.
- Maier, T.; Meschede, T.; Strauss, G.; Kraus, T.; Dietz, A.; Lüth, T.C. (2010a): „Joystick Control with Capacitive Release Switch for a Microsurgical Telem manipulator“. In: *2010 IEEE Human System Interaction, Rzeszow, Poland*. IEEE, pp. 223-229.
- Maier, T.; Strauss, G.; Bauer, F.; Grasser, A.; Hata, N.; Lüth, T.C. (2011): „Distance Measurement in Middle Ear Surgery using a Telem manipulator“. In: *Proceedings of the 14th Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), LNCS 6891, Toronto, Kanada*. Springer Heidelberg, pp. 41-48.
- Maier, T.; Strauss, G.; Hofer, M.; Kraus, T.; Runge, A.; Stenzel, R.; Gumprecht, J.; Berger, T.; Dietz, A.; Lüth, T.C. (2010b): „A new Micromanipulator System for middle ear surgery“. In: *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Anchorage, Alaska*. IEEE, pp. 1568-1573.
- Maier, T.; Strauss, G.; Scholz, M.; Berger, T.; Kielhorn, A.; Entsfellner, K.; Willim, C.; Büscher, W.; Dietz, A.; Lüth, T.C. (2012): „A new evaluation and training system for micro-telem manipulation at the middle ear“. In: *Proceedings of the 34th International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), San Diego, USA*. IEEE, zur Publikation angenommen.
- Manrique, M.J.; Savall, J.; Cervera-Paz, F.J.; Rey, J.; Der, C.; Echeverria, M.; Ares, M. (2007): „Atraumatic surgical approach to the cochlea with a micromanipulator“. In: *Acta Otolaryngologica*. 127 (2), pp. 122-31.
- McBeth, P.B.; Louw, D.F.; Rizun, P.R.; Sutherland, G.R. (2004): „Robotics in neurosurgery“. In: *American Journal of Surgery*. 188 (4A), pp. 68-75.
- Miroir, M.; Nguyen, Y.; Szewczyk, J.; Mazalaigue, S.; Ferrary, E.; Sterkers, O.; Grayeli, A.B. (2010): „RobOtol : From Design to Evaluation of a Robot for Middle Ear Surgery“. In: *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Taipei, Taiwan*. IEEE, pp. 850-856.
- Miroir, M.; Szewczyk, J.; Nguyen, Y.; Mazalaigue, S.; Sterkers, O. (2008): „Design of a robotic system for minimally invasive surgery of the middle ear“. In: *Proceedings of the 2nd IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Scottsdale, USA*. IEEE, pp. 747-752.

- Mitchell, B.; Koo, J.; Iordachita, I.; Kazanzides, P.; Kapoor, A.; Handa, J.; Hager, G.; Taylor, R. (2007): „Development and Application of a New Steady-Hand Manipulator for Retinal Surgery“. In: *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Rom, Italien*. IEEE, pp. 623-629.
- Mitsuishi, M.; Iizuka, Y.; Watanabe, H.; Hashizume, H.; Fujiwara, K. (1998): „Remote operation of a micro-surgical system“. In: *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Leuven, Belgien*. IEEE, pp. 1013–1019.
- Moll, F.H.; Rosa, D.J.; Ramans, A.D.; Blumenkranz, S.J.; Guthart, G.S.; Niemeyer, G.D.; Nowlin, W.C.; Salisbury, K.J.; Tierney, M.J. (2003): „Cooperative minimally invasive telesurgical system“. US 6659939, Intuitive Surgical, Inc. (Patent).
- Mürbe, D.; Hüttenbrink, K.B.; Zahnert, T.; Vogel, U.; Tassabehji, M.; Kuhlisch, E.; Hofmann, G. (2001): „Tremor in otosurgery: influence of physical strain on hand steadiness“. In: *Otology & Neurotology*. 22 (5), pp. 672-7.
- Nadol, J.B.; McKenna, M.J. (2005): „Surgery for Otosclerosis and Fixation of the Stapes“. In: *Surgery of the ear and temporal bone*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Nakano, T.; Sugita, N.; Ueta, T.; Tamaki, Y.; Mitsuishi, M. (2009): „A parallel robot to assist vitreoretinal surgery“. In: *International journal of computer assisted radiology and surgery*. 4 (6), pp. 517-26.
- De Nil, L.F.; Lafaille, S.J. (2002): „Jaw and finger movement accuracy under visual and nonvisual feedback conditions“. In: *Perceptual and motor skills*. 95 (3 Pt 2), pp. 1129-1140.
- Nowatschin, S. (2009): „CIO-Computer Integrated Operationroom: Neue Konzepte und Systeme für einen Computer-Integrierten Operationssaal“. Dissertation an der Technischen Universität München.
- Petzold, B. (2008): „Entwicklung eines Operatorarbeitsplatzes für die telepräsenste Mikromontage“. Dissertation an der Technischen Universität München.
- Reinhart, G.; Clarke, S.; Petzold, B.; Schilp, J.; Milberg, J. (2004): „Telepresence as a solution to manual micro-assembly“. In: *CIRP Annals - Manufacturing Technology*. pp. 21-24.
- Reiter, A.; Nitsch, V.; Reinhart, G.; Färber, B. (2009): „Effects of Visual and Haptic Feedback on Telepresent Micro Assembly Tasks“. In: *3rd International Conference on Changeable Agile Reconfigurable and Virtual Production CARV 2009, München, Germany*. pp. 735–746.
- Rembold, U.; Burghart, C.R. (2001): „Surgical robotics: An introduction“. In: *Journal of Intelligent and Robotic Systems*. 30 (1), pp. 1-28.
- Riviere, C.N.; Ang, W.T.; Khosla, P.K. (2003): „Toward active tremor canceling in handheld microsurgical instruments“. In: *IEEE Transactions on Robotics and Automation*. 19 (5), pp. 793-800.
- Riviere, C.N.; Khosla, P.K. (1998): „Error recognition for rehabilitation and microsurgery“. In: *Proceedings of the sixth ACM international conference on Multimedia Face/gesture recognition and their applications (MULTIMEDIA), New York, USA*. ACM Press, pp. 30-32.
- Rizun, P.R.; McBeth, P.B.; Louw, D.F.; Sutherland, G.R. (2004): „Robot-Assisted Neurosurgery“. In: *Surgical Innovation*. 11 (2), pp. 99-106.
- Ross, S.M. (2006): *Statistik für Ingenieure und Naturwissenschaftler*. Spektrum Akademischer Verlag.
- Rothbaum, D.L.; Roy, J.; Hager, G.D.; Taylor, R.H.; Whitcomb, L.L.; Francis, H.W.; Niparko, J.K. (2003): „Task performance in stapedotomy: Comparison between surgeons of different experience levels“. In: *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*. 128 (1), pp. 71-7.

- Rothbaum, D.L.; Roy, J.; Stoianovici, D.; Berkelman, P.; Hager, G.D.; Taylor, R.H.; Whitcomb, L.L.; Francis, H.W.; Niparko, J.K. (2002): „Robot-assisted stapedotomy: micropick fenestration of the stapes footplate“. In: *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*. 127 (5), pp. 417-26.
- Salcudean, S.E.; Ku, S.; Bell, G. (1997): „Performance measurement in scaled teleoperation for microsurgery“. In: *Proceedings of the First Joint Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medical Robotics and Computerassisted Surgery (CVRMED-MRCAS), LNCS 1205, Grenoble, Frankreich*. Springer Berlin Heidelberg, pp. 789-798.
- Salcudean, S.E.; Wong, N.M.; Hollis, R.L. (1992): „A force-reflecting teleoperation system with magnetically levitated master and wrist“. In: *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Nizza, Frankreich*. IEEE, pp. 1420-1426.
- Salcudean, S.E.; Yan, J. (1994): „Towards a force-reflecting motion-scale system for microsurgery“. In: *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), San Diego, USA*. IEEE, pp. 2296-2301.
- Sanna, M.; Sunose, H.; Mancini, F.; Russo, A.; Taibah, A. (2003): *Middle Ear and Mastoid Microsurgery*. Georg Thieme Verlag.
- Saraf, Sanjay (2008): „Robotic Assisted Microsurgery (RAMS): Application in Plastic Surgery“. In: *Medical Robotics*. InTech pp. 363 - 376.
- Schauer, D.; Hein, A.; Lüth, T.C. (2003a): „Dynamic force control for a miniaturised medical robot system“. In: *Proceedings of the IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), Port Island, Kobe, Japan*. IEEE, pp. 1090-1095.
- Schauer, D.; Hein, A.; Lüth, T.C. (2003b): „RoboPoint—an autoclavable interactive miniature robot for surgery and interventional radiology“. In: *Proceedings of the 17th International Congress and Exhibition of Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS), London, Großbritannien*. Elsevier, pp. 555-560.
- Schenker, P.S.; Das, H.; Ohm, T.R. (1995): „A new robot for high dexterity microsurgery“. In: *First International Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine (CVRMED), LNCS 905*. Springer Berlin Heidelberg, pp. 115-122.
- Schmidt, H. (1997): „Was ist Genauigkeit?—Zum Einfluss systematischer Abweichung auf Mess- und Ausgleichungsergebnisse“. In: *Vermessungswesen und Raumordnung*. 4 (59), pp. 173-184.
- Schurzig, D.; Labadie, R.F.; Hussong, A.; Rau, T.S.; Webster, R.J. (2010): „A Force Sensing Automated Insertion Tool for Cochlear Electrode Implantation“. In: *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Anchorage, Alaska*. IEEE, pp. 3674-3679.
- Schwager, K. (2004): „Management intraoperativer Komplikationen bei der Mittelohrchirurgie“. In: *Laryngo-Rhino-Otologie*. 83 (11), pp. 761-2.
- Schwager, K. (2007a): „Akute Komplikationen in der Mittelohrchirurgie. Teil 1: Probleme während der Tympanoplastik – was tun?“. In: *HNO*. Springer 55 (4), pp. 307–317.
- Schwager, K. (2007b): „Akute Komplikationen in der Mittelohrchirurgie. Teil 2: Missgeschicke in der klassischen Stapeschirurgie und ihre Behebung“. In: *HNO*. 55 (5), pp. 411-8.
- Semmler, J.G.; Nordstrom, M.A. (1998): „Motor unit discharge and force tremor in skill- and strength-trained individuals“. In: *Experimental Brain Research*. 119 (1), pp. 27-38.
- Shah, N.; Hemal, A.; Menon, M. (2005): „Robotic-assisted laparoscopic surgery in urology: a historical perspective“. In: *Indian Journal of Urology*. 21 (2), pp. 79-82.

- Shi, J.; Stenzel, R.; Wenger, T.; Lüth, T.C. (2010): „Accuracy study of a new assistance system under the application of Navigated Control® for manual milling on a head phantom“. In: *Proceedings of the 32th International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Buenos Aires, Argentinien*. IEEE, pp. 2296–2299.
- Shiffman, S.M.; Gritz, E.R.; Maltese, J.; Lee, M.A.; Schneider, N.G.; Jarvik, M.E. (1983): „Effects of cigarette smoking and oral nicotine on hand tremor“. In: *Clinical Pharmacology and Therapeutics*. Palgrave Macmillan Ltd 33 (6), pp. 800-805.
- Singh, S.P.N.; Riviere, C.N. (2002): „Physiological tremor amplitude during retinal microsurgery“. In: *Proceedings of the 28th Annual IEEE Northeast Bioengineering Conference (NEBEC), Philadelphia, USA*. IEEE, pp. 171-172.
- Stoianovici, D.; Whitcomb, L.L.; Anderson, J.H.; Taylor, H.R.; Kavoussi, L.R. (1998): „A modular surgical robotic system for image guided percutaneous procedures“. In: *Proceedings of the International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), LNCS 1496, Cambridge, USA*. Springer Berlin Heidelberg, pp. 404-410.
- Stone, R.; McCloy, R. (2004): „Ergonomics in medicine and surgery“. In: *British Medical Journal*. 328 (7448), pp. 1115-8.
- Strauss, G.; Aries, F.; Abri, O.; Dietz, A.; Meixensberger, J.; Lüth, T.C. (2010): „Konzeption, Realisierung und Analyse einer neuartigen OP-Konzeption für die HNO-Chirurgie“. In: *HNO*. 58 (11), pp. 1074-84.
- Strauss, G.; Hofer, M.; Bahrami, N.; Dittrich, E.; Strauss, M.; Dietz, A. (2009): „Ein neues Visualisierungssystem für die HNO-Chirurgie (HD-PVS)“. In: *HNO*. 57 (5), pp. 455-65.
- Strauss, G.; Winkler, D.; Jacobs, S.; Trantakis, C.; Dietz, A.; Bootz, F.; Meixensberger, J.; Falk, V. (2005): „Mechatronik in der HNO-Chirurgie“. In: *HNO*. 53 (7), pp. 623-30.
- Sutherland, G.R.; Latour, I.; Greer, A.D. (2008): „Integrating an image-guided robot with intraoperative MRI“. In: *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 27 (3), pp. 59–65.
- Sutherland, G.R.; Louw, D.F.; McBeth, P.B.; Fielding, T.; Gregoris, J.D. (2006): „Microsurgical Robot System“. US 7155316, Microrobotics Corporation, (Patent).
- Takahashi, H.; Yonemura, T.; Sugita, N.; Mitsuishi, M.; Sora, S.; Morita, A.; Mochizuki, R. (2008): „Master manipulator with higher operability designed for micro neuro surgical system“. In: *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Pasadena, USA*. IEEE, pp. 3902–3907.
- Taylor, R.H. (2006): „A Perspective on Medical Robotics“. In: *Proceedings of the IEEE*. 94 (9), pp. 1652-1664.
- 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 Magazine*. 14 (3), pp. 279-288.
- Taylor, R.H.; Jensen, P.; Whitcomb, L.; Barnes, A.; Kumar, R.; Stoianovici, D.; Gupta, P.; Wang, Z.; Dejuan, E.; Kavoussi, L. (1999): „A Steady-Hand Robotic System for Microsurgical Augmentation“. In: *The International Journal of Robotics Research*. 18 (12), pp. 1201-1210.
- Taylor, R.H.; Stoianovici, D. (2003): „Medical robotics in computer-integrated surgery“. In: *IEEE Transactions on Robotics and Automation*. 19 (5), pp. 765-781.
- Theissing, J.; Rettinger, G.; Werner, J.A. (2006): *HNO-Operationslehre*. Thieme Stuttgart.
- Theissing, J.; Rettinger, G.; Werner, J.A. (2010): *ENT-Head and Neck Surgery: Essential Procedures*. Thieme Stuttgart.

- Tita, R.; Lüth, T.C. (2007): „Free isocentric 3d imaging and a novel approach for wobble trajectories using a modified standard c-arm“. In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Lyon, Frankreich*. IEEE, pp. 4418-21.
- Tonndorf, J. (1973): „Die Physik des Mittelohres“. In: *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. 205 (2), pp. 217–221.
- Tsui, I.; Tsirbas, A.; Mango, C.W.; Schwartz, S.D.; Hubschman, J. (2010): „Robotic Surgery in Ophthalmology“. In: *Robot Surgery*. INTECH Croatia.
- Ueta, T.; Nakano, T.; Ida, Y.; Sugita, N.; Mitsuishi, M.; Tamaki, Y. (2010): „Comparison of robot-assisted and manual retinal vessel microcannulation in an animal model“. In: *The British Journal of Ophthalmology*. 95 (5), pp. 731-4.
- Ueta, T.; Yamaguchi, Y.; Shirakawa, Y.; Nakano, T.; Ideta, R.; Noda, Y.; Morita, A.; Mochizuki, R.; Sugita, N.; Mitsuishi, M.; Tamaki, Y. (2009): „Robot-assisted vitreoretinal surgery: Development of a prototype and feasibility studies in an animal model“. In: *Ophthalmology*. 116 (8), pp. 1538-1543.
- Wei, W.; Goldman, R.; Simaan, N.; Fine, H.; Chang, S. (2007): „Design and Theoretical Evaluation of Micro-Surgical Manipulators for Orbital Manipulation and Intraocular Dexterity“. In: *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Rom, Italien*. IEEE, pp. 3389-3395.
- Wei, W.; Goldman, R.E.; Fine, H.F.; Chang, S.; Simaan, N. (2009): „Performance Evaluation for Multi-arm Manipulation of Hollow Suspended Organs“. In: *IEEE Transactions on Robotics*. 25 (1), pp. 147-157.
- Üneri, A.; Balicki, M.A.; Handa, J.; Gehlbach, P.; Taylor, R.H.; Iordachita, I. (2010): „New steady-hand Eye Robot with micro-force sensing for vitreoretinal surgery“. In: *Proceedings of the 3rd IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), Tokyo, Japan*. IEEE, pp. 814–819.

10 Betreute Studienarbeiten

Im Rahmen der Arbeiten zu dieser Dissertation am Lehrstuhl MiMed wurden mehrere Studienarbeiten unter wesentlicher wissenschaftlicher, fachlicher und inhaltlicher Anleitung des Autors betreut, deren Inhalte teilweise in diese Arbeit eingeflossen sind. Der Autor dankt für die Unterstützung.

Bartl, A. (2011): „Integration und aktive Ausrichtung von medizinischen Miniaturkameras“. Semesterarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 4808. Eingeflossen in Kapitel 4.6.4 und Kapitel 5.3.

Bauer, F. (2011): „Positionsmessung im Mittelohr durch einen medizinischen Mikromanipulator“. Diplomarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 4868. Eingeflossen in Kapitel 6.2.

Büscher, W. (2011): „Phantom zur Evaluierung eines medizinischen Mikromanipulators“. Semesterarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 4779. Eingeflossen in Kapitel 4.6.5, Kapitel 6.3 sowie Kapitel 5.4.

Cesmeci, D. (2009): „Entwicklung von Linearführungen für einen medizinischen Mikromanipulator“. Semesterarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 4561.

Entsfellner, K. (2011): „Entwicklung nachgiebiger Mechanismen für medizinische Manipulatoren durch Lasersintern. Diplomarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 4797. Eingeflossen in Kapitel 7.

Fröhlich, M. (2010): „Dynamische Skalierung eines medizinischen Mikromanipulators“. Semesterarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 4786. Eingeflossen in Kapitel 4.6.3 und Kapitel 6.5.

Grasser, A. (2011): „Koppelung eines medizinischen Mikromanipulators mit einem Navigationssystem“. Semesterarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 4867. Eingeflossen in Kapitel 6.2.

He, X. (2009): „Force Sensing Microsurgical Tool for Retinal Surgery“. Diplomarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 4610.

Hellings, A. (2008): „Mikrocontrollerbasierte Antriebseinheit für medizinische Instrumente“. Semesterarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 4515.

Kuru, I. (2010): „Kinematiken mit fiktivem Drehpunkt für einen medizinischen Mikromanipulator“. Semesterarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 4770. Eingeflossen in Kapitel 3.5.1, Kapitel 4.6.2, Kapitel 5.1.3 und Kapitel 6.6.

Meschede T. (2010): „Entwicklung eines berührungslosen Schalters für eine medizinische Steuerung“. Semesterarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 4619. Eingeflossen in Kapitel 4.6.3 und Kapitel 5.2.3.

Radina, C. (2009): „Aufbau und Inbetriebnahme des chirurgischen Instrumentenhalters SurgiScope“. Semesterarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 4501.

Willim, C. (2010): „Kraftsensorik für einen medizinischen Mikromanipulator“. Semesterarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 4777. Eingeflossen in Kapitel 4.6.5 Kapitel 5.4 und Kapitel 6.3.