

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN
LEHRSTUHL FÜR MIKROTECHNIK UND MEDIZINGERÄTETECHNIK
UNIV.-PROF. DR. RER. NAT. TIM C. LÜTH

Sonic-CT – Ein Medizingerät zur kontinuierlichen, transkutanen Ultraschallbildgebung für minimal-invasive Eingriffe in der Urologie

Jan David Jerome Gumprecht

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

Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)

genehmigten Dissertation.

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

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth
2. Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Alois C. Knoll

Die Dissertation wurde am 22.09.2015 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die promotionsführenden Einrichtung Fakultät für Maschinenwesen am 05.07.2016 angenommen.

Zusammenfassung

Diese Arbeit stellt ein neuartiges Medizingerät vor, das zum ersten Mal eine kontinuierliche Ultraschallbildgebung während minimal-invasiver Eingriffe in der Urologie ermöglicht. Das Gerät besteht aus einem tragbaren Manipulator mit einer motorisierten kartesischen Kinematik zum intraoperativen Fixieren und Führen einer transkutanen Ultraschallsonde. Der Manipulator enthält eine Vorlaufstrecke, die eine einmalige Ausrichtung des Geräts zu Beginn der Operation erlaubt. Zur Ausrichtung des bildgebenden Systems am Patienten werden drei Positioniervorrichtungen beschrieben. Für die Steuerung des Gerätes wurden drei Lösungen erforscht und umgesetzt: Ein Verfahren zum automatischen Positionieren der Ultraschallsonde auf das Operationsgebiet und zwei Ansätze zur Steuerung mittels Telemanipulation. Das System wurde durch Chirurgen des urologischen Universitätsklinikums Leipzig positiv validiert.

Stichwörter Computer gestützte Chirurgie, Geschwindigkeitssteuerung, intraoperative sonographische Bildgebung, Joystick-Steuerung, kartesische Kinematik, Laparoskopie, laparoskopisches Training, mechatronisches Assistenzsystem, Medizingerät, Medizininformatik, Medizinrobotik, Medizintechnik, Mensch-Maschine-Schnittstelle, minimal-invasiv, modulare Steuerung, modulares Bedienkonzept, Nephrektomie, Nierenkarzinom, Nierenkrebs, Nierenphantom, Nierenzellkarzinom, Positionsteuerung, Robotik, Segmentierung, Sonographie, sterile, situsnahe Bedienung, Telemanipulation, Ultraschall, Ultraschall Vorlaufstrecke, Ultraschallsonde, Urologie, Visual-Servoing.

*„Wer immer nur das tut, was er schon kann,
wird immer nur das sein, was er schon ist.“*

– HENRY FORD

Abstract

This thesis presents a new medical device that permits ultrasound imaging during minimally-invasive urologic interventions for the first time. The device consists of a portable manipulator incorporating a motorized Cartesian kinematics that holds and guides a transcutaneous ultrasound probe. The manipulator employs an ultrasound stand-off that allows for a single alignment of the device at the beginning of the operation. For the alignment of the imaging system three apparatuses are described. Further, three solutions to control the system were researched and implemented: one method to automatically align the ultrasound probe at the operating field and two approaches to control the device via telemanipulation. The system was positively validated by surgeons at the urologic clinic of the University of Leipzig.

Keywords Cartesian kinematics, computer aided surgery (CAS), human-machine-interface (HMI), intraoperative sonographic imaging, joystick-control, kidney cancer, kidney phantom, laparoscopic training, laparoscopy, mechatronic assistant system, medical device, medical informatics, medical robotics, medical device technology, minimally-invasive, modular control concept, nephrectomy, position-control, renal carcinoma, robotics, segmentation, sonography, telemanipulation, ultrasound, ultrasound stand-off, sterile steering, urology, velocity-control, visual servoing.

„Behandle die Menschen so, als wären sie, wie sie sein sollten und du hilfst ihnen zu werden, was sie sein könnten“

– JOHANN WOLFGANG VON GÖTHE

Vorwort

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

Herrn Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth (Ordinarius des Lehrstuhls für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik der Technischen Universität München) danke ich sehr herzlich für die intensive fachliche und persönliche Betreuung. Besonders dankbar bin ich für die ausgezeichnete Förderung und für die umfassenden Entwicklungsmöglichkeiten, die mir während und außerhalb der Promotion geboten wurden. Ich habe mit Hilfe dieser Unterstützung Fähigkeiten entwickelt, die es mir nun ermöglichen Herausforderungen zu meistern von denen ich vorher nicht einmal wusste, dass sie existieren.

Herrn Prof. Dr.-Ing. Alois C. Knoll (Ordinarius des Lehrstuhls für Echtzeitsysteme und Robotik der Technischen Universität München) danke ich ausdrücklich für die Betreuung der Arbeit als Zweitgutachter sowie sein Interesse und die damit verbundenen Anregungen für die Arbeit.

Herrn Prof. Dr.-Ing. Gunther Reinhart (Ordinarius für Betriebswissenschaften und Montagetechnik an der Technischen Universität München) danke ich herzlich für die Bereitschaft, den Prüfungskommissionsvorsitz zu übernehmen.

Herrn Prof. Dr. med. Jens-Uwe Stolzenburg (Direktor der Klinik und Poliklinik für Urologie des Universitätsklinikums Leipzig AöR) danke ich für die gute Kooperation und die anregenden fachlichen Diskussionen im Rahmen der Promotion und des gemeinsamen Forschungsprojektes. Insbesondere danke ich Herrn Dr. med. Do Hoang Minh, Herrn Martin Nicolaus und Herrn Dr. med. Toni Franz für die Betreuung am Universitätsklinikums Leipzig.

Ich danke allen KollegInnen am Lehrstuhl für die fachliche Unterstützung, Ihre Anregungen sowie fachliche und nicht fachliche Diskussionen, insbesondere Dr.-Ing. Lorenzo D’Angelo, Konrad Entfellner, Markus Kagerer, Ismail Kuru, Jakob Neuhäuser, Jonas Pfeiffer, Daniel Roppenecker und Thomas Ottnad. Besonderer Dank gebührt Dr.-Ing. Thomas Maier-Eschenlohr, Johannes Coy, Dr.-Ing. Tobias Kraus für deren herausragendes Engagement, das mir bei der Meisterung so mancher Herausforderung geholfen hat. Zudem danke ich allen von mir betreuten Studierenden für deren engagierte Arbeit, insbesondere Florian Geiger, Michael Baumann, Robert Wohlfarth und Christian Rabus.

Besonders herzlich möchte ich mich bei meiner Familie bedanken. Die stetige Unterstützung und Motivation meiner Eltern, Irmgard und Mathias Gumprecht, hat mir erst meine hervorragende Ausbildung und die Promotion ermöglicht. Meinem Bruder, Jesco Gumprecht, und seiner Freundin, Svenja Becker, danke ich für die vielen guten Anregungen und den Rückhalt, den Sie mir immer dann gegeben haben, wenn ich ihn gebraucht habe. Michael Podolski danke ich für die vielen kritischen Diskussionen insbesondere in Bezug auf den Elfenbeinturm der Wissenschaft. Besonderer Dank gilt allen meinen Freunden, die mich während der Promotion insbesondere bei der Korrektur der Dissertation unterstützt haben. Nicht zuletzt danke ich meiner Frau Dr. rer. nat. Madeleine Seeland dafür, dass Sie mir immer den Rücken frei gehalten und mir mit ihrer Liebe zu der Stärke verholfen hat, die ich gebraucht habe, um meine Ziele zu erreichen.

Jan D.J. Gumprecht, Ismaning im September 2015

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	V
1 Problemstellung	1
1.1 Einführung – Krebs, zentrale Herausforderung unserer Zeit	1
1.2 Anwendung – Therapie von Nierenkrebs	3
1.3 Medizinische Problemstellung	14
1.4 Technische Problemstellung	15
1.5 Zielsetzung und Struktur dieser Arbeit	16
2 Stand der Technik	17
2.1 Intraoperative sonographische Bildgebung	17
2.1.1 Physikalische Grundlagen	18
2.1.2 Anwendung der Sonographie in der laparoskopischen partiellen Nephrektomie	24
2.2 Laparoskopische Trainingssysteme	26
2.2.1 Physische Trainer	27
2.2.2 Virtuelle Trainer	27
2.2.3 Training an lebenden Tieren	28
2.3 Stand der Forschung	28
2.3.1 Mechatronische Assistenzsysteme zum Ausrichten einer transkutanen Ultra- schallsonde	30
2.3.2 Zusammenfassung des Stands der Forschung	43
2.3.3 Verbesserungspotential am Stand der Forschung	47
2.4 Kritik am Stand der Technik	48
2.4.1 Intraoperative sonographische Bildgebung	48
2.4.2 Laparoskopische Trainingsgeräte	49
3 Sonic-CT – Ein Medizingerät zur kontinuierlichen transkutanen Sonographie	51
3.1 Aufgabenstellung	51
3.2 Erwartete Vorteile	52
3.3 Abgrenzung	53
3.4 Eigener Ansatz	54
3.5 Konzept für das Gesamtsystem – Sonic-CT	55
3.5.1 Statische Systembeschreibung	55
3.5.2 Dynamische Systembeschreibung	56
3.5.3 Konzept zur Integration des Sonic-CT in den chirurgischen Arbeitsfluss . .	56
3.6 Manipulator	58
3.6.1 Statische Systembeschreibung	58
3.6.2 Dynamische Systembeschreibung	69
3.7 Mensch-Maschine-Schnittstelle	79
3.7.1 Verteilerstation	80
3.7.2 pControl – Automatisiertes Suchen und Verfolgen von OP-Instrumenten . .	83
3.7.3 iControl – Telemanipuliertes Steuern mit OP-Instrumenten	108

3.7.4	Teleskopmanipulation mit Joystickkonsole	115
3.8	Ultraschallkompatibles laparoskopisches Trainingsgerät	119
3.8.1	Anforderungen	119
3.8.2	Statische Systembeschreibung	120
3.8.3	Abgrenzung	120
3.8.4	Dynamische Systembeschreibung	122
3.9	Unterscheidungsmerkmale zum Stand der Technik	122
4	Realisierung	125
4.1	Manipulator	125
4.1.1	Aufbau des Gehäuses	125
4.1.2	Aufbau der Kinematik	125
4.1.3	Aufbau der Vorlaufstrecke und verwendetes Ultraschallsystem	129
4.1.4	Aufbau der Steuerung	131
4.1.5	Positioniervorrichtungen	131
4.2	Mensch-Maschine-Schnittstelle	133
4.2.1	Aufbau der Verteilerstation	133
4.2.2	Umsetzung von pControl– Automatisches Suchen und Verfolgen von OP-Instrumenten	134
4.2.3	Umsetzung von iControl– Teleskopmanipuliertes Steuern mit OP-Instrumenten	135
4.2.4	Aufbau der Joystickkonsole	137
4.3	Physisches Laparoskopie-Trainingssystem mit sonographischer Unterstützung	138
4.3.1	Aufbau des Oberkörperphantoms	138
4.3.2	Aufbau des Nierenphantoms	138
5	Experimente	141
5.1	Experimente zur Verifizierung der gestellten Anforderungen	141
5.1.1	Verifizierung der geforderten Ultraschall (US)-Bildqualität des Manipulators	141
5.1.2	Verifizierung der geforderten Kinematikeigenschaften des Manipulators	145
5.1.3	Verifizierung der geforderten Anforderungen an das automatische Suchen und Verfolgen von Instrumenten(pControl)	146
5.1.4	Verifizierung der geforderten Anforderungen an die teleskopmanipulierte Geschwindigkeitssteuerung mit laparoskopischen Instrumenten (iControl)	148
5.2	Experimente zur Validierung des klinischen Nutzens	149
5.2.1	Validierung der Mensch-Maschine-Schnittstellen	149
5.2.2	Klinisches Experiment zur Ermittlung der klinischen Vorteile und zur Validierung des Systems durch medizinisches Fachpersonal	151
5.2.3	Zusammenfassung der Ergebnisse der Experimente	155
6	Schluss	157
6.1	Zusammenfassung	157
6.2	Ausblick	158
	Glossar	161
	Literaturverzeichnis	167
	Abbildungsverzeichnis	193
	Tabellenverzeichnis	196
A	Anhang	i
A.1	Achsen-, Ebenen-, Richtungs- und Lagebezeichnungen	i
A.2	Konventionen und Definitionen in der Bildverarbeitung und Navigation	ii
A.3	Konstanten in der Realisierung	iv
A.4	Ergänzende Informationen zur Therapie des Nierenzellkarzinoms	v

B Im Rahmen der Promotion veröffentlichte Publikationen	ix
C Im Rahmen der Promotion betreute Studienarbeiten	xiii

Abkürzungsverzeichnis

1D	eindimensional
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
A.	[med.] Arteria, Gefäß das Blut vom Herz wegführt
Abb.	Abbildung
ADC	Analog-Digital-Converter; elektronischer Baustein zur Wandlung von analogen Werten (in der Regel Spannungen) in digitale Werte
altgr.	altgriechisch
AUA	American Urologic Association
bzw.	beziehungsweise
CIF	Common Intermediate Format; Bildformat für Videosequenzen mit einer Auflösung von 352x288 Pixel
cm	Zentimeter; 0,01 Meter
CT	Computertomographie
DoF	engl. Degree of Freedom; Freiheitsgrad
dt.	deutsch
EAU	European Association of Urology
EGR	Empfehlungsgrad
EKL	Evidenzklasse
EM	elektro-magnetisch
engl.	englisch
et al.	[Etymol. <i>lat.</i> „et alii“, und andere, und KollegInnen
etc.	<i>et cetera</i> , usw.
Etymol.	Etymologie [Herkunft und Entwicklung eines Wortes]
FIFO	First-In-First-Out; Verfahren bei dem Elemente in der Einlage-Reihenfolge entnommen werden
fr.	französisch
GRITS	Global Rating Index for Technical Skills; Bewertungsschema für die technischen Fertigkeiten eines Operateurs nach Doyle u. a. (2007)

HD	High Definition; hochauflösende Videodaten mit einer Bildmatrix von 1920×1080 Pixeln bei einer Bildwiederholrate von 25 Hertz
iControl	im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Bedienmethode zum telemanipulierten Steuerung eines Medizintechnikroboters mit einem laparoskopischen Instrument (siehe Kapitel 3.7.3).
idR.	in der Regel
IFEA	Image Feature Extraction Algorithmus; Algorithmus zur Extraktion von Bildmerkmalen
ISM	Industrial, Scientific and Medical Band; Frequenzbänder für die industrielle, wissenschaftliche und medizinische Nutzen im hausähnlichen Umfeld
ITU	International Telecommunication Union
KMS	Kraft-Momenten-Sensor
KS	Kraft-Sensor
lat.	lateinisch
lin.	linear
LPN	laparoskopische partielle <i>Nephrektomie</i>
MiMed	Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik der Technischen Universität München
MRT	Magnetresonanztomographie, Kernspintomographie
n. v.	nicht verfügbar
NDI	Northern Digital, Hersteller von medizinischen Navigationsgeräten mit Sitz in Waterloo, Kanada
NZK	Nierenzellkarzinom
OP	Operation
OPN	offene partielle Nephrektomie
pCMD	Positionsbefehl für den Sonic-CT
pControl	im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Bedienmethode zum automatisierten Suchen und Verfolgen von laparoskopischen Instrumenten mittels Positionssteuerung (siehe Kapitel 3.7.2).
PET	Positronenemissionstomographie
rot.	rotatorisch
Sonographie	Bildgebung mittels Ultraschall. Siehe Kapitel 2.1
SSDo	Sequential Similarity Detection optimiert [Algorithmus]
Syn.	Synonym [Wort von ähnlicher oder gleicher Bedeutung]
TCP	engl. Tool Center Point, Referenzpunkt an einem Werkzeug an der Spitze eines Roboters
trans.	translatorisch

TTL	Transistor-Transistor-Logik: Schaltungstechnik für logische Schaltungen die mit einer Versorgungsspannung von fünf Volt betrieben werden
UDP	User Datagram Protocol
UICC	Union for International Cancer Control
US	Ultraschall
USART	Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter; elektronische Schaltung, die als universeller synchroner-asynchroner Sende- und Empfangsbaustein bei Mikrocontrollern dient
USB	Universal Serial Bus
USP	United States Pharmacopeia; amtliches Arzneibuch der USA; Sammlung anerkannter pharmazeutischer Regeln
V. vgl.	Vena, Gefäß das Blut zum Herz hinführt vergleiche
WiMAX	Worldwide Interoperability for Microwave Access; regionale Breitband-Funktechnik auf der Basis des Standards IEEE 802.16
µC	Mikrocontroller

„The pessimist sees the difficulty in every opportunity;
the optimist sees the opportunity in every difficulty.“

– WINSTON CHURCHILL

1

Problemstellung

1.1 Einführung – Krebs, zentrale Herausforderung unserer Zeit

Tumore begleiten die Menschheit seit Jahrtausenden, wie die 1931 von Gustav Riek auf der Schwäbischen Alb gefundenen 32.500 Jahre alten Überreste eines, an einem *Meningioma* gestorbenen, frühen Menschen belegen (Weber u. a., 2002). Derartige (Gewebe-)Neubildungen (*Neoplasma*) können gut- (*benignus*) oder bösartig (*malignus*) sein. *Maligne Neoplasmen* haben eine eigene Bezeichnung: Krebs. Die Bezeichnung „Krebs“ (*altgr. Karkínos*) wurde bereits im *Corpus Hippocraticum*, einer griechischen Schriftsammlung aus dem zweiten Jahrhundert v. Chr., gebraucht. Namensgeber für das Schriftwerk ist *Hippokrates von Kos*, der als Vater der „Medizin als Wissenschaft“ gilt (Smith, 2013). Die Bezeichnung „Krebs“ für bösartige Tumore im *Corpus Hippocraticum* ist der äußeren Erscheinungsform des *Mammakarzinoms* (Brustkrebs) geschuldet (Hiddemann und Bartram, 2009, S. 6). Das *Mammakarzinom* besteht aus Knoten und Geschwüren mit teilweise oberflächlich sichtbaren, gestauten Venen, die an die Beine und Fangscheren von Krebstieren erinnern. *Karkínos* ist heute noch der Namensgeber für einige Krebsformen, wie zum Beispiel das Nierenzellkarzinom. Die lateinische Übersetzung „Cancer“ wurde im Englischen als Bezeichnung für Krebserkrankungen übernommen.

Eine statistische Erfassung der Diagnose und Therapie von Krebserkrankungen ist erst seit einem begrenzten Zeitraum sinnvoll möglich. Bereits jetzt ist festzustellen, dass die Anzahl der Personen, die an einem bösartigen Tumor erkranken oder an Krebs sterben, in den letzten hundert Jahren drastisch angestiegen ist (Hiddemann und Bartram, 2009, S. 6). Dieser erhebliche Anstieg hat dazu geführt, dass Krebs nach den Herz-Kreislaufkrankungen mittlerweile die zweithäufigste Todesursache ist und sich bald an die Spitze der Statistiken setzen wird (Hiddemann und Bartram, 2009, S. 6). Für das Jahr 2012 rechnet das Robert Koch-Institut mit knapp über 485.000 *Inzidenzen* (258.000 Männer, 228.200 Frauen) für Deutschland (Kaatsch u. a., 2012). Unabhängig von Ursachen wie genetischen Erkrankungen, Umweltbedingungen, Ernährung, Lebensführung oder Infektionen nimmt die Häufigkeit der Krebserkrankungen mit dem Lebensalter stark zu (Hiddemann und Bartram, 2009). Wie in Abb. 1.1 zu sehen ist, treten über zwei Drittel aller bösartiger Neubildungen in der Altersgruppe über 65 Jahre auf. In den Vorausberechnungen des statistischen Bundesamtes ist klar zu erkennen, dass sich der Schwerpunkt des Altersaufbaus der Bevölkerung deutlich nach oben verlagern wird und dadurch die Altersgruppe der über 65 Jährigen im Jahr 2060 knapp über ein Drittel der Gesamtbevölkerung ausmachen wird.¹

¹Die Prognosen basieren auf der Annahme einer annähernd konstanten Geburtenhäufigkeit von 1,4 Kindern je Frau, eines Anstiegs der Lebenserwartung Neugeborener bis 2060 auf 85 Jahre (Jungen) bzw. 89,2 Jahre (Mädchen) und eines jährlichen Auswanderungssaldos von + 100 000 Personen

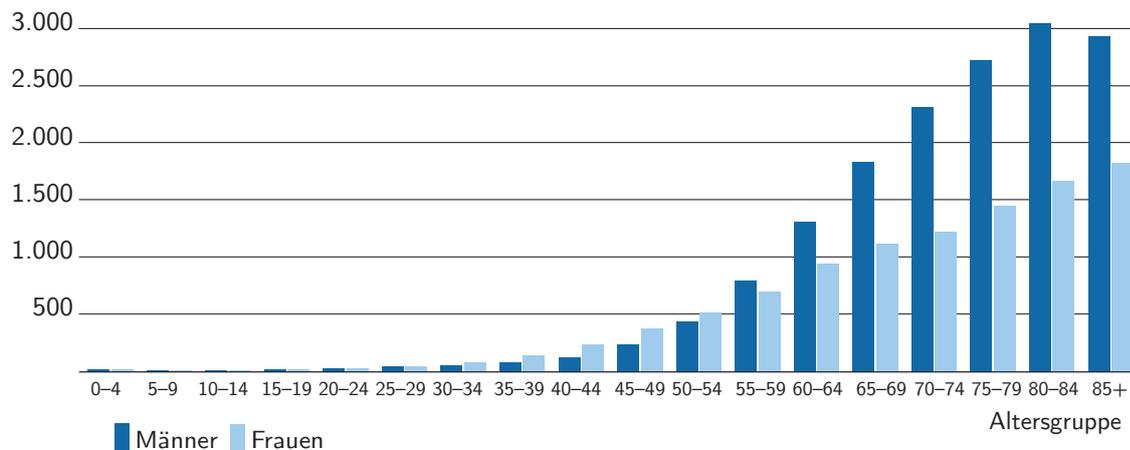


Abbildung 1.1: *Inzidenz* bösartiger Neubildungen je 100.000 Einwohner in Deutschland 2007-2008, ohne bösartige Neubildungen der Haut (Kaatsch u. a. (2012)).

Über die Auswirkungen des demografischen Wandels auf das Gesundheitswesen gibt es zwei Thesen, die im Zentrum der Diskussion stehen (Statistisches Bundesamt, 2010): Die „Expansionsthese“ von Gruenberg (1977) und die „Kompressionsthese“ von Fries (1980). Die „Kompressionsthese“ geht davon aus, dass sich die Behandlungsquote trotz des demografischen Wandels nicht stark ändern wird. Die Ursache liegt darin, dass sich das menschliche Maximallebensalter kaum ändert, aber der gesunde Anteil der Lebenszeit auf Grund der besseren Lebensbedingungen steigt. Infolgedessen sind weniger Krankheiten zu erwarten. Die „Expansionsthese“ geht davon aus, dass der „Status-quo“ erhalten bleibt und sich dadurch der Anteil kranker oder gesundheitlich beeinträchtigter Lebensabschnitte erhöht. Die Ursache liegt darin, dass durch die moderne Medizin zwar die Sterblichkeit chronisch kranker oder behinderter Menschen verringert wurde, die Heilungschancen jedoch nicht im gleichen Maß gestiegen sind. Dies hat zur Folge, dass Patienten einen längeren Abschnitt ihres Lebens in Krankheit verbringen. Welche These die Realität am besten abbildet, kann zum heutigen Zeitpunkt nicht abschließend festgestellt werden (Kroll und Ziese, 2009). In beiden Szenarien ist jedoch davon auszugehen, dass die *Inzidenz* an Krebserkrankungen weiter steigen wird. Die Extrapolation des „Status quos“ ist wesentlich leichter zu berechnen, da die Diagnosefallquoten alters- und geschlechtsspezifisch konstant bleiben. Daher werden alle folgenden Abschätzungen nur für diesen Fall angestellt. Bis ins Jahr 2030 ist mit einem Anstieg diagnostizierter Neubildungen von fast 17 Prozent zu rechnen (Statistisches Bundesamt, 2010). In absoluten Zahlen bedeutet dies eine Steigerung von 1,853 Millionen (2008) über 2,049 Millionen (2020) auf 2,160 Millionen (2030) entdeckter *Neoplasmen* pro Jahr. Der Anteil der Patienten, die 60 Jahre und älter sind, bleibt dabei an allen diagnostizierten Neubildungen konstant bei fast zwei Drittel.

Die rasante Zunahme an Krebserkrankungen und ihre Folgen machen sie bereits jetzt zu einer der zentralen Herausforderungen unserer Zeit, nicht nur aus medizinischer oder wissenschaftlicher, sozialpolitischer oder finanzieller Sicht, sondern vor allem auch aus zwischenmenschlicher Sicht. Um die aktuelle Situation zu verbessern und um zukünftige Auswirkungen abzdämpfen, ist es entscheidend, dass die Methoden zur frühzeitigen Diagnose und zur effektiven Therapie von Krebserkrankungen verbessert werden.

Einen Beitrag zum Erreichen dieses Ziels wird mit der vorliegenden Dissertation geleistet, welche die Forschung und deren Ergebnisse an einem Medizingerät zur Verbesserung der minimalinvasiven chirurgischen Therapie des Nierenzellkarzinoms dokumentiert. Das Medizingerät ermöglicht es weltweit zum ersten Mal, dass ein Operateur während einer laparoskopischen partiellen Nephrektomie kontinuierlich Ultraschallbilder aus dem Inneren des Operationsgebietes erhält, ohne dass dafür zusätzliches Personal zum Führen einer Ultraschallsonde notwendig ist. Diese zusätzlichen Informationen erlauben es dem Chirurgen besser zwischen gesundem und krankem Gewebe zu unterscheiden und helfen dadurch die Operationsergebnisse zu verbessern.

1.2 Anwendung – Therapie von Nierenkrebs

Im Jahr 2008 erkrankten rund 14.500 Menschen an einem Nierenzellkarzinom (NZK) und etwa 5.100 Personen starben an der Erkrankung (Kaatsch u. a., 2012, S. 12). Effektive und effiziente Methoden zur Therapie dieser Krankheit sind daher von hoher Bedeutung. Zum besseren Verständnis der Krankheit sowie ihrer Therapiemethoden sind im folgenden Kapitel die dafür notwendigen Informationen zusammengefasst. Es werden die verschiedenen Therapiemethoden aus der Literatur beschrieben, wobei der Schwerpunkt auf der laparoskopischen Nierenteilresektion liegt. Um die Herausforderungen, die bei laparoskopischen Nierenteilresektionen entstehen, verstehen zu können, wird zunächst die *Anatomie* der Niere beschrieben.

1.2.1 Anatomie der Niere

Die Niere (lat. *ren*, altgr. *nephron*) zählt neben dem Harnleiter (*ureter*), der Harnröhre (*urethra*) und -blase (*vesica urinaria*) zu den Harnorganen (*systema urinarium*) (vgl. Abb. 1.2) (Zilles und Tillmann, 2010, S. 504). Zusammen dienen sie dem menschlichen Körper dazu, nicht mehr benötigte gelöste Stoffe auszuschleiden und den Wasser-, Säure-Basen- sowie den Salzhaushalt zu regulieren. (Lippert, 2006). Die Niere entfernt nie alle Schadstoffe in der Blutbahn, sondern verdünnt sie ständig, um die Schadstoffmenge im Blut auf dem gewünschten Niveau zu halten. Man unterscheidet zwischen den harnbereitenden Organen (Niere) und den harnableitenden Organen (Nierenbecken, Harnleiter, Harnblase, Harnröhre) (Lippert, 2006).

Die Nieren sind paarweise im Bindegewebe des Retroperitonealraums (*spatium retroperitoneale*) angelegt. Als *Spatium Retroperitoneale* wird der Bereich der Bauch- und Beckenhöhle bezeichnet, der sich hinter (*dorsal*) der Bauchfellhöhle (*cavitas peritonealis*) befindet und sich vom Zwerchfell (*diaphragma*) bis zum Beckenkamm erstreckt. Die Nieren liegen vor (*ventral*) der zwölften Rippe und seitlich (*lateral*) des zwölften Brust- bis dritten Lendenwirbels (vgl. Abb. 1.2-links) (Lippert, 2006, S. 235). Die unteren Nierenpole (*extremitas inferior*) stehen in der Regel etwa drei Fingerbreit oberhalb der Darmbeinschaufeln. Die rechte Niere wird durch die Leber um etwa eine halbe Wirbelhöhe (zwei bis drei Zentimeter) zum Steißende hin (*kaudal*) verschoben. Wie in Abb. 1.2-rechts zu sehen, werden die unteren Nierenpole durch den großen Lendenmuskel (*M. psoas major*) etwas *lateral* gedrängt, so dass die oberen Nierenpole konvergieren.

Die Nieren werden primär von ihren Blutgefäßen, den Nierenarterien an der Bauchaorta (*A. renalis*), getragen und sind nicht mit der hinteren Bauchwand verwachsen (siehe Abb. 1.2). Aufgrund der flexiblen Aufhängung werden die Nieren bei einer Zwerchfellkontraktion kreisförmig um die Aufhängepunkte bewegt. Die Höhenunterschiede beim Ein- und Ausatmen (*Inspiration* bzw. *Expiration*) bzw. beim Stehen und Liegen betragen in etwa drei Zentimeter (Lippert, 2006, S. 235).

Die menschliche Niere hat die Form einer Bohne und ist bei Erwachsenen in der Regel vier Zentimeter dick, zehn bis zwölf Zentimeter lang, sieben Zentimeter breit und wiegt 100 bis 200 Gramm (Lippert, 2006, S. 216; Zilles und Tillmann, 2010, S. 504). Man unterscheidet zwei Pole (*extremitas superior/inferior*), zwei Flächen (*facies anterior/posterior*) und zwei Ränder (*margo lateralis/medialis*) (vgl. Abb. 1.3). Die Niere ist von mehreren Hüllen umgeben: einer locker mit dem Nierenparenchym verbundenen Organkapsel aus straffem Bindegewebe (*capsula fibrosa*), einer Fettkapsel (*capsula adiposa*) und einem bindegewebigen Faszien sack (*fascia renalis* oder *Gerota Faszie*) (Zilles und Tillmann, 2010, S. 504). Die drei Hüllen tragen zusammen mit den Gefäßen zur Erhaltung der Lage der Niere bei. Jeden Tag durchfließen die Nieren 1.500 bis 1.700 Liter Blut, das heißt 1,2 Liter Blut pro Minute. Dies entspricht etwa 20 Prozent der Blutmenge, die das Herz täglich durch den Körper pumpt (Zilles und Tillmann, 2010, S. 509). Für die Blutversorgung haben die Nieren jeweils eine direkte Verbindung zur Bauchaorta (*A. renalis*; zwei bis fünf Zentimeter lang) und zur V. cava inferior (*V. renalis*; bis zu sieben Zentimeter lang) (Lippert, 2006). Der genaue Verlauf der Blutgefäße sowie die Versorgungsart sind dabei von Mensch zu Mensch verschieden (Zilles und Tillmann, 2010, S. 507). Wie in Abb. 1.3 dargestellt, unterteilt man die Niere in die Bereiche Nierenrinde (*cortex renalis*), Nierenmark (*medulla renalis*) mit Markpyramiden (*pyramis renalis*) und Nierenpapillen (*papilla renalis*) sowie Nierenbecken (*pelvis renalis*) mit Nierenkelchen (*calices renales*) (Zilles und Tillmann, 2010, S. 506). Das funktionale Gewebe der Niere wird als Nierenparenchym bezeichnet. Das Parenchym setzt sich aus Nephronen, Sammelröhren (*tubulus renalis*),

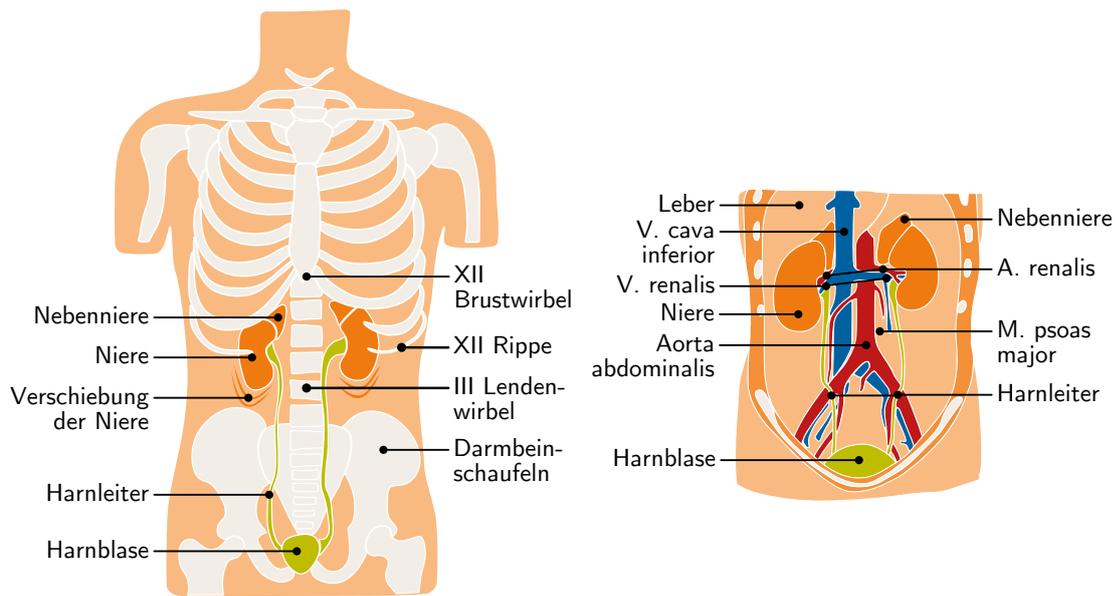


Abbildung 1.2: Lage der Nieren in ventraler Ansicht. *Links*: Darstellung zusammen mit dem Skelett inklusive Verschiebungsbereich der Niere. *Rechts*: Darstellung zusammen mit den Blutgefäßen.

Blut- und Lymphgefäßen, Nerven und Interstitium zusammen (Zilles und Tillmann, 2010, S. 507). Die kleinste funktionelle Einheit der Niere ist das Nephron, das in Abb. 1.4 dargestellt ist. Der Mensch besitzt zwischen 1 und 2,5 Millionen Nephronen, die zusammen eine glomeruläre Filtrationsrate von rund 125 ml/min (der Primärharn) haben (Sökeland und Rübgen, 2008, S. 15; Lippert, 2006, S. 212; Zilles und Tillmann, 2010, S. 508). Das Nephron besteht aus dem Nierenkörperchen (*corpusculum renale*) und dem ableitenden Schlauchsystem (*tubulus renalis*). Das Nierenkörperchen besteht aus i) dem Kapillarknäulchen (*glomerulus*), aus dem der Primärharn abgepresst wird, ii) dem Kapselraum (*lumen capsulae*), das den Primärharn auffängt und weiterleitet, sowie iii) der Glomeruluskapsel (früher Bowman-Kapsel) (*capsula glomerularis*), die den Kapselraum umgibt (Lippert, 2006, S. 224). Der in den *Tubulus renalis* abgeführte Primärharn wird teilweise wieder resorbiert und im Sammelrohr (*tubulus renalis colligens*) zusammengeführt. Die Sammelrohre laufen zu den Papillengängen (*ductus papillaris*) zusammen und münden in den Nierenkelchen (*calyx*

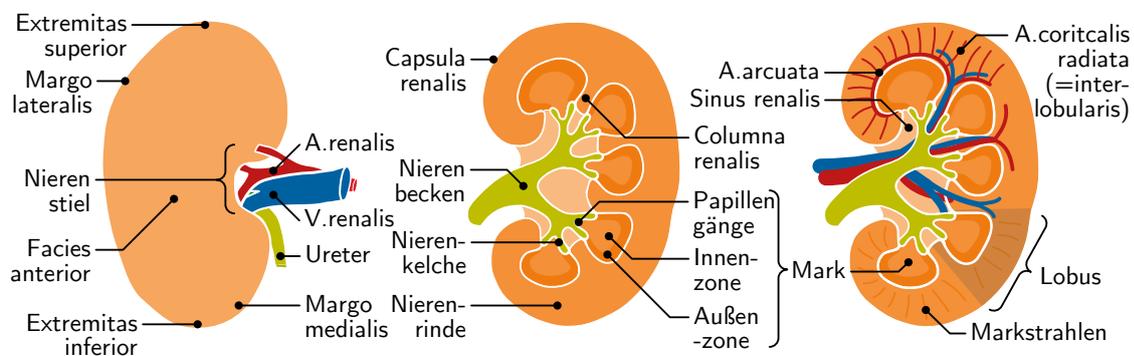


Abbildung 1.3: Makroskopischer Aufbau der Niere in ventraler Ansicht. *Links*: Außenansicht der rechten Niere mit Nierenstiel; *Mitte, Rechts*: Frontaler Längsschnitt der linken Niere mit Gliederung in Rinden- und Markzone sowie Nierenbecken und Nierenkelche.

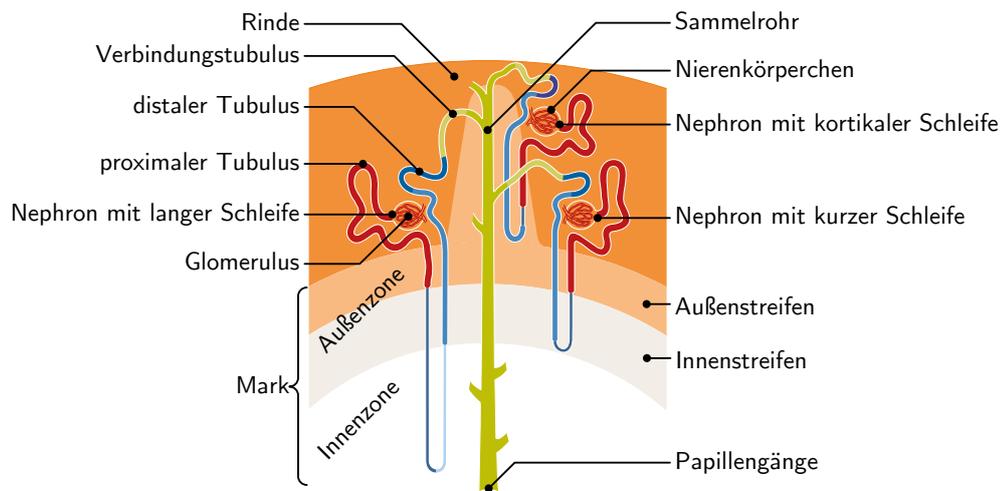


Abbildung 1.4: Aufbau des Nierenparenchyms mit Blutversorgung in kaudaler Ansicht. *Links:* Blutgefäßstruktur innerhalb der Niere; *Rechts:* Aufbau von drei verschiedenen Nephrontypen. Links Nephron mit langer, Mitte mit kortikaler und rechts mit kurzer Henle-Schleife. Der am Nierenkörperchen direkt anschließende proximale Tubulus gilt als Hauptursprungort für das Nierenzellkarzinom.

renalis), die das Nierenbecken (*pelvis renalis*) formen. Über den *Pelvis renalis* verlässt der Harn die Niere in den Ureter und gelangt in die Harnblase. Von der Harnblase wird der Urin über die Harnröhre ausgeschieden.

1.2.2 Das Nierenzellkarzinom

Vermehren sich Zellen unkontrolliert, dann wird dieses „entartete“ Gewebe Krebs genannt. Krebszellen bilden meistens einen Geschwulst (*Tumor*), der in umliegendes Gewebe eindringt und dieses verdrängt oder zerstört. Dieser Automatismus des Verdrängens und Zerstörens ist die Gefahr, die von Krebs für den Körper ausgeht. Der erste *Tumor*, der durch entartete Zellen entsteht, ist der Primärtumor. Spalten sich einzelne Zellen vom Primärtumor ab und siedeln sich an anderer Stelle im Körper an, werden diese Neuansiedlungen Metastasen genannt. Fast 90 Prozent der Krebserkrankungen der Niere sind Nierenzellkarzinome (Rübben, 2009, S. 331). Aus diesem Grund beschäftigt sich diese Arbeit primär mit dieser Krebsart.

In der internationalen Krankheitsklassifikation der Weltgesundheitsorganisation (ICD 10) wird primärer Nierenkrebs im Bereich der Neubildungen mit dem Code C64 (bösartige Neubildung der Niere, ausgenommen Nierenbecken) geführt (WHO, 1992). In der etwas detaillierteren internationalen Klassifikation der onkologischen Krankheiten ICD-O-3 wird dieses *Neoplasma* unter 8312/3 (NZK ohne nähere Anmerkungen) geführt (WHO, 2000).

Es gibt mehrere nationale und internationale Gesellschaften, die Leitfäden für Ärzte und Patienten im Umgang mit Nierenkrebs herausgeben. Tabelle A.3 in Anhang A.4 bietet eine Übersicht über die Berufsverbände und Krebsinformationsdienste sowie deren Leitfäden. Eine Zusammenfassung der letzten Änderungen der Leitfäden der drei großen Berufsverbände für Ärzte *American Urologic Association*, *European Association of Urology* und *American Society of Clinical Oncology* enthält die Veröffentlichung von Schrader und Steffens (2012).

Auf Basis dieser Leitfäden und weiterführender Literatur wird im Folgenden der aktuelle Stand der Wissenschaft und der Technik in den Bereichen *Epidemiologie*, *Pathologie*, *Diagnostik* und *Therapie* zum Thema NZK zusammengefasst.

1.2.3 Epidemiologie

In Deutschland besteht ein Übergewicht in einem Verhältnis von 1,6 zu 1 bei diagnostizierten Nierentumoren von Männern zu Frauen (8.960:5.540 in Jahre 2008) (Kaatsch u. a., 2012, S. 12) mit dem Höhepunkt der *Inzidenzen* im fünften bis siebten Lebensjahrzehnt (Fischer u. a., 1997). In den USA betrug der jährliche Anstieg der *Inzidenzen* seit 1975 rund 2,3 Prozent für Männer und 3,1 Prozent für Frauen (Chow u. a., 1999) und weltweit etwa zwei Prozent (Ferlay u. a., 2013). Man vermutet, dass die Ursache des Anstiegs primär bei zufälligen Befunden liegt, die im Rahmen bildgebender Untersuchungen aus einem anderen Grund stattfanden. Dies hat den positiven Nebeneffekt, dass die durchschnittliche Tumorgröße bei der Erstdiagnose in den letzten Jahren kontinuierlich abgenommen hat (Nguyen u. a., 2006) und in Folge dessen die Mortalitätsrate in den letzten Jahren leicht sank (Kaatsch u. a., 2012, S. 89). Die Mortalitätsrate liegt in Deutschland aktuell bei 8/100.000 für Männer beziehungsweise 4/100.000 für Frauen. Diese Tumor Art ist somit für vier Prozent der krebsbedingten Todesfälle verantwortlich (Hiddemann und Bartram, 2009, S. 1088).

Die Ursachen (*Ätiologie*) und Risikofaktoren für die Entstehung des NZK werden in *endogene*, genetische und *exogene* Faktoren (*Noxen*) unterschieden. Die wichtigsten *exogenen* Risikofaktoren sind Tabakrauchen, Übergewicht sowie chronische Dialyse (Hiddemann und Bartram, 2009, S. 1088; Lipworth u. a., 2006). Als Ursache für das NZK wurden folgende Erkrankungen gefunden: Von-Hippel-Lindau-Erkrankung, erbliche Form des papillären NZKs, tuberöse Sklerose, Birt-Hogg-Dube Syndrom und erbliche Leiomyomatose (Hiddemann und Bartram, 2009, S. 1088; Rübber, 2009, S. 332ff). Zur *Prophylaxe* wird aktuell nur die Vermeidung von Zigarettenkonsum sowie Übergewicht empfohlen (Ljungberg u. a., 2010).

1.2.4 Pathologie

Die Zellen des *proximalen Tubulus* in der Nierenrinde (vgl. Abb. 1.4) gelten als primärer Ursprungsort für die beiden häufigsten Formen des NZKs: das klarzellige NZK (75-85% Inzidenz) und das chromophile/papilläre NZK (12-14% Inzidenz) (Hiddemann und Bartram, 2009, S. 1091). Der distale Tubulus (chromophobes Karzinom, 4-6% Inzidenz) und die Sammelrohre (Duct-Bellini-Karzinom, 1% Inzidenz) sind eher selten betroffen (Bander, 1987; Thoenes u. a., 1986; Störkel u. a., 1997; Hiddemann und Bartram, 2009, S. 1091). Zur Stadieneinteilung (engl. *staging*) von Tumoren hat sich die TNM Klassifikation (Sobin u. a., 2009) durchgesetzt, die auf den Arbeiten des Franzosen Pierre Denoix aus den Jahren 1943-1952 (Sökeland und Rübber, 2008, S. 277) beruht und inzwischen durch die Union for International Cancer Control (UICC) genormt worden ist. Man unterscheidet zwischen der präoperativen, klinischen Klassifikation „cTNM“ und der postoperativen Klassifikation „pTNM“. Die UICC empfiehlt, die klinische Klassifikation möglichst abzuschließen, bevor mit der Therapie begonnen wird. Das TNM System klassifiziert Tumore anhand von drei Hauptkriterien: der Ausdehnung des Primärtumors (T-Kategorie), des Vorhandenseins von Lymphknotenmetastasen (N-Kategorie) und des Auftretens von Fernmetastasen (M-Kategorie). In Tabelle A.4 in Anhang A.4 sind die Einteilungskriterien aufgeführt. Abbildung 1.5 visualisiert die einzelnen Tumorstadien der Niere.

Rund die Hälfte der Patienten wird mit einem T1/2-Tumor ohne Metastasen in den Lymphknoten oder anderen Organen operiert (Hölzel u. a., 1996) und besitzt eine hervorragende Langzeitprognose mit Heilungschancen größer 90 Prozent (Hiddemann und Bartram, 2009, S. 1092). Bei einem Viertel der Patienten wird ein T3 Karzinom diagnostiziert, das mit einer Überlebenschance von 80 Prozent nach fünf Jahren therapiert werden kann (Hiddemann und Bartram, 2009, S. 1092). Sind bereits Lymphknotenmetastasen vorhanden, sinken die Heilungschancen deutlich. Nach fünf Jahren sind nur 30 bis 50 Prozent der Patienten von allen Tumoren befreit. Bei Patienten mit T4 Tumoren liegt die Überlebenschance nach fünf Jahren nur noch bei 50 Prozent. Wenn Fernmetastasen vorliegen, verringert sich die 5-Jahresüberlebenschance auf 16 Prozent (Hiddemann und Bartram, 2009, S. 1092). Häufige Zielorgane für Fernmetastasen sind Leber (30-40%), Knochen (30-40%), Lunge (60%), zentrales Nervensystem (5-15%) und Lymphknoten (Hölzel u. a., 1996; Maldazys und DeKernion, 1986). Größe und Wachstum der Geschwüre können mit Computertomographie (CT) bestimmt werden (Rendon und Jewett, 2006). Bei Tumoren mit einer Ausgangsgröße von kleiner drei Zentimetern betrug die Wachstumsrate bei

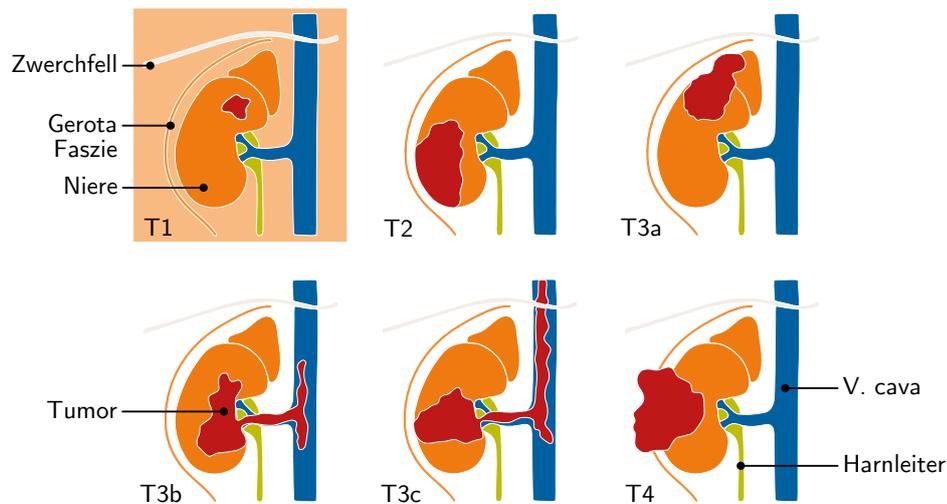


Abbildung 1.5: Darstellung der Primärtumoreinteilung bei Nierentumoren; angelehnt an Sökeland und Rübben (2008, S. 287). Nur für Tumore des Typs T1 ist der empfohlene Therapiestandard eine partielle Resektion. Einen Kriterienkatalog zur Klassifizierung der Primärtumore im TNM System beschreibt Tabelle A.4.

einem Beobachtungszeitraum von 28 bis 32 Monaten etwa 0,12 Zentimeter pro Jahr (Wehle u. a., 2004; Volpe u. a., 2004; Rübben, 2009, S. 334).

Die Mehrzahl der Nierentumore bleibt *asymptomatisch* und nicht tastbar bis zum letzten Stadium der Krankheit (Ljungberg u. a., 2010). Nur bei zehn Prozent der Patienten wird ein Tumor aufgrund der klassischen *Trias* Flankenschmerzen, *Makrohämaturie* und tastbarer Raumforderung diagnostiziert (Rübben, 2009, S. 337).

1.2.5 Diagnostik

Durch den häufigen Einsatz von Sonographie, CT oder Magnetresonanztomographie (MRT) wurde die Diagnostik von Nierentumoren deutlich verbessert (Amendola u. a., 1988; Warshauer u. a., 1988). Neubildungen der Niere werden heute durch i) radiologische Verfahren bei entsprechenden Symptomen, ii) durch Tumorsuche bei bereits gefundenen Metastasen und iii) bei zufällig aus anderen Gründen durchgeführten Untersuchungen erkannt (Rübben, 2009, S. 337). Früher übliche Untersuchungsverfahren wie das Ausscheidungsurogramm, die *Angiographie*, die *Kavographie* oder Biopsien werden aufgrund der höheren *Sensitivität* moderner bildgebender Methoden nur noch in Ausnahmefällen eingesetzt (Rübben, 2009, S. 339). Bildgebende Verfahren helfen dem Arzt, gutartige Veränderungen, wie Zysten, Pseudotumore und Abszesse auszuschließen (Rübben, 2009, S. 337). Das Ziel ist eine Unterscheidung zwischen dem primären NZK, dem *Angiomyolipom*, Metastasen und Lymphomen (Rübben, 2009, S. 337). Es gibt jedoch keine Untersuchungsmethode, die den anderen in allen Aspekten überlegen ist. Für die Bestimmung der Tumorausbreitung und zur Therapieplanung werden daher in der Regel unterschiedliche Verfahren eingesetzt (Hiddemann und Bartram, 2009, S. 1094).

Eine (Familien-) *Anamnese* sollte der Ausgangspunkt und die Basis jeder Diagnostik sein, da erbliche Krankheiten für die Entstehung des NZKs verantwortlich sein können (siehe Abschnitt 1.2.3) (Rübben, 2009, S. 337).

Die Sonographie ist die führende Untersuchungsmethode zur Früherkennung (Rübben, 2009, S. 337) und wurde bei einem Großteil der *asymptomatisch* gefundenen Nierentumore eingesetzt (Marberger, 2008; I. M. Thompson und Peek, 1988). Die Treffsicherheit für Nierentumore in sonographischen Aufnahmen liegt bei 90 Prozent (Sökeland und Rübben, 2008, S. 44). In Studien konnte gezeigt werden, dass die Sonographie der CT bei der Einschätzung der Tumorausbreitung gleichwertig ist. Bei zwei vergleichenden Untersuchungen wurde das T-Stadium von NZKs mit CT bei 80 Prozent bzw. 72 Prozent, mit Sonographie bei 74 Prozent bzw. 78 Prozent, mit Angiografie bei

64 Prozent bzw. 57 Prozent und mit Urografie bei 56 Prozent bzw. 59 Prozent der Patienten korrekt eingeschätzt (Hiddemann und Bartram, 2009, S. 1095). Kontrastmittelunterstützte sonographische Verfahren sind nach Park u. a. (2007) bei der Einschätzung komplexer zystischer Läsionen dem CT vermutlich überlegen.

Mit der CT kann bei lokaler Tumorausbreitung eine *präoperative* TNM-Klassifikation mit einer *Sensitivität* von 90 Prozent erreicht werden (Heidenreich und Ravery, 2004; Johnson u. a., 1987; Kopka u. a., 1997). Durch den Einsatz von Kontrastmittel kann der Nachweis kleiner Tumore im Bereich der Niere verbessert werden (Hiddemann und Bartram, 2009, S. 1094). Bei CT-Untersuchungen können Probleme bei der Beurteilung von Lymphknoten mit einer Größe von ein bis zwei Zentimetern entstehen, da diese sowohl reaktiv als auch metastatisch bedingt sein können (Johnson u. a., 1987; Studer u. a., 1990). Lymphknoten größer zwei Zentimeter sind in der Regel von Krebszellen befallen (Hiddemann und Bartram, 2009, S. 1094). Eine Unterscheidung des T3a-Stadiums mit der CT ist aufgrund der mikroskopischen Ausdehnung in das perirenale Fett mit einer *Sensitivität* von rund 46 Prozent nicht ausreichend (Johnson u. a., 1987).

Die MRT ist vergleichbar mit der diagnostischen Sicherheit der CT (Rübben, 2009, S. 338). Indikatoren für den Einsatz der MRT sind kleine Tumore, Zysten oder *hypovaskuläre* Tumore, falls Unsicherheit bei computertomographischen Aufnahmen besteht (Rübben, 2009, S. 338). Die MRT ist der CT bei Beurteilung der Ausdehnung der V. cava inferior überlegen (Goldfarb u. a., 1990; Semelka u. a., 1993).

Der Nutzen von nuklearmedizinischen Bildgebungsverfahren wie der Positronenemissionstomographie (PET) zur korrekten *präoperativen* Stadieneinteilung konnte noch nicht ausreichend nachgewiesen werden (Hiddemann und Bartram, 2009, S. 1095).

1.2.6 Therapie

Zur Therapie des NZKs gibt es verschiedene Leitfäden mit Empfehlungen für Ärzte (siehe Tabelle A.3 in Anhang A.4). Die umfangreichsten und qualitativ hochwertigsten Leitfäden sind dabei die der European Association of Urology (EAU) (Ljungberg u. a., 2013) und der American Urologic Association (AUA) (Campbell u. a., 2009). Die Empfehlungen beider Leitfäden basieren auf Kriterien der evidenzbasierten Medizin wie sie beispielsweise vom Oxford Centre for Evidence-based Medicine (Phillips u. a., 2009) vorgeschlagen werden (siehe Anhang A.4 Tabelle A.7).

Zur Behandlung des NZKs existieren verschiedene chirurgische und operationsfreie Ansätze. Letztere umfassen rein beobachtende Strategien, ablativ Verfahren (*Kryo-, Radiofrequenztherapie*), systemische Therapien (*Chemotherapie*) oder „gezielte Krebstherapien“ (*Target Therapy*). Diese Behandlungsmethoden bieten dem Patienten jedoch eine signifikant geringere 5-jahres Überlebenswahrscheinlichkeit als ein chirurgischer Eingriff (Ljungberg u. a., 2013). Der *Goldstandard zur Behandlung des NZKs* ist daher bis zum heutigen Tage die *chirurgische Entfernung* (Resektion) des kranken Gewebes (Ljungberg u. a., 2013). Eine Aufstellung der EAU über die wichtigsten, bisher belegbaren Therapieempfehlungen, befindet sich in der Tabelle A.6 in Anhang A.4. Aufgrund der klaren Empfehlungen in den Leitfäden beschreibt der folgende Abschnitt daher in erster Linie chirurgische Ansätze zur Therapie des NZKs mit einem Fokus auf organschonenden, laparoskopischen Methoden.

Bei den *chirurgischen Therapieformen* unterscheidet man zwischen der *radikalen Tumornephrektomie* und der *partiellen (organerhaltenden) Nephrektomie*. Bei der radikalen Tumornephrektomie wird das Krebsgeschwür zusammen mit der Niere, der Gerota-Faszie, der Nebenniere und den regionalen Lymphknoten entfernt. Bei der partiellen Nephrektomie wird nur der Tumor selbst entfernt, um die Funktionstüchtigkeit der Niere soweit wie möglich zu erhalten. Basierend auf den Daten veröffentlichter Studien wird aufgrund der *onkologischen* Ergebnisse und der *postoperativen* Lebensqualität mittlerweile immer eine partielle Nephrektomie bei lokalen NZKs empfohlen, unabhängig von der Eingriffsmethode (Ljungberg u. a., 2013, S. 33). Vor allem das erhöhte Risiko eines chronischen Nierenversagens aufgrund einer *radikalen Tumornephrektomie* und die daraus resultierende erhöhte kardiovaskuläre Krankheits- und Sterberate führten zu dieser Empfehlung (Campbell u. a., 2009, S. 9). Eine detaillierte Aufschlüsselung, unter welchen Umständen bestimmte Ansätze empfohlen werden, befindet sich in Tabelle A.5 in Anhang A.4.

Die *organerhaltende chirurgische Therapie* des NZKs kann entweder offen oder minimal-invasiv

(laparoskopisch) erfolgen, wobei die *offene partielle Nephrektomie* der Goldstandard zur Behandlung von lokalen NZKen ist (Gill, 2006, S. 524; Campbell u. a., 2009, S. 32; Ljungberg u. a., 2013). Die organerhaltende Therapie wird in erster Linie für NZKe des Stadiums I (Tumorgöße kleiner sieben Zentimeter, siehe Tabelle A.4 in Anhang A.4) empfohlen, wenngleich sie auch für NZKe höherer Stadien anwendbar ist (Campbell u. a., 2009; Ljungberg u. a., 2013).

Bei der offenen partiellen Nephrektomie wird die Bauchhöhle des Patienten mit einem 15 bis 20 cm langen Schnitt, in der Regel parallel zu den Rippen (*Interkostalschnitt*), geöffnet, um dem Operateur einen freien Zugang zur Niere für die *Resektion* zu ermöglichen. Nach dem Auslösen der Niere aus der Fettkapsel und einer Präparation des Gefäßstiels wird das Tumorgewebe reseziert. Nach der *Resektion* werden das Parenchym inklusive Gefäße, Nierenfettkapsel sowie die Bauchdecke des Patienten mit Nähten verschlossen (Sökeland und Rübben, 2008, S. 132f.). Entscheidende Vorteile der offenen partiellen Nephrektomie sind die hervorragende Freilegung der Niere, die frühe Kontrolle über die Blutgefäße, akzeptable *Ischaemiezeiten* und die umfassende Tumorsektion mit einem *negativen Schnittrand* (Campbell u. a., 2009, S. 33). Die postoperativen Risiken sind bei der offenen partiellen Nephrektomie geringer im Vergleich zu anderen organerhaltenden Therapieformen (Campbell u. a., 2009, S. 33).

Die *laparoskopische partielle Nephrektomie (LPN)* hat sich seit ihrer ersten Anwendung von Winfield u. a. (1993) als Alternative zur offenen partiellen Nephrektomie etabliert. Gründe hierfür sind unter anderem gleichwertige *onkologische* Ergebnisse, geringerer *intraoperativer* Blutverlust, kürzere OP-Dauer, schnellere *postoperative* Erholung und ein besseres kosmetisches Ergebnis, im Vergleich zur offenen partiellen Nephrektomie (Ljungberg u. a., 2013, S. 35f. Tiwari u. a., 2010; Dunn u. a., 2000; Stolzenburg u. a., 2011; Gill, 2006, S. 524). Die Anzahl der Ärzte, die diesen Eingriff durchführen, ist in den letzten Jahren stetig angestiegen und wird voraussichtlich in Zukunft weiter ansteigen (Campbell u. a., 2009). Die Indikatoren der LPN sind prinzipiell dieselben wie für die offene partielle Nephrektomie (Schwaibold und Stolzenburg, 2009), das heißt Tumore bis zu einem Durchmesser von sieben Zentimetern (Stadium I), eine *Solitärniere* oder ein *bilaterales* NZK (Ljungberg u. a., 2013; Albers u. a., 2005, S. 47f).

Für die LPN gibt es zwei Zugangswege: *transperitoneal* und *retroperitoneal* (Stolzenburg u. a., 2011; Albers u. a., 2005; Gill, 2006; Ramalingam und Patel, 2008). Beim *transperitonealen* Zugang wird der Patient vom Bauch aus operiert und beim *retroperitonealen* Zugang durch den Rücken. Die Zugangswahl hängt von der Lage des Tumors ab und wird so gewählt, dass eine optimale Freilegung des Tumors möglich ist (Gill, 2006, S. 512). Beispielhaft wird im Folgenden der *transperitoneale* Zugang auf Basis dieser Quellen beschrieben Stolzenburg u. a. (2011, Kap. 1.10.1), Gill (2006, Kap. 44), Albers u. a. (2005, Kap. 1.6) und Ramalingam und Patel (2008, Kap. 11). Tiefgehende Details zum *retroperitonealen* Eingriff sind in der weiterführenden Literatur zu finden: Stolzenburg u. a. (2011, Kap. 1.8), Albers u. a. (2005, Kap. 1.7), Gill (2006, Kap. 44) und Ramalingam und Patel (2008, Kap. 3).

Die LPN wird von einem Chirurgen und einem Assistenten durchgeführt. Wie in Abb. 1.6 zu sehen ist, werden die beiden Mediziner von einem *Anästhesisten* und einer OP-Schwester unterstützt. Beide Operateure stehen während des Eingriffs auf der Bauchseite des Patienten und blicken auf einen Monitor auf der gegenüberliegenden Seite des OP-Tisches. Der *Anästhesist* befindet sich am Kopfende des Patienten und die OP-Schwester am Fußende. Während der LPN wird der Patient in modifizierter Flankenlage mit einem Winkel von 100° zur Horizontalen auf dem OP-Tisch gebettet (siehe Abb. 1.7). Zum Halten der Position wird der Patient an zwei Polsterstützen gelehnt und mit mehreren Gurten am OP-Tisch fixiert. Die zu behandelnde Person liegt mit dem Bauchnabel über dem zentralen Gelenk des mit 10 bis 15 Grad geknickten OP-Tisches, um den Zugang zur Niere zu vereinfachen. Die Arme werden in ausgestreckter Lage in einem Winkel von 100 bis 110 Grad zum Kopf auf zwei Stützen gelagert, um den Bewegungsraum der laparoskopischen Instrumente nicht einzuschränken. Nachdem der Patient mit Decken gegen Auskühlung geschützt und kritische Hautbereiche desinfiziert wurden, wird die Bauchhöhle mit Hilfe einer speziellen Nadel (Veressnadel) und Kohlenstoffdioxid bis zu einem Maximaldruck von 15 mmHg aufgeblasen. Das dabei entstehende *Pneumoperitoneum* ist notwendig, damit der Operateur genügend Freiraum erhält, um seine Instrumente innerhalb der Bauchhöhle bewegen zu können. Um das laparoskopische Instrumentarium in den Körper einführen zu können, werden künstliche Zugänge mit Hilfe von *Trokaren* geschaffen. Die Platzierung der Trokare für die unterschiedlichen Instrumente ist von

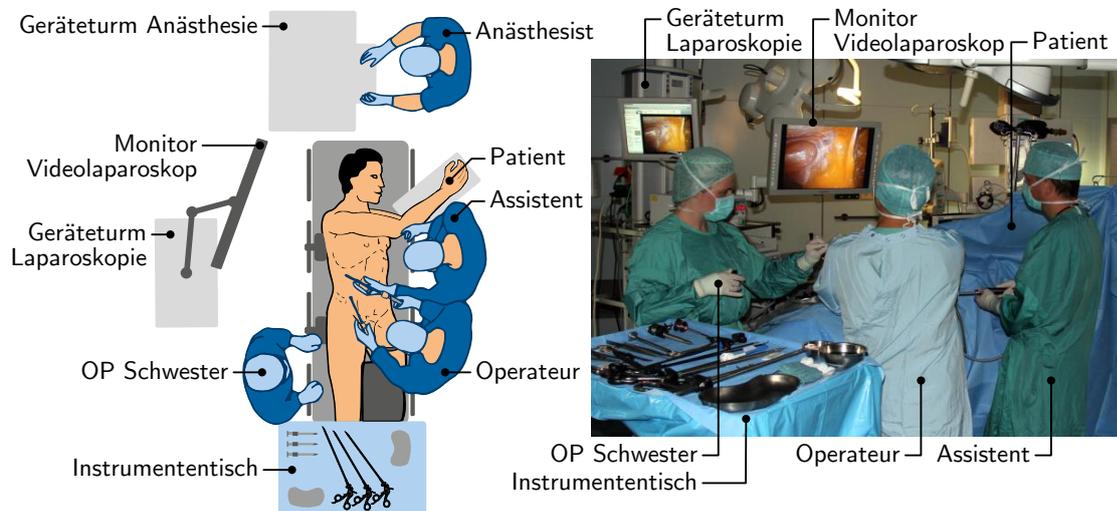


Abbildung 1.6: Operations-Setup für die laparoskopische transperitoneale partielle Nephrektomie einer rechten Niere. *Rechts*: Foto eines Eingriffs am Universitätsklinikum Leipzig.



Abbildung 1.7: Patientenlagerung während einer laparoskopischen transperitonealen partiellen Nephrektomie. *Links*: Frontansicht entnommen aus (Stolzenburg u. a., 2011, S. 2); *Rechts*: Rückansicht eines bereits im Operationsbereich desinfizierten Patienten am Universitätsklinikum Leipzig. Der Patient wird mit zwei gepolsterten Stützen und einem Gurt fest positioniert. Die Arme des Patienten werden ausgestreckt 90 Grad zum Körper gelagert um den Arbeitsbereich des Operateurs so wenig wie möglich einzuschränken.

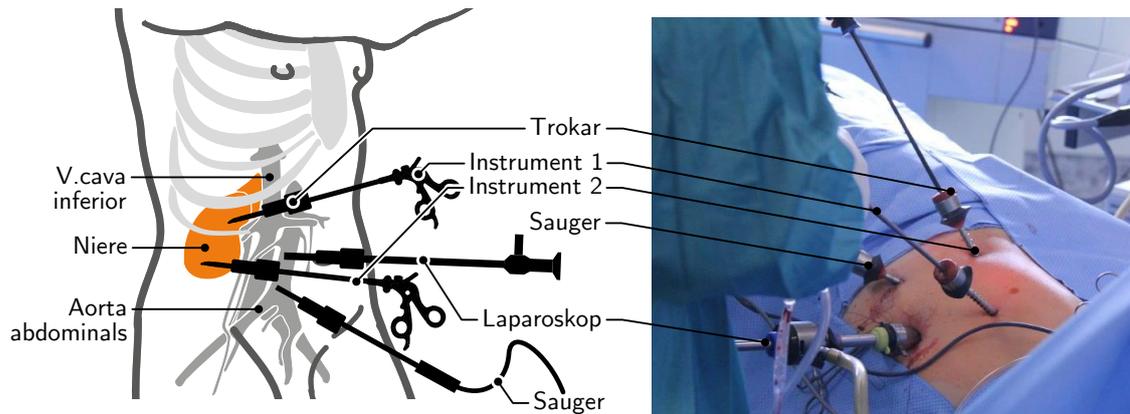


Abbildung 1.8: Platzierung der Trokare für die laparoskopische transperitoneale partielle Nephrektomie. Der Optiktrokar wird am Bauchnabel platziert; ein fünf Millimeter Instrumentenkanal unterhalb des rechten Rippenbogens; der zweite Instrumentenkanal lateral vom Bauchnabel und ein weiterer zehn bis zwölf Millimeter Trokar *kaudal* zum Bauchnabel beispielsweise für einen Sauger. Die exakte Positionierung hängt sowohl von der Lage des Tumors in der Niere ab als auch vom Körpervolumen des Patienten. Der Verlauf der großen Blutgefäße im Abdomen ist bei der Portplatzierung zu beachten.

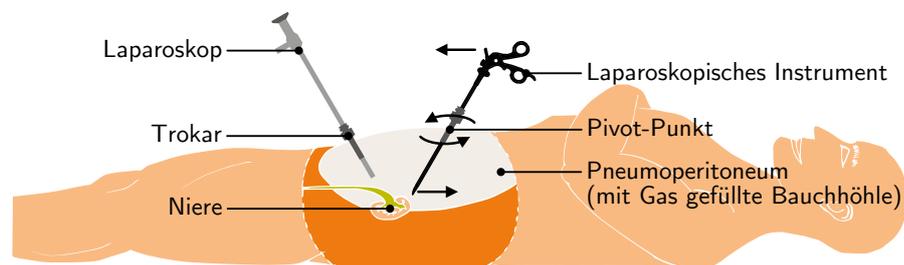


Abbildung 1.9: Laparoskopische Instrumente und Fulcrum-Effekt – die Instrumentenspitze bewegt sich entgegengesetzt zum Instrumentengriff.

entscheidender Bedeutung für das erfolgreiche Gelingen der OP und wird deshalb in Abb. 1.8 visualisiert. Der Chirurg hat während der Operation in jeder Hand ein laparoskopisches Instrument. Während des Eingriffs wählt er die Instrumente entsprechend der Aufgabe, wie beispielsweise Greifen, Schneiden oder Nähen. Die Instrumente des Operateurs haben in der Regel einen Durchmesser von fünf Millimetern und eine Länge von 50 Zentimetern. Durch die Fixierung des Trokars an der Bauchdecke des Patienten wird dieser zu einem invarianten Pivot-Punkt für die Bewegungen des Instrumentariums. Aufgrund des Pivot-Punktes ist die Bewegungsrichtung der Instrumentenspitze immer entgegengesetzt der Bewegungsrichtung des Griffs. Dieses Phänomen wird „Fulcrum“-Effekt genannt (Gallagher u. a., 1998) und ist in Abb. 1.9 visualisiert. Der Assistent hat während der Operation in einer Hand das Laparoskop für die Bildgebung und in der anderen Hand einen Sauger. Das Laparoskop ist eine Staboptik in Verbindung mit einer Kamera und einer Lichtquelle, die dem Chirurgen Oberflächenbilder aus dem Inneren des Patienten liefert. Nachdem alle Operationsvorbereitungen abgeschlossen sind, öffnet der Operateur den Zugang zur Niere vom *Peritonealraum* aus. Um die Blutversorgung der Niere während der *Resektion* kontrollieren zu können, wird die Niere mit Nierenstiel freigelegt (siehe Abb. 1.10). Bevor der Tumor reseziert werden kann, muss die *Gerota Fascie* oberhalb des Geschwürs geöffnet werden. Um einen negativen *Schnitttrand* sicherstellen zu können, muss die Öffnung der *Gerota Fascie* groß genug sein, sodass genügend gesundes

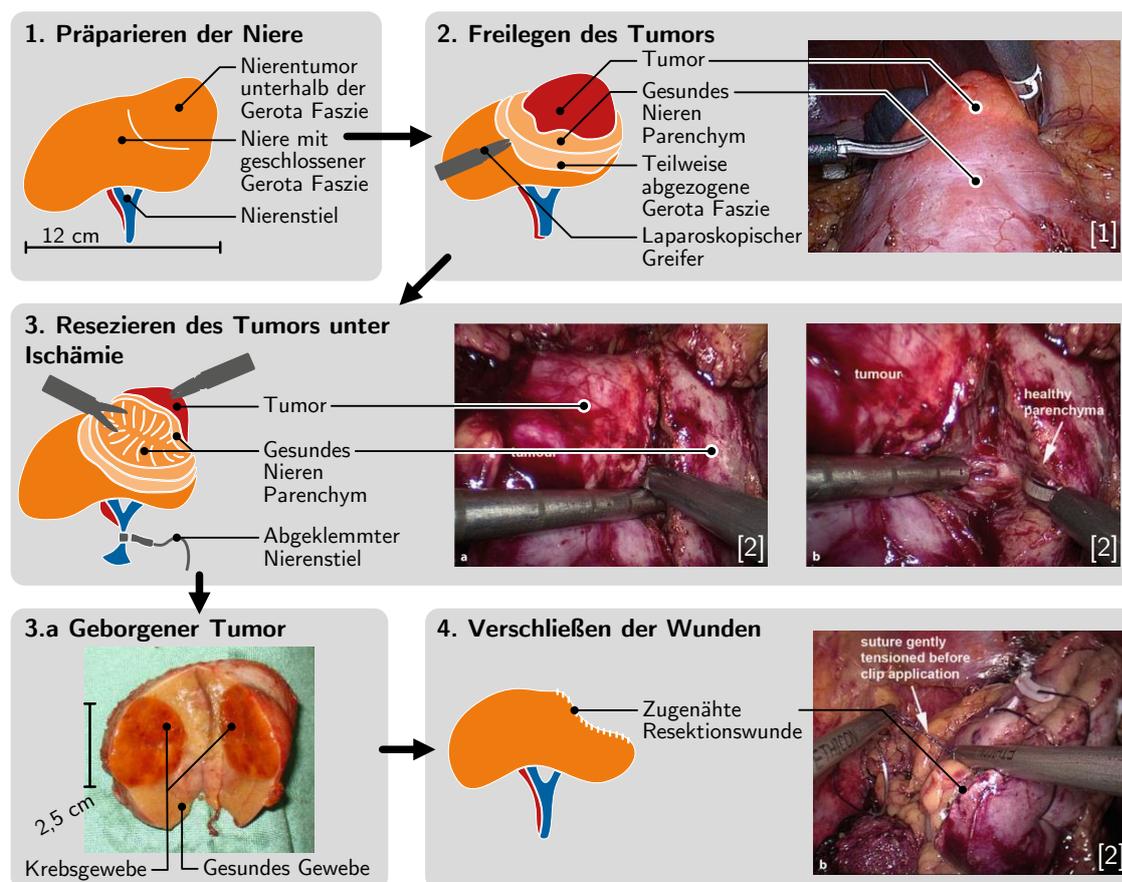


Abbildung 1.10: Intraoperative Schritte bei der Tumorresektion in der laparoskopischen partiellen Nephrektomie. Fotoquellen: [1] Prof. Stolzenburg, Universitätsklinik Leipzig; [2] Stolzenburg u. a. (2011).

Gewebe um den Tumor herum freiliegt. Die genaue Lage des Tumors sowie dessen Ausbreitung, muss der Operateur auf Basis von *präoperativen* Aufnahmen und seiner eigenen Erfahrungen einschätzen. So spät wie möglich vor der Resektion wird der gesamte Nierenstiel abgeklemmt, um die Durchblutung der Niere und damit den *intraoperativen* Blutverlust zu minimieren. Die dadurch entstehende *Ischämie* der Niere muss so kurz wie möglich dauern, da das Nierengewebe nach einem gewissen Zeitraum ohne Blutversorgung abstirbt. In aktuellen Studien waren bei einer *Ischämie*-Zeit von bis zu maximal 30 Minuten keine negativen Auswirkungen auf die Funktionsfähigkeit der Niere messbar (Liatsikos u. a., 2013). Die *Ischämie*-Zeit begrenzt damit auch die Zeit, die dem Operateur bleibt, um den Tumor inklusive eines gesunden Geweberands von der Niere zu entfernen. Die Höhe des gesunden Geweberands sollte so gering wie möglich ausfallen, um möglichst viel gesundes Nierenparenchym zu erhalten. Da kein Tumorgewebe im Patient verbleiben darf, muss der entfernte Tumor zur Sicherheit nach der Resektion immer vollständig von gesundem Gewebe umgeben sein. Während der Resektion zieht der Chirurg mit einem Instrument am Tumor, um das Gewebe zu spannen und durchtrennt mit dem Schneidinstrument in der anderen Hand die Verbindung zum gesunden Nierengewebe (vgl. Abb. 1.10-2). Die Form sowie die Ausbreitung des Geschwürs in der Niere ist bei jedem Patienten unterschiedlich. Der Operateur kann diese nur erahnen und muss für ein erfolgreiches Gelingen auf seine Erfahrung und Intuition vertrauen. Am Ende der Operation werden die Wunden in umgekehrter Reihenfolge verschlossen, wie sie entstanden sind. Zuerst wird das Nierenparenchym unter Zuhilfenahme einer vom Körper abbaubaren Gazerolle genäht und danach die *Gerota Fascie* verschlossen. Die Niere wird in ihre ursprüngliche Lage gebracht und mit der *lateralen* Außenwand des Abdomens vernäht. Das entfernte Krebsge-

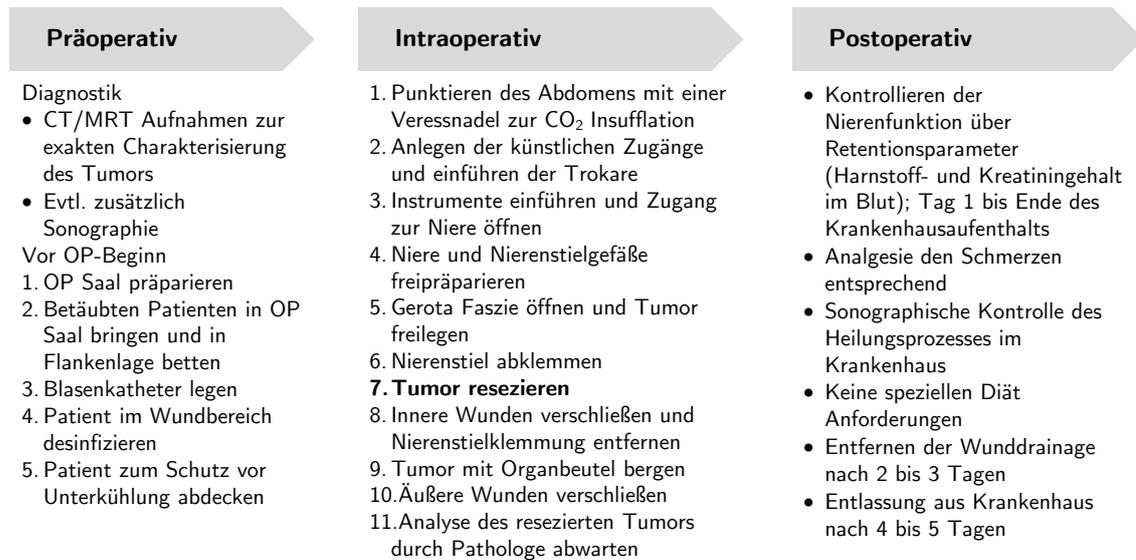


Abbildung 1.11: Die wichtigsten Schritte bei der laparoskopischen partiellen Nephrektomie.

webe wird in ein Säckchen gepackt, über eine der künstlichen Öffnungen aus dem Körper entfernt und dem Pathologen übergeben. Nach der Freigabe durch den Pathologen werden die restlichen Wunden und künstlichen Zugänge geschlossen. Abb. 1.11 fasst noch einmal die wichtigsten Schritte der Operation zusammen.

Neben den bereits erwähnten *quantifizierbaren Vorteilen der LPN* wie gleichwertigem *onkologischem* Ergebnis, geringerem Blutverlust, kürzerer OP-Dauer, schnellerer postoperativer Erholung und besserem kosmetischem Ergebnis im Vergleich zur offenen partiellen Nephrektomie ist die LPN darüber hinaus in Bezug auf *postoperative* Sterbefälle, tiefe Venenthrombose (engl. *deep vein thrombosis (DVT)*) und Lungenembolie gleichwertig mit der offenen partiellen Nephrektomie (Gill u. a., 2007; Gong u. a., 2008; Lane und Gill, 2010). Nachteile sind die schwerere Erlernbarkeit der LPN (Campbell u. a., 2009, S. 33) und die längere *Ischämie*-Zeit verbunden mit einem höheren *postoperativem* Komplikationsrisiko (Liatsikos u. a., 2013).

Minimalinvasive Eingriffe mit robotischer Unterstützung werden bereits in der Literatur erwähnt (Aron u. a., 2008; R. H. Thompson u. a., 2008; Gettman u. a., 2004; Rogers u. a., 2008; Caruso u. a., 2006; Gill, 2006, Kap. 9 u. Kap. 79). Zum jetzigen Zeitpunkt liegen aber noch nicht genügend Daten vor, die eine klare Aussage über die Effizienz und Effektivität dieser neuartigen Eingriffstechnologie zulassen (Ljungberg u. a., 2013, S. 36; Campbell u. a., 2009, S.9).

1.3 Medizinische Problemstellung

Die beiden wichtigsten Ziele für eine nachhaltig erfolgreiche Behandlung des NZK sind i) eine vollständige Resektion (R0-Resektion) des Tumors bei ii) gleichzeitigem Funktionserhalt der Niere (Stolzenburg u. a., 2011, S. 79; Hiddemann und Bartram, 2009, S. 479). Die besten Voraussetzungen zum Erhalt der Nierenfunktion sind eine minimale Resektion von gesundem Nierengewebe sowie eine möglichst kurze *Ischämie*-Zeit (Gill, 2006, S. 530; Pahernik u. a., 2007; Stolzenburg u. a., 2011, S. 79). Um die Belastung des Patienten durch die OP zu begrenzen, gilt es weiterhin den *intraoperativen* Blutverlust und die Operationszeit auf ein Mindestmaß zu reduzieren (Stolzenburg u. a., 2011, S. 79). Das Erreichen dieser Ziele wird durch unterschiedliche Faktoren, wie beispielsweise die anspruchsvolle Operationstechnik, den Erfahrungsschatz des Operateurs oder die individuelle Anatomie des Operationsgebietes beeinflusst (Gill, 2006, Kap. 44; Albers u. a., 2005, Kap. 1; Schwaibold und Stolzenburg, 2009; Stolzenburg u. a., 2011, Kap. 1). Diese Disseration fokussiert sich jedoch nur auf folgende zentrale Herausforderung:

Dem Operateur stehen nur wenige intraoperative Informationen über die innere Beschaffenheit der Niere zur Verfügung.

Probleme: Dieser Informationsmangel kann zu folgenden medizinischen Problemen führen:

- P-1: *Zu lange Ischämie-Zeit* aufgrund der anspruchsvollen Operationstechnik und wegen mangelnder Informationen über die Lage und Form des Tumors in der Niere. Dadurch kann die Resektion nur vorsichtig und langsam durchgeführt werden (Campbell u. a., 2009, S. 34; Gill, 2006, S. 524).
- P-2: *Resektion von zu viel gesundem Gewebe*, da der Schnitttrand aus Sicherheitsgründen zu weit weg vom Tumor liegt, weil beispielsweise die Tumorränder nicht eindeutig zu erkennen sind (Albers u. a., 2005, S. 55).
- P-3: *Unvollständige Resektion* (R1-Resektion), beispielsweise aufgrund präparatorischer Probleme durch perinephrische Verwachsungen. Der Tumor wird nicht vollständig entfernt. Der Anteil an LPN mit einem positiven *Schnitttrand* ist in einigen veröffentlichten Studien signifikant höher als bei einer offenen partiellen Nephrektomie (OPN) (3 % (LPN) zu 0 % (OPN) (Gill u. a., 2003); 2,4% (LPN) im Mittel) (Breda u. a., 2007; Gill, 2006, S. 524; Hélénon u. a., 2001).
- P-4: *In vivo Verletzung des Tumors* während der Resektion aufgrund von mangelnder Kenntnis über die Form und Lage des Geschwürs. Durch die Verletzungen können Tumorzellen über die Blutbahn in andere Bereiche des Körpers verschleppt werden (Campbell u. a., 2009, S. 34; Simon u. a., 2003).
- P-5: *Verletzung eines großen Blutgefäßes* in der Niere bei gleichzeitiger, unvollständiger Abklemmung der Blutversorgung der Niere aufgrund mangelnder Kenntnis über die exakte Lage der Blutgefäße im Organ (Albers u. a., 2005, S. 55; Gill, 2006, S. 525, S. 528).
- P-6: *Übersehen von Metastasen*, die in *präoperativen* Aufnahmen nicht erkannt wurden und deswegen nicht reseziert werden. Im Vergleich zur offenen partiellen Nephrektomie ist ein Ertasten der Metastasen nicht möglich (Gill, 2006, S. 512; Hélénon u. a., 2001; Secil u. a., 2011; Uzzo und Novick, 2001).
- P-7: *Abklemmen der falschen Blutgefäße* bei einer selektiven *Ischämie*, da die Blutversorgung der einzelnen Nierenbereiche nicht eindeutig identifizierbar ist (Lippert, 2006, S. 242; Schwaibold und Stolzenburg, 2009).
- P-8: *Laparoskopische partielle Nephrektomie nicht anwendbar*, da nur oberflächlich sichtbare Tumore behandelt werden können, weil die Lage von zentralen Tumoren nicht genau genug bestimmt werden kann und die Resektion deshalb zu lange dauern würde (Gill, 2006, S. 533).

Folgen: Die beschriebenen Probleme können schwerwiegende Folgen für den Patienten nach sich ziehen:

- *Unnötige Funktionseinschränkung der Niere* als Folge von P-1 (Schwaibold und Stolzenburg, 2009; Gill, 2006, S. 512), P-2 (Gill, 2006, S. 520), P-7 (Lippert, 2006, S. 242): Die Hauptmotivation für den Mehraufwand einer partiellen Nephrektomie ist die Erhaltung der maximal möglichen Nierenfunktion, indem so viel gesundes Nierenparenchym wie möglich erhalten bleibt. Die unnötige Entfernung von gesundem Nierengewebe ist für die Erreichung dieses Zieles kontraproduktiv.
- *Revisions-Operation* als Folge von P-3 (Kletscher u. a., 1995; Cheng u. a., 1991), P-4, P-6 (Uzzo und Novick, 2001), P-5: Bei einer Revisionsoperation wird die Niere in der Regel komplett entfernt. Das Ziel, den Patient zu heilen, wurde im ersten Schritt verfehlt, und schlussendlich auch der Funktionserhalt der erkrankten Niere.
- *Bildung neuer Metastasen* als Folge von P-3 (Gill, 2006, S. 531), P-4 (Tsivian und Sidi, 2003), P-6: Für die Behandlung lokaler Metastasen kann eine Revisionsoperation ausreichend sein. Metastasen in anderen Körperregionen werden unter Umständen zu spät entdeckt. Eine chirurgische Behandlung ist in der Regel nicht mehr möglich. Die Therapie muss über systemische Ansätze bzw. Chemotherapie und/oder Bestrahlung erfolgen. Das Ziel, den Patienten zu heilen, wurde verfehlt.
- *Lebensgefährlicher Blutverlust* als Folge von P-5: Die Niere ist sehr stark durchblutet, der Patient droht innerhalb weniger Minuten zu verbluten, wenn nicht die entsprechenden Gegenmaßnahmen getroffen werden. Für eine ausreichend schnelle Stillung der Blutung ist in der Regel der Wechsel zu einem offenen Eingriff notwendig (Albers u. a., 2005, S. 55; Lippert, 2006, S. 242).
- *Wechsel zu offenem Eingriff* als Folge von P-5: Beim Wechsel zu einem offenen Eingriff ist der zusätzliche Aufwand einer laparoskopischen OP unnötig, da die Vorteile der LPN nicht erreicht werden können (Albers u. a., 2005, S. 55).
- *Absterben der Niere* als Folge von P-1 (Lippert, 2006, S. 242): Das Ziel, die Funktionstüchtigkeit der Niere zu erhalten, wurde nicht erreicht. Die abgestorbene Niere muss in einer weiteren OP entfernt werden.
- *Offener Eingriff notwendig* als Folge von P-8: Der Patient genießt nicht die Vorteile der LPN, sondern muss mit erhöhtem Blutverlust, längerem Krankenhausaufenthalt und schlechterem kosmetischen Ergebnis leben (Ljungberg u. a., 2013, S. 35 f.; Tiwari u. a., 2010; Dunn u. a., 2000; Stolzenburg u. a., 2011; Gill, 2006, S. 524).

1.4 Technische Problemstellung

Die zuvor beschriebenen medizinischen Probleme können mit einem Gerät, das dem Operateur intraoperativ die innere Beschaffenheit der Niere darstellt, gelöst werden. Um erfolgreich während des Eingriffs eingesetzt werden zu können, muss das System folgende Voraussetzungen erfüllen:

- *Kontinuierliche Darstellung der inneren Struktur der Niere in Echtzeit:* Das Gerät muss die innere Struktur der Niere sowie intraoperative Veränderungen in Echtzeit darstellen können. Es muss möglich sein, gesundes und krankes Gewebe unterscheiden zu können. Die Lage von Blutgefäßen muss erkennbar sein. Während der Resektion muss der Operateur direkt sehen können, wie viel Tumorgewebe in der Niere noch vorhanden und wie viel bereits entfernt worden ist.
- *Ausreichender Arbeitsraum:* Der Arbeitsraum muss groß genug sein, um die gesamte Niere darstellen zu können. Eine Repositionierung des Medizingeräts während der OP soll ausgeschlossen werden.

- *Einfache Bedienbarkeit*: Die Hauptaufgabe des Operateurs ist die Resektion des Tumors. Die Bedienung des Geräts soll intuitiv und keine zusätzliche Belastung sein. Umfangreiche Trainingskurse als Voraussetzung für die Benutzung sollen vermieden werden.
- *Integration in den bestehenden chirurgischen Arbeitsfluss und die OP-Infrastruktur*: Um die Hürden für den Einsatz der technischen Lösung so niedrig wie möglich zu halten, sollen durch das System keine wesentlichen Schritte am chirurgischen Workflow verändert werden. Eine Behinderung anderer Medizintechnikprodukte, die für die Operation notwendig sind, muss ausgeschlossen werden.
- *Höchstmögliche Sicherheit*: Über eine frühzeitige Risikobewertung und die Integration von Gegenmaßnahmen bei der Erforschung der Lösungskonzepte soll die höchstmögliche Sicherheit für den Patienten sichergestellt werden.
- *Evaluierung zur quantifizierbaren Messung des Mehrwerts*: Es muss mit dem zu entwickelnden System möglich sein, Messungen durchführen zu können, die eine quantifizierbare Validierung erlauben.

1.5 Zielsetzung und Struktur dieser Arbeit

Es ist das Ziel dieser Dissertation, eine technische Lösung zu beschreiben, die in der Lage ist, die zuvor beschriebenen medizinischen und technischen Probleme zu lösen. Mit dem System soll es möglich sein, die laparoskopische partielle *Nephrektomie* durch eine neue intraoperative Bildgebungsmethode entscheidend zu verbessern, um dadurch einen Beitrag zur effektiveren und effizienteren Therapie des Nierenzellkarzinoms zu leisten.

Die Arbeit ist wie folgt strukturiert. Kapitel 2 beschreibt den Stand der Technik und Forschung für die intraoperative sonographische Bildgebung und übt Kritik bezüglich der Verbesserungspotentiale existierender Lösungen. Abgeleitet von der Problemstellung und der Kritik am Stand der Technik wurde eine Aufgabenstellung definiert, die zusammen mit den daraus resultierenden Vorteilen im nächsten Kapitel dokumentiert ist. Ausgehend von der Aufgabenstellung wird in Kapitel 3 „Konzept und Systementwurf“ ein neuartiger Ansatz inklusive eines Systementwurfs für ein intraoperativ geeignetes, Ultraschall (US)-basiertes, bildgebendes Medizingerät beschrieben. Kapitel 4 „Realisierung“ dokumentiert die prototypische Umsetzung des Konzeptes. Im darauffolgenden Kapitel sind Verifikations- und Validierungs-Experimente dokumentiert, die die Erfüllung der Anforderungen und die Vorteile des Systems belegen. Abgeschlossen wird die Arbeit mit einer Zusammenfassung und einem Ausblick auf Verbesserungsmöglichkeiten des präsentierten Geräts.

*„What we know is a drop,
what we don't know is an ocean.“*

– ISAAC NEWTON

2

Stand der Technik

Das in Abschnitt 1.3 definierte medizinische Problem der mangelnden intraoperativen Informationen über die innere Beschaffenheit der Niere kann nur mit einem bildgebenden Verfahren gelöst werden. Unter Einhaltung der in Abschnitt 1.4 spezifizierten technischen Rahmenbedingungen kommt daher nur die medizinische US-Diagnostik in Frage, die im weiteren Verlauf dieses Kapitels vorgestellt wird.

Der Operateur muss die Nutzung der US-Diagnostik während eines laparoskopischen Eingriffs üben, wofür ein Trainingssystem notwendig ist. Die in diesem Kapitel vorgestellten Trainingssysteme werden aus diesem Grund, bezüglich ihrer Möglichkeiten eine LPN unter US-Navigation zu simulieren, bewertet.

Im Kapitel „Stand der Technik“ werden ausschließlich Produkte und Technologien beschrieben, die kommerziell erhältlich sind und Anwendung in der Klinik finden. Der Nachweis über die „Anwendung“ erfolgt über publizierte Studien. Forschungsprojekte oder Produkte in der Entwicklung sind im Kapitel „Stand der Forschung“ aufgeführt. Es ist das primäre Ziel dieser Arbeit, den Stand der Technik, basierend auf der am Ende des Kapitels aufgeführten Kritik, zu verbessern und den Stand der Forschung voranzubringen.

2.1 Intraoperative sonographische Bildgebung

Die medizinische US-Diagnostik ist die am häufigsten eingesetzte intraoperative Bildgebungsmethode und gehört neben der CT und der MRT zu den dominierenden bildgebenden Verfahren in der klinischen Praxis (Ukimura u. a., 2008). Innerhalb der US-Anwendungen unterscheidet man weiter die Sonographie, die US-Diagnostik der inneren Organe wie beispielsweise der Niere, und die Echokardiographie, die US-Diagnostik des Herzens (Kramme, 2011). Da sich diese Dissertation ausschließlich mit der Sonographie beschäftigt, werden die US-Diagnostik und die Sonographie für den Rest des Dokuments als Synonyme benutzt.

Begonnen hat die Ära der Sonographie mit den Arbeiten von Wild und Reid (1952), die bereits in den frühen 1950er Jahren die ersten 2D-Puls-Echo-Bilder und die ersten US-Bilder der Brust erzeugten. Das erste klinische US-Gerät wurde von Donald u. a. (1958) gebaut. Seitdem finden kontinuierlich Verbesserungen an der US-Diagnostik statt, von 3D-US in den 1970er (Prager u. a., 2010) über laparoskopischen US-Sonden im Jahr 1982 (Fukuda u. a., 1982) bis hin zu intravaskulärem US in den frühen 1990er Jahren (Dössel, 1999) und ein Ende ist noch nicht abzusehen.

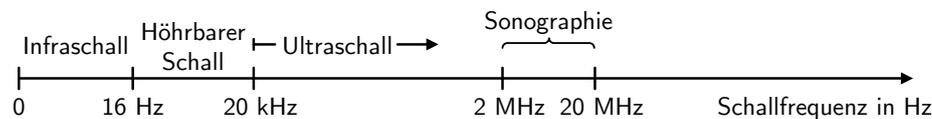


Abbildung 2.1: Aufteilung des Schallfrequenzspektrums und Frequenzbereich der Sonographie.

Bei der Sonographie werden Schallfrequenzen oberhalb des menschlichen Hörbereichs, dem Ultraschall-Bereich (vgl. Abb. 2.1), dazu benutzt, um Schichtaufnahmen aus dem Inneren des menschlichen Körpers in Echtzeit zu erzeugen. Eingesetzt werden dabei Frequenzen zwischen zwei und 20 MHz. Um ein US-Bild zu generieren, sendet die US-Sonde Schallwellen in den menschlichen Körper und empfängt die reflektierten Schallwellen wieder, um diese zu visualisieren.

Folgende Vorteile bietet die Sonographie im Vergleich zur CT und zur MRT (Kramme, 2011; Ukimura u. a., 2008):

- Echtzeitfähigkeit,
- keine ionisierende Strahlenbelastung (nur im Vergleich zur CT) und
- günstigerer Anschaffungspreis sowie geringere laufende Kosten.

Nachteile hat die Sonographie:

- bei der Bildqualität, die durch die zugrunde liegende Technologie begrenzt ist (Kramme, 2011),
- bei der Eindringtiefe und großvolumigen Untersuchungsgebieten (Ukimura u. a., 2008; Våpenstad u. a., 2010) und
- bei der Unabhängigkeit der Bildqualität vom Benutzer (Ukimura u. a., 2008), das heißt, die Bildqualität hängt stark von den Fähigkeiten des Benutzers ab.

2.1.1 Physikalische Grundlagen

Um US-Bilder richtig verstehen zu können, ist es notwendig, sich mit den physikalischen Prinzipien vertraut zu machen, auf denen dieses bildgebende Verfahren basiert. Im Folgenden werden die physikalischen Grundlagen beschrieben, die für das Verständnis der Sonographie essentiell sind und als Entscheidungsgrundlage bei der Entwicklung des Sonic-CT dienen. Die einzelnen Eigenschaften werden in chronologischer Reihenfolge beschrieben, das heißt, so wie sie bei Anwendung in Erscheinung treten. Weiterführende Informationen sind unter anderem in Dössel (1999) und Rumack u. a. (2010) zu finden.

Schallerzeugung und Wellengleichung

Heutzutage nutzen medizinische US-Sonden fast ausschließlich Piezokristalle, um US-Wellen zu erzeugen (Kramme, 2011). Der mit den Piezokristallen erzeugte Schall ist eine physische Kraft, die sich durch Druckschwankungen in einem elastischen Medium in Form von Wellen fortpflanzt. Im Gegensatz zu elektro-magnetischen (EM) Wellen benötigt Schall daher immer ein Ausbreitungsmedium. Schallwellen sind Longitudinalwellen, das heißt, die durch die Schallwellen bewegten Partikel oszillieren vorwärts und rückwärts in Ausbreitungsrichtung (Abb. 2.2). Die formale Beschreibung der Wellengleichung für den Druck in Flüssigkeiten und Gasen lautet:

Definition 1 (Wellengleichungen):

$$\text{Allgemein : } \nabla^2 p - \frac{1}{c^2} \cdot \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0$$

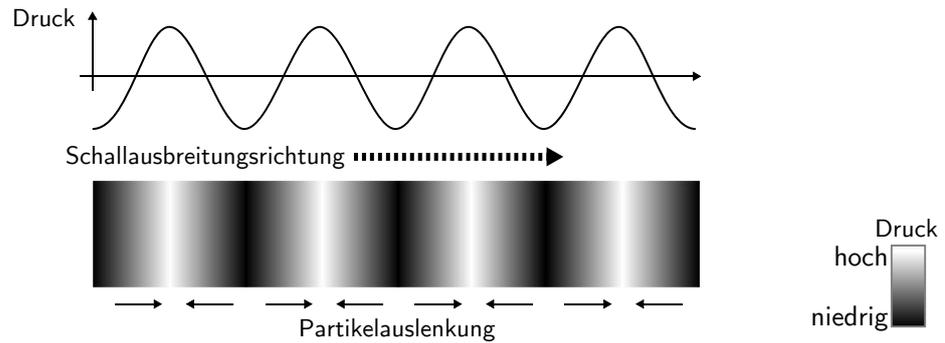
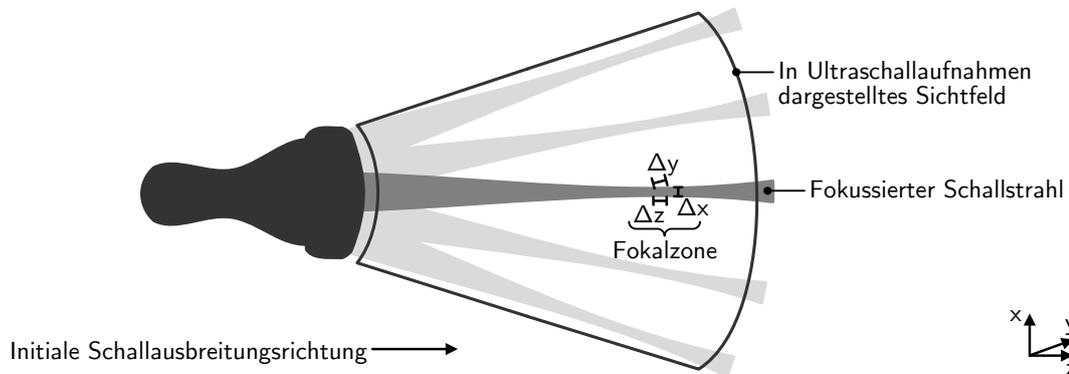


Abbildung 2.2: Ausbreitung der longitudinalen Schallwellen.

Abbildung 2.3: US Auflösungsvermögen. Die US-Sonde (links) ist mit einem fokussierten US-Strahl dargestellt. Im Fokusbereich sind die Orientierung der drei Auflösungen axial (Δz), lateral (Δx) und Elevation (Δy) dargestellt.

$$\text{Ebene Welle : } p = e^{i2\pi f(t-z/c)}$$

$$\text{Kugelwelle : } p = \frac{1}{r} \cdot e^{i2\pi f(t-r/c)}$$

$$\begin{aligned}
 p(x,y,z,t) &:= \text{Druck} \left[\frac{N}{m^2} \right] \\
 \nabla^2 &:= \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} \\
 c &:= \text{Schall- oder Phasengeschwindigkeit} \left[\frac{m}{s} \right] \\
 f &:= \text{Schallfrequenz} [Hz] \\
 r &:= \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} [m]
 \end{aligned}$$

Auflösungsvermögen und Schallgeschwindigkeit

Das Auflösungsvermögen bezeichnet den kleinsten Abstand, bei dem es noch möglich ist, zwei getrennte Objekte voneinander zu unterscheiden. In der Sonographie unterscheidet man Auflösungen in den folgenden drei Richtungen i) Axial, ii) Lateral und iii) Elevation (vgl. Abb. 2.3). Man beachte, dass die axiale Auflösung in der Regel signifikant besser ist als die laterale und Elevations-Auflösung. Das Auflösungsvermögen des in dieser Dissertation verwendeten US-Systems wurde mit einem im Rahmen dieser Arbeit entwickelten und von Horvath (2013) dokumentierten Teststands gemessen und ist in Tabelle 2.1 dokumentiert.

Tabelle 2.1: Auflösungen des in dieser Arbeit verwendeten US-Systems (Konvex-Sonde: Typ 8200e, Schallfrequenz: 2,5-5 MHz; US-Gerät: Typ FlexFocus 400, Fa. BK Medical, Herlev, Dänemark).

Axiale Auflösung	Laterale Auflösung	Elevationsauflösung	Horizontale Distanztreue	Vertikale Distanztreue
1,5 ± 0,2 mm	4,1 ± 1,8 mm	15,7 ± 5,2 mm	0,2 mm	0,1 mm

Axiale Auflösung

Die axiale Auflösung Δz beschreibt das Auflösungsvermögen entlang der Ausbreitungsrichtung der Schallwellen. Sie ist definiert als die Hälfte der Wellenlänge λ .

Definition 2 (Axiale Auflösung):

$$\Delta z := \frac{\lambda}{2} \quad [m]$$

Anschaulich bedeutet dies, dass zwei Punkte mindestens Δz entfernt sein müssen, damit sich die Echos der Punkte nicht überlagern (Visualisierung in Abb. 2.4). Die Wellenlänge λ hängt von der Schallfrequenz f und der Schallgeschwindigkeit c im Medium ab.

Definition 3 (Wellenlänge):

$$\lambda := \frac{c}{f} \quad [m]$$

$$c := \text{Schallgeschwindigkeit} \left[\frac{m}{s} \right]$$

$$f := \text{Schallfrequenz} [Hz]$$

Definition 4 (Schallgeschwindigkeit):

$$c := \sqrt{\frac{K}{\rho_0}} \quad \left[\frac{m}{s} \right]$$

$$K := \text{Kompressionsmodul} \left[\frac{N}{m^2} \right]$$

$$\rho_0 := \text{Dichte des Mediums (ohne Schall)} \left[\frac{kg}{m^3} \right]$$

Da der Anwender keinen Einfluss auf das Medium hat, kann er die axiale Auflösung nur über die Wahl der Schallfrequenz beeinflussen. Je höher die gewählte Frequenz, desto höher die Auflösung. Diesen Mehrertrag an Informationen geht zu Lasten einer geringeren Eindringtiefe der Schallwellen. Der Mediziner wählt daher die Schallfrequenz so, dass der Untersuchungsbereich gerade im Schallfenster zu sehen ist. Der Zusammenhang zwischen Eindringtiefe und Schallfrequenz wird genauer in Abschnitt 2.1.1 *Absorption* beschrieben.

Laterale Auflösung

Die laterale Auflösung Δx wird orthogonal zur axialen Auflösung und parallel zur US-Sonde gemessen. Sie hängt von der Breite des fokussierten Schallstrahls ab und ist bei einem kreisförmigen Wandler als Breite des Schallstrahls bei halber Höhe definiert (Abb. 2.5):

Definition 5 (Laterale Auflösung):

$$\Delta x := 6\text{-dB-Breite des Schallstrahls im Fokalebereich} \quad [m]$$

$$6 \text{ dB} := 20 \log \frac{A}{A_0}$$

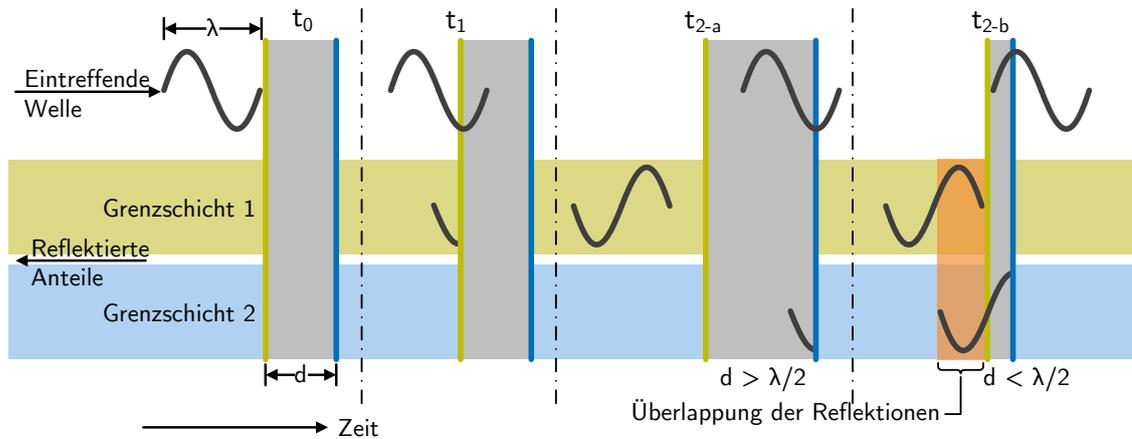


Abbildung 2.4: Ursache für die Limitierung der axialen Auflösung. Im oberen Drittel ist die eintreffende Schallwelle zu sehen, die erst die grüne Grenzschicht zum Zeitpunkt t_1 durchdringt und die blaue Grenzschicht zum Zeitpunkt t_2 . Die grüne Zone stellt die Reflektionen an der grünen Grenzschicht dar und die blaue Zone an der blauen Grenzschicht. t_{2-a} zeigt den Fall, bei dem der Abstand d der Grenzschichten kleiner als $\lambda/2$ ist und t_{2-b} den Fall, bei dem d größer ist als $\lambda/2$. Im Gegensatz zu t_{2-a} ist bei t_{2-b} ein deutlicher zeitlicher Überlapp der reflektierten Schallwellen zu erkennen. Durch diese Überlappung im Fall t_{2-b} ist es für den Empfänger nicht mehr eindeutig zu erkennen, von welcher Grenzschicht die Reflektionen stammen.

A_0 := Amplitude

A := Halbe Höhe der Amplitude

Im Fokalebereich beträgt $\Delta x \approx 1/3$ des Durchmessers des Schallwandlers D . Der Fokalebereich ist definiert als

$$1N \leq z \leq 2N \text{ mit } N = \frac{D^2}{4\lambda} \quad (2.1)$$

Bei größeren Tiefen als $2N$ nimmt die laterale Auflösung kontinuierlich ab. Moderne Sonden können die laterale Auflösung jedoch an die gewünschte Tiefe anpassen, indem sie die verbauten Piezokristalle so ansteuern, dass sich die ausgesandten Schallwellen so überlagern, dass der Schallstrahl in der Wunschtiefe fokussiert wird.

Elevations-Auflösung

Die Elevations-Auflösung Δy , auch Schichtdicke genannt, wird orthogonal zum Schallstrahl und orthogonal zur US-Sonde gemessen. Sie berechnet sich wie die laterale Auflösung für eine kreisförmigen Wandler. Die Elevations-Auflösung ist nicht veränderbar und wird durch den statischen Aufbau der US-Sonde festgelegt.

Schallausbreitung

Bei der Schallausbreitung im menschlichen Körper durchqueren die Wellen unterschiedliche Materialien. An jeder Grenzschicht zwischen zwei Gebieten mit unterschiedlichen Eigenschaften wird ein Teil der Schallwelle reflektiert und ein Teil transmittiert. Für den senkrechten Einfall sind der Reflexionskoeffizient R und der Transmissionskoeffizient T wie folgt definiert.

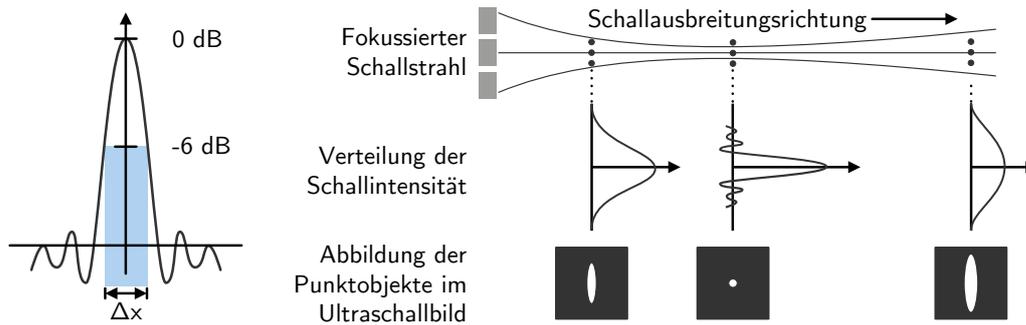


Abbildung 2.5: Laterale Auflösung – *Links*: Strahlquerschnitt in der Fokalzzone mit 6-dB-Breite, die die laterale Auflösung Δx festlegt; *Rechts*: Darstellung der lateralen Auflösung an verschiedenen Stellen eines fokussierten Schallstrahls.

Definition 6 (Reflexion bei senkrechtem Einfall):

$$R := \frac{I_r}{I_0} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad [-]$$

I_0 := Eintreffende Schallintensität

I_r := Reflektierte Schallintensität

Z_1 := Akustischer Widerstand Medium 1

Z_2 := Akustischer Widerstand Medium 2

Definition 7 (Transmission bei senkrechtem Einfall):

$$T := \frac{I_t}{I_0} = \frac{4 \cdot Z_1 \cdot Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad [-]$$

I_t := Transmittierte Schallintensität

Die Intensität I einer Schallwelle ist definiert als Energietransport pro Fläche und Zeiteinheit:

Definition 8 (Schallintensität):

$$I := p \cdot c \quad \left[\frac{N}{m \cdot s} \right]$$

p := Druck $\left[\frac{N}{m^2} \right]$

c := Schallgeschwindigkeit im Medium $\left[\frac{m}{s} \right]$

Die Schallimpedanz Z spielt beim US eine ähnliche Rolle wie die „klassische“ Impedanz in der Elektrotechnik und ist das Produkt aus der Dichte ρ des Mediums und der Schallgeschwindigkeit c im Medium:

Definition 9 (Schallimpedanz):

$$Z := c \cdot \rho \quad \left[\frac{kg}{m^2 \cdot s} \right]$$

c := Schallgeschwindigkeit im Medium $\left[\frac{m}{s} \right]$

ρ := Dichte des Mediums $\left[\frac{kg}{m^3} \right]$

¹RTV-11 (Härte 41 Shore-A); Hersteller: Momentive, Columbus, OH, USA

Tabelle 2.2: Für die Sonographie relevante Eigenschaften verschiedener Materialien: Schallgeschwindigkeit c , Akustische Impedanz Z , Dichte ρ sowie der Reflektionsfaktor ${}^M\mathbf{R}_W$ einer Schallwelle, die im Wasser verläuft und senkrecht auf eine Grenzschicht mit dem Medium auftrifft.

Medium	$c \left[\frac{m}{s} \right]$	$Z \left[\frac{g}{cm^2 s} \right] \cdot 10^5$	$\rho \left[\frac{g}{cm^3} \right]$	${}^M\mathbf{R}_W$ [%]	Quelle
Wasser bei 25°C	1497	1,494	0,998	0,0	Selfridge (1985)
Luft bei 0 °C	331	0,00043	0,01	99,88	Selfridge (1985)
Fett	1430	1,33	0,93	0,34	Szabo (2004)
Muskel	1580	1,65	1,04	0,25	Szabo (2004)
Knochen	3198	6,36	1,99	36,91	Szabo (2004)
Weichgewebe (im Mittel)	1561	1,63	1,043	0,19	Culjat u. a. (2010)
Niere	1560	1,64	1,05	0,21	Szabo (2004)
Hirn	1560	1,62	1,04	0,16	Culjat u. a. (2010)
Silikon ¹	1050	1,24	1,18	0,86	Selfridge (1985)

Abschwächung

Für die Abschwächung der Schallintensität I gibt es verschiedene Ursachen, die zu einer Begrenzung der Eindringtiefe führen. Die dominanten Ursachen sind: i) Absorption, ii) Streuung und iii) Reflektion (siehe Abschnitt 2.1.1 Schallausbreitung). Mit zunehmender Eindringtiefe z nimmt die Schallintensität exponentiell nach folgender Regel ab.

Definition 10 (Abschwächung):

$$I(z, f) = I_0 \cdot \exp(-\mu(f) \cdot z) \quad \left[\frac{N}{m \cdot s} \right]$$

- z := Eindringtiefe
 f := Schallfrequenz
 I_0 := Ausgangsintensität
 $\mu(f)$:= Frequenzabhängiger Schwächungskoeffizient

Ähnlich wie bei der EM-Strahlung hat der Schwächungskoeffizient einen Absorptions- $\mu_a(f)$ und einen Streuanteil μ_s

$$\mu(f) = \mu_a(f) + \mu_s. \quad (2.2)$$

Der Schwächungskoeffizient ist abhängig vom durchquerten Medium. Die Absorption der Schallintensität ist frequenzabhängig und nimmt mit steigender Frequenz zu. Ursache für die Absorption ist die Interaktion der Schallwelle mit dem Medium, die zu einer Erwärmung führt. Die Streuungen werden durch kleine Inhomogenitäten im Gewebe hervorgerufen, die für die Struktur des Gewebes charakteristisch sind.

Schallempfang und Visualisierung

Wie zuvor erwähnt basiert die Sonographie auf dem Puls-Echoprinzip, das heißt, die Schallwellen werden von der Sonde nicht kontinuierlich, sondern in Form von Pulsen generiert. Nach jedem Puls wird mit Hilfe derselben Piezokristalle, die den Puls erzeugt haben, ein US-Bild aus den zurückkehrenden Echos erzeugt. Aus diesem Grund muss zwischen zwei Pulsen genug Zeit vergehen, dass alle Echos zurückkehren können. Typischerweise werden nur zu einem Prozent der Zeit Schallwellen erzeugt und zu 99 Prozent auf die zurückkehrenden Echos gewartet (Nyland und Mattoon, 2002).

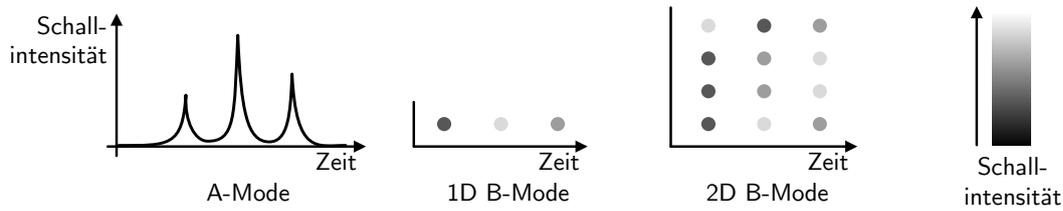


Abbildung 2.6: Methoden zur US-Visualisierung. *Links*: Im A-Mode werden die Amplituden der Schallintensitäten der Echos als Ausschläge auf der Zeitachse dargestellt; *Mitte*: Im 1D B-Mode wird nur ein Schallstrahl dargestellt. Die Amplituden der reflektierten Schallintensitäten werden als Grauwerte dargestellt; *Rechts*: Im 2D B-Mode werden die reflektierten Schallintensität mehrerer Schallstrahlen parallel dargestellt.

Die zurückkehrenden Echos werden in Abhängigkeit von der Zeit aufgezeichnet. Die Laufzeit t_{echo} eines Echos hängt von der Schallgeschwindigkeit im Medium c ab und von der Distanz z zwischen der US-Sonde und der Reflexionstelle

$$t_{echo} = \frac{2z}{c}. \quad (2.3)$$

Bei einer Schalltiefe von 25 Zentimetern in Weichgewebe dauert es also ungefähr 0,32 Millisekunden bis eine Schallwelle wieder zum Empfänger zurückkehrt. Da die Schallgeschwindigkeit in fettarmen Gewebe nur um circa zehn Prozent schwankt, ist die Zeit zwischen dem Aussenden der Schallwelle bis zum zurückkehrenden Echo ein guter Anhaltspunkt für die Strecke, die von der Schallwelle zurückgelegt worden ist. Wenn der Schallstrahl jedoch auf Gaseinschlüsse oder Knochen trifft, entstehen dadurch starke Reflexionen, die zu falschen Echointerpretationen führen können.

Die zurückkehrenden Schallwellen können mit verschiedenen Methoden visualisiert werden, die in Abb. 2.6 dargestellt sind. Bei der einfachsten Methode, dem „A-Mode“, werden die Amplituden der Echos auf einer Zeitachse dargestellt. Beim „B-Mode“ (von engl. Brightness) werden die Amplituden als Grauwerte dargestellt. Je höher die Amplitude, desto heller wird der Grauwert dargestellt. Werden mehrere Schallwandler eingesetzt, lässt sich damit ein 2D Bild erzeugen. Heutzutage ist der „B-Mode“ die am weitesten verbreitete Darstellungsweise.

Weiterführende Darstellungsweisen wie Doppler-Aufnahmen oder 3D-Visualisierung werden an dieser Stelle nicht beschrieben, da sie keine Anwendung in der vorliegenden Arbeit finden.

2.1.2 Anwendung der Sonographie in der laparoskopischen partiellen Nephrektomie

Um US für die Bildgebung anzuwenden, ist ein US-Gerät samt US-Sonde notwendig. US-Geräte sind komplexe und hochentwickelte Maschinen unterschiedlicher Bauart, die jedoch immer die folgenden Komponenten enthalten:

- einen Pulsgenerator, um die elektrischen Sendimpulse zu erzeugen, die die Piezokristalle in der US-Sonde anregen,
- eine US-Sonde, die die elektrischen Pulse des Generators in Schallwellen umwandelt und die zurückkehrenden Echos wieder zurück in elektrische Pulse transformiert,
- einen Empfänger mit Analog-Digitalwandler, um die empfangenen Pulse in interpretierbare US-Bilder zu wandeln,
- einen Monitor, der die US-Bilder inklusive zusätzlicher Informationen für die bessere Interpretierbarkeit darstellt und
- eine Methode, um die US-Bilder aufzuzeichnen und abzuspeichern.

Für die LPN eignen sich zwei Arten von US-Sonden: i) transkutane und ii) laparoskopische Sonden.



Abbildung 2.7: Ultraschallsonden: *Links*: transkutane US-Sonde, *Rechts*: laparoskopische US-Sonde mit abwinkelbarem Schallkopf.

Transkutane Ultraschallsonden (Abb. 2.7 *links*) werden hauptsächlich präoperativ zum Schallen der Niere eingesetzt (Sökeland und Rübgen, 2008) oder zum Navigieren von Biopsienadeln (Ukimura u. a., 2008). Sie werden äußerlich auf der Haut angewendet und haben eine Eindringtiefe von bis zu 30 Zentimeter (Kramme, 2011). Um Aufnahmen der Niere zu sehen, wird die US-Sonde *dorsal* knapp unterhalb des Rippenbogens angewendet. Wie in Abb. 2.8 *links* zu sehen ist, führt der Arzt die Sonde manuell auf der Haut. Um Luftschlüsse zwischen der Sondenoberfläche und der Haut zu vermeiden und um die Sonde leichter bewegen zu können, wird die Haut mit einem Gel eingerieben. Typische eingesetzte Schall-Frequenzen sind zwei bis fünf Megahertz. Wie in Abb. 2.8 *rechts* zu sehen ist, kann der Operateur bei einer LPN nicht eigenhändig die US-Sonde führen, da er in jeder Hand bereits ein Instrument hält und darüber hinaus nicht in der Lage ist, den Rücken des Patienten zu erreichen. Eine alternative Schallung durch die Bauchhöhle ist nicht möglich, da diese aufgrund des laparoskopischen Eingriffs mit Gas gefüllt ist und fast alle Schallwellen an der Grenzschicht von Gewebe und Gas reflektiert werden.

Laparoskopische Ultraschallsonden (Abb. 2.7 *rechts*) können bauartbedingt nur sinnvoll intraoperativ, während laparoskopischer Eingriffe eingesetzt werden (Matin, 2009). Sie werden durch einen Trokar in die Bauchhöhle des Patienten eingeführt, um im Inneren des Patienten von der gewünschten Stelle US-Aufnahmen zu generieren. Diese ortsinvariante Eintrittsstelle begrenzt die Bewegungen des Geräts auf eine Pivot-Punkt-Bewegung (Ukimura u. a., 2008). Um US-Bilder von einer bestimmten Stelle zu erhalten, legt der Anwender die Schallfläche auf der gewünschten Stelle ab. Da die Sonde immer unmittelbar am Zielgebiet aufgelegt werden muss, ist es nicht möglich gleichzeitig zu schallen, während das Gewebe manipuliert wird. Ein Betrieb ohne direkten Gewebekontakt ist nicht möglich, da die Bauchhöhle mit Luft gefüllt ist. Die Nähe zum Zielgebiet erlaubt den Einsatz von hohen Schallfrequenzen um die 7,5 Megahertz mit Eindringtiefe von wenigen Zentimetern (Ukimura u. a., 2008). Der Einsatz hoher Schallfrequenzen ermöglicht es, hochauflösende US-Bilder zu generieren. Die laparoskopische US-Sonde wird im Körper des Patienten manuell auf Basis der laparoskopischen 2D Videoaufnahmen geführt. Der fehlende Tiefeneindruck in Kombination mit der Einschränkung der Bewegungen um einen Pivot-Punkt macht den Einsatz der Sonde zu einer herausfordernden Aufgabe (Solberg u. a., 2009). Während der Operation sind kontinuierlich beide Hände sowohl des Operateurs als auch des Operationsassistenten in Gebrauch (Gill, 2006). Der Einsatz einer laparoskopischen Sonde verlangt also von einem der beiden, seinen gewohnten Operationsfluss zu unterbrechen, um die laparoskopische Sonde zu bedienen.

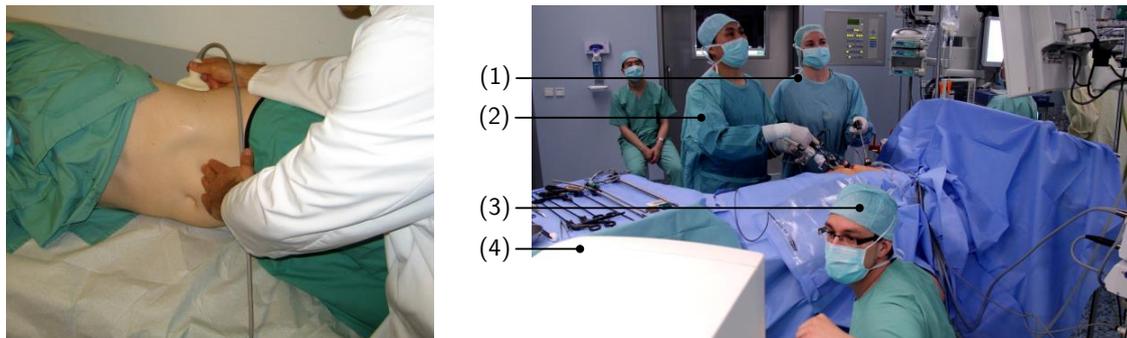


Abbildung 2.8: Anwendungen einer transkutanen US-Sonde. *Links*: Sonographische Untersuchung der Niere. Die Niere wird direkt unterhalb des Rippenbogens *ventral* geschallt. *Rechts*: Einsatz einer transkutanen US-Sonde bei einer transperitonealen LPN am Uniklinikum Leipzig. Während der Operateur (2) und der laparoskopischer Assistent (1) vor dem Patienten stehen, befindet sich der Assistent zum Führen der US-Sonde (3) und der US-Scanner (4) auf der Rückseite des Patienten.

Studien zum Einsatz von intraoperativer Sonographie

Falls angewendet, wird Ultraschall während der LPN dazu verwendet, um die Größe des Tumors, die Eindringtiefe in die Niere, den Abstand zum Sammelsystem, die Nähe zu größeren Blutgefäßen in der Niere zu bestimmen und um suspekte Satellittengeschwüre in der Niere zu untersuchen (Gill, 2006, S. 512). Die Nierenkapsel wird dazu unter sonographischer Führung kreisförmig um den Tumor herum mit einem schmalen Rand von gesundem Nierengewebe eingeschnitten.

Mit intraoperativem US lassen sich Tumore genauer identifizieren und charakterisieren, die bereits in präoperativen Aufnahmen sichtbar waren (Ukimura u. a., 2008). In einer Studie über zehn Jahre (1991 bis 2000) mit 68 LPN bei 58 Patienten wurde mit Ultraschall bei 25 Prozent (17 von 68) der Patienten sogar weitere Tumore gefunden, nachdem alle sichtbaren Tumore entfernt wurden (Choyke u. a., 2001). Als besonders nützlich wird die intraoperative Sonographie bei der LPN bewertet, vor allem bei Patienten mit Tumoren im Inneren der Niere, Tumoren, die tief ins Nierenparenchym hineinreichen oder wenn eine genauere Charakterisierung des Tumors aufgrund von schwierigen anatomischen Begebenheiten oder aufgrund einer vorherigen Operation notwendig ist (Campbell u. a., 1996; Choyke u. a., 2001; Polascik u. a., 1995).

Um die Sonographie intraoperativ effizient einsetzen zu können, ist im Vorfeld ein ausgiebiges Training notwendig. Dieses Training kann mit speziellen Trainingssystemen durchgeführt werden, die im Folgenden beschrieben werden.

2.2 Laparoskopische Trainingssysteme

Bei der LPN war bisher im Normalfall das Videolaparoskop die einzige bildgebende Informationsquelle in der klinischen Praxis. Wird die intraoperative Bildgebung nun um die Sonographie erweitert, muss der effiziente Einsatz der US-Diagnostik genauso gelernt werden, wie alle anderen chirurgischen Fertigkeiten auch. Chirurgische Fertigkeiten erlernt man in der klassischen abdominal-chirurgischen Ausbildung zum Operateur in drei Schritten: 1. dem theoretischen Studium, 2. dem intensiven Beobachten realer Eingriffe und 3. der aktiven Assistenz während der Operation (Semm, 1986). Da bei laparoskopischen Eingriffen das intensive Beobachten und die aktive Assistenz im Vergleich zu offenen Eingriffen stark eingeschränkt ist, wurden bereits in den 1980er Jahren erste laparoskopische Trainingssysteme entwickelt (Semm, 1986). Das Ziel laparoskopischer Trainingsgeräte ist es, dem Benutzer dabei zu helfen, seine kognitiven und technischen Fertigkeiten zu verbessern, die notwendig sind, um einfache und komplexe Eingriffe durchführen zu können. Die Geräte können dazu benutzt werden, komplexe Entscheidungsfindungen, zeitkritische

und seltene Szenarien und anspruchsvolle Aufgaben zu trainieren, bei gleichzeitiger Bewertung der Trainingserfolge.

Mittlerweile haben sich am Markt unterschiedliche Trainingskonzepte etabliert, die sich in physische und virtuelle Trainingskonzepte unterscheiden lassen. Bei physischen Trainingssystemen trainiert der Benutzer mit real existierenden Objekten, im Gegensatz zu virtuellen Trainern, bei denen ein Computer die Trainingsumgebung simuliert. Im Folgenden werden die einzelnen Trainingskonzepte genauer erklärt. Tabelle 2.3 am Ende des Abschnitts bietet eine Übersicht über die bisher existierenden Trainingssysteme.

2.2.1 Physische Trainer

Bei physischen Trainingskonzepten manipuliert der Anwender immer real existierende Objekte, um zum Beispiel das Dissezieren von Gewebe oder das Nähen von Wunden zu üben. Die Trainingsobjekte können beliebig sein, angefangen von einfachen Gummiringen bis hin zu ganzen Tierorganen (Earp, 2003) ist alles zu finden. Entscheidend ist, dass der Benutzer damit eine Fertigkeit trainieren kann, die während der OP Anwendung findet. Kommerzielle Hersteller von physischen Trainern sind beispielsweise Limbs & Things Ltd. (Bristol, UK), Simulab Corp. (Seattle, WA, USA) oder 3-Dmed (Franklin, OH, USA). Man unterscheidet zwei verschiedene Typen an physischen Trainingssystemen: i) Einfache Tischtrainer und ii) Black-Box Trainer (Hammoud u. a., 2008).

Einfache Tischtrainer sind alle Arten von statischen Trainingsaufbauten mit einer großen Vielfalt an unterschiedlichen Modellen. Mit ihnen lassen sich gezielt einzelne Aufgaben wie beispielsweise Knoten, Gewebe entfernen, Vernähen, Öffnen und Schließen des Unterleibs trainieren. Das Spektrum reicht von selbst gebauten Trainern bis zu kommerziell erhältlichen Trainingssets.

Black-Box Trainer bestehen aus geschlossenen Gehäusen, in die sich in der Regel zwei laparoskopische Instrumente und ein Videolaparoskop einführen lassen. Mit dieser Art von Trainern lassen sich unterschiedliche laparoskopische Fertigkeiten und Techniken unter der Verwendung von originalem OP-Instrumentarium einüben. Beim Üben werden die Aufnahmen des Videolaparoskops wie bei einer echten OP an einem externen Monitor angezeigt. Black-Box Trainer eignen sich hervorragend, um gezielt schwer zu erlernende laparoskopische Fertigkeiten, wie Augen-Hand-Koordination, Kameraeinsatz, laparoskopisches Nähen und Greifen etc. zu trainieren (Hammoud u. a., 2008). Im Gegensatz zu virtuellen Trainern lernt der Benutzer hier auch mit der Krafrückkopplung durch die laparoskopischen Instrumente umzugehen. Black-Box Trainer opfern allerdings Realitätsnähe für die Mobilität des Aufbaus, geringere Kosten sowie die Möglichkeit einer Wiederverwendung. Es gilt als erwiesen, dass sich mit Hilfe von Black-Box Trainern die technischen Fertigkeiten des Operateurs verbessern lassen und dies zu verbesserten Operationsergebnissen führt (Coleman und Muller, 2002; Scott u. a., 2000).

2.2.2 Virtuelle Trainer

Das virtuelle Training ist eine relativ neue und vielversprechende Methode, um laparoskopische Eingriffe zu trainieren. Der Anwender interagiert dabei mit Hilfe von chirurgischen Instrumenten ähnelnden physischen Eingabegeräten mit einer computer-simulierten Umgebung. In der Regel bieten diese Systeme keine Krafrückkoppelung, das heißt das Training ist auf rein visuelle Eindrücke beschränkt. Kommerzielle Hersteller sind Surgical Science (Göteborg, Schweden), Symbionix (Cleveland, OH, USA), Mentice (Gothenburg, Schweden).

Einfache Virtual-Reality Trainer bieten dem Benutzer die Möglichkeit, die individuelle Leistung für spezielle Parameter aufzuzeichnen und zu speichern wie zum Beispiel die Zeit, die notwendig war, um eine Aufgabe zu lösen, die Wirtschaftlichkeit der Handbewegungen, die Geschicklichkeit und der Umfang der Instrumentenbewegungen. Diese Daten können vom Ausbilder dazu benutzt werden, um den Fortschritt der Auszubildenden zu beobachten genauso wie vom Auszubildenden selbst, während er selbstständig übt. Weiterhin gibt es die Möglichkeit, die Schwierigkeit der ge-

stellten Aufgaben entsprechend den Fähigkeiten des Auszubildenden einzustellen.

Eingriffstrainer sind Virtual-Reality Trainer, die es dem Auszubildenden ermöglichen, den gesamten Eingriff durchzuführen und nicht nur Teile davon. Trainierbare Eingriffe sind unter anderem die gastroenterologische Endoskopie, die Cholezystektomie und die ektopische Schwangerschaft (Schwangerschaft, die sich außerhalb der Gebärmutter entwickelt) (Hammoud u. a., 2008). Der Vorteil von Eingriffstrainern ist, dass sie dem Benutzer nicht nur dabei helfen, einfache chirurgische Fertigkeiten zu erlernen, sondern auch, dass sie das Wissen und Wiedererkennen der Anatomie und der zeitlichen Abläufe des Eingriffs trainieren. Es konnte gezeigt werden, dass Anfänger (weniger als zehn Eingriffe) und fortgeschrittene Operateure (zwischen zehn und hundert Eingriffen) mit Hilfe von Eingriffstrainern ihre chirurgischen Fertigkeiten aufgrund des kombinierten Trainings kognitiver und manueller Fähigkeiten signifikant verbessern (Aggarwal u. a., 2006).

2.2.3 Training an lebenden Tieren

Das Operieren lebendiger Tiere zu Übungszwecken ist seit vielen Jahren eine beliebte Methode zur Ausbildung, Weiterentwicklung und Erforschung neuer Operationstechniken sowohl bei laparoskopischen als auch bei offenen Eingriffen (Goff u. a., 1999; Woods u. a., 1980). Es ist die erwünschte Methode, wenn es darum geht, komplexe laparoskopische Techniken zu erlernen, die nicht zuerst am Patienten geübt werden sollen (Scheeres u. a., 2004). Das Training an lebenden Tieren besticht durch die herausragende Realitätsnähe des Eingriffs, leidet aber unter der begrenzten Verfügbarkeit, den hohen Kosten, der Möglichkeit, dass Infektionskrankheiten übertragen werden und moralischen sowie ethischen Bedenken (Hammoud u. a., 2008).

2.3 Stand der Forschung

Nach ersten Master-Slave-Anwendungen in der Handhabung von radioaktiven Materialien in den 1960er Jahren, explodierte die Anzahl an eingesetzten Robotern durch deren Verwendung für die Automatisierung von Produktionssystemen in den 1970er Jahren (Siciliano und Khatib, 2008, S.1). In der Automatisierungstechnik werden Roboter mit dem Ziel eingesetzt, sich wiederholende Aufgaben unter konstanten Rahmenbedingungen schnell, genau und kostengünstig zu erledigen. Ab Ende der 1980er Jahre wurden die ersten Roboter in der Chirurgie eingesetzt, wie beispielsweise das Prostata-Projekt von Davies u. a. (1989), das Minerva-Projekt für automatisierte Biopsiesysteme im CT von Glauser u. a. (1990) und der Robodoc von K. S. Taylor (1993). Im Gegensatz zur Automatisierungstechnik liegt der Fokus in der Medizintechnik darauf, Aufgaben unter variablen Rahmenbedingungen mit bestmöglicher Genauigkeit bei gleichzeitiger Zeitersparnis durchzuführen. Folgende Bedienkonzepte haben sich hier etabliert: Bahnprogrammierte Operations- und Interventionsautomaten, Telemanipulierte Roboter und Effektoren, Handgeführte Roboter und Effektoren, Halbautonome Roboter- und Effektorbewegungen sowie Mischformen (Lüth, 2015).

Generell unterscheidet man verschiedene Typen an Roboter-Kinematiken, die sich in serielle und parallele Kinematiken sowie Mischformen aufteilen lassen (Siciliano und Khatib, 2008, Kap. 3). Bei seriellen Kinematiken hängen die Gelenke wie bei einer Kette aneinander, sodass die Änderung der Stellung eines Gelenkes Einfluss auf alle darauf folgenden Gelenke hat. Bei parallelen Kinematiken verlaufen mehrere Gelenkketten parallel zueinander, sodass sich die Stellungsänderungen an einem Gelenk in einer Kette nicht direkt auf die Gelenke einer anderen Kette auswirken. Verbreitete serielle Kinematiken sind der Vertikal-Knickarm-Roboter (engl. PUMA-Type) oder Horizontal-Knickarm-Roboter (engl. SCARA-Type). Bekannte parallele Kinematiken sind der Hexapod-Roboter oder der Delta3-Roboter. Kartesische Roboter können sowohl als serielle, als auch als parallele Kinematik ausgelegt werden (Lüth, 2015).

Zu Beginn der Medizinrobotik versuchte man noch, die für die Automatisierungstechnik entwickelten Systeme im klinischen Umfeld einzusetzen. Eine Dekade später, zu Beginn des neuen Jahrtausends, hatte man aber erkannt, dass man mit großen, schweren Robotersystemen kein Erfolg im OP-Saal haben wird (Lüth und Strauss, 2010). Außer dem „DaVinci“-System von Intuitive Surgical

Tabelle 2.3: Gegenüberstellung existierender laparoskopischer Trainingssysteme.

Simulatorotyp	Beschreibung	Messmethode	US geeignet	Angepasst an LPN	Vorteile	Nachteile
<i>Physische Trainer</i>						
- Tischtrainer	Einüben von einfachen laparoskopischen Tätigkeiten an statischen Modellen	Direkte Beobachtung	Nein	Nein	Kostengünstig, leicht herzustellen, portabel	Kein Feedback an den Anwender, starke Abstraktion von realen OP, direkte Beobachtung zur Auswertung notwendig
- Black-Box Trainer	Training in einer geschlossenen Box mit echten OP-Instrumenten	Direkte Beobachtung	Begrenzt	Nein	Einsatz von richtigen Instrumenten, Krafrückkopplung vorhanden, noch kostengünstig	Begrenztes Feedback an den Anwender, direkte Beobachtung zur vollständigen Auswertung notwendig
<i>Virtuelle Trainer</i>						
- Einfache Virtual Reality Trainer	Training von chirurgischen Fähigkeiten in einer virtuellen Umgebung	Aufzeichnung des Trainings und objektive Bewertung, Schwierigkeitsgrad einstellbar	Nein	Nein	Objektive Bewertung, Schwierigkeitsgrad individuell anpassbar	In der Regel keine Krafrückkopplung, teuer
- Eingriffstrainer	Durchführen aller Operationsschritte eines Eingriffs mit einem Virtual Reality Trainer	Aufzeichnung des Trainings und objektive Bewertung, Schwierigkeitsgrad einstellbar	Nein	Nein	Verbesserte Kenntnis der Anatomie und des zeitlichen Ablaufs des Eingriffs	In der Regel keine Krafrückkopplung, teuer
<i>Training an lebenden Tieren</i>	Trainieren der Operation an einem lebenden Tier	Direkte Beobachtung	Ja	Ja	sehr Realitätsnah	Verfügbarkeit, Kosten, Infektionsgefahr, moralische und ethische Bedenken

(Sunnyvale, CA, USA) konnte sich kein großes System in den Kliniken halten. Beispiele für Systeme, die wieder vom Markt verschwanden, sind das „AESOP“-System (ehemals Computer Motion, 2003 fusioniert mit Intuitive Surgical, Sunnyvale, CA, USA) oder der „EndoAssist“ (Freehand 2010 Ltd., Cardiff, UK)². Mittlerweile ist man dazu übergegangen kleine, leichte und spezialisierte sowie teilweise autoklavierbare robotische Systeme zu realisieren (Lüth und Strauss, 2010). Dieser Trend wurde zur Jahrtausendwende zeitgleich von den drei Gruppen um Russ Taylor (Baltimore, MD, USA), Jocelyne Troccaz (Grenoble, Frankreich) und Tim Lüth (Berlin/München, Deutschland) initialisiert und vorangetrieben. Die ersten Systeme dieser Generation waren der „LER“ (Berkelman u. a., 2003) und der „Robopoint“ (Schauer u. a., 2003). Die Erkenntnisse, die man mit dem Robopoint-System gewann, wurden dazu verwendet, um Kleinroboter für die HNO-Chirurgie zu entwickeln. Es entstand ein System zum Führen von starren Endoskopen (Krinninger u. a., 2009; Krinninger, 2011; Krinninger u. a., 2008), ein System zum Führen von Fein-Instrumenten (Maier; Strauss u. a., 2010; Maier, 2012) und ein System zum Führen von Exoskopen (Kraus u. a., 2009).

Mittlerweile sind weit mehr als zwei Jahrzehnte vergangen, seitdem die ersten medizinrobotischen Systeme eingesetzt wurden. In dieser Zeit wurde eine Vielzahl neuer medizinrobotischen Systeme veröffentlicht. Eine Übersicht über solche Systeme aus Sicht der Mediziner bieten die Publikationen von Ballantyne (2002), Hockstein u. a. (2007), Lanfranco u. a. (2004) und Pott u. a. (2005). Aus der Perspektive des Technikers sind folgende Übersichtspublikationen verfasst: Bekey und Yuh (2008), Camarillo u. a. (2004), Cleary u. a. (2006), Dario u. a. (1996), Fichtinger u. a. (2008), Gomes (2011), Hager u. a. (2008), Kazanzides u. a. (2008), Lüth und Bier (1999), Lüth und Hein (2000), Lüth und Strauss (2010), Rembold und Burghart (2001), R. H. Taylor (2006) und R. H. Taylor u. a. (2008).

2.3.1 Mechatronische Assistenzsysteme zum Ausrichten einer transkutanen Ultraschallsonde

Um den Nachteil der Benutzerabhängigkeit bei transkutanen US-Aufnahmen aufzulösen, wäre es möglich einen Roboter einzusetzen, da sich mit diesem Gerät eine US-Sonde ohne zusätzliches Personal, durch den Operateur kontrolliert, ausrichten ließe. Der Roboter muss in der Lage sein, eine transkutane US-Sonde so am Körper des Patienten zu führen, dass der Chirurg während der Operation US-Aufnahmen aus dem Inneren der Niere sehen kann.

Um den Mehrwert durch den Roboter zu maximieren, sollte dieser intuitiv steuerbar sein, das heißt eine minimale Einlernphase haben und die Freiheitsgrade abdecken, die der Arzt von der manuellen Benutzung der US-Sonde gewohnt ist. Bei der manuellen Benutzung einer transkutanen US-Sonde führt der Anwender neben translatorischen Bewegungen auch rotatorische Bewegungen durch. In Abb. 2.9 sind diese Rotationsbewegungen dargestellt. Zu beachten ist hierbei, dass alle Rotationbewegungen um einen Pivot-Punkt orientiert sind. Der Pivot-Punkt liegt dort, wo die Zentralachse der US-Sonde auf die Haut des Patienten auftrifft. Da der Pivot-Punkt direkt auf der Haut des Patienten liegt, können dort keine Gelenke platziert werden, es muss also eine Kinematik benutzt werden, die einen entfernten Drehpunkt (engl. *Remote Center-of-Motion* (RCM)) besitzt. RCM Kinematiken können softwaretechnisch oder mechanisch umgesetzt werden (Boctor u. a., 2004). Kinematiken mit mechanischem RCM sind so aufgebaut, dass sich der TCP sich nur um den definierten Pivot-Punkt drehen lässt. Softwaretechnische RCM Lösungen können sich rein mechanisch gesehen freier bewegen, sind aber softwareseitig so begrenzt, dass sie nur Bewegungen um einen Pivot-Punkt zulassen. Die Übersichtspublikationen von Zong u. a. (2008) und Xu u. a. (2007) bieten eine Übersicht über die bekannten Grundtypen an mechanischen RCM Kinematiken. Folgende RCM-Kinematiktypen wurden im Stand der Forschung bisher bei Robotern zum Ausrichten von transkutanen US-Sonden beschrieben (vgl. Abb. 2.10):

- *einachsige Drehgelenke* (engl. *single-revolute-joint*),
- *Schubgelenke auf Kreisbahnen* (engl. *circular-prismatic-joint*),
- *Parallelogramm-Kinematiken* (engl. *parallelogram-based*) und

²bis 2000 Armstrong Healthcare Ltd.; ab 2000 bis 2009 Prosurrgics Ltd.; Seit 2009 Freehand 2010 Ltd.; Freehand 2010 gehört wiederum der OR Productivity PLC Holding, Guildford, UK.

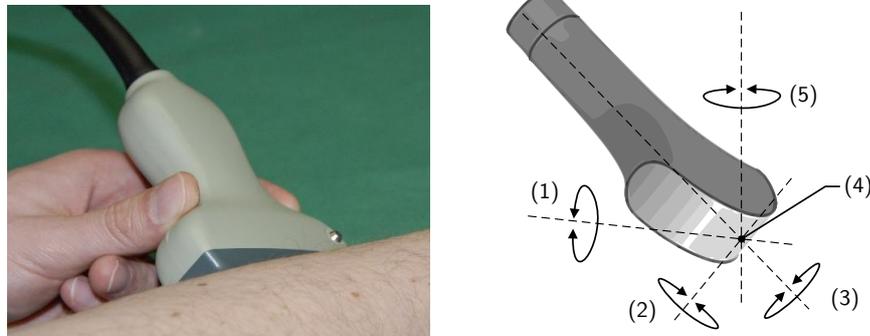


Abbildung 2.9: Typische Rotationsbewegungen einer US-Sonde beim Einsatz (Courreges u. a., 2008; Salcudean; Bell; Bachmann u. a., 1999): (1) Nicken, (2) Gieren, (3) Rollen, (4) Pivot-Punkt, (5) Präzessionsbewegung. Die Rotationsachsen (1) bis (3) sind sondenfest. Rotationsachse (5) ist ortsfest; angelehnt an F. B. Geiger (2012).

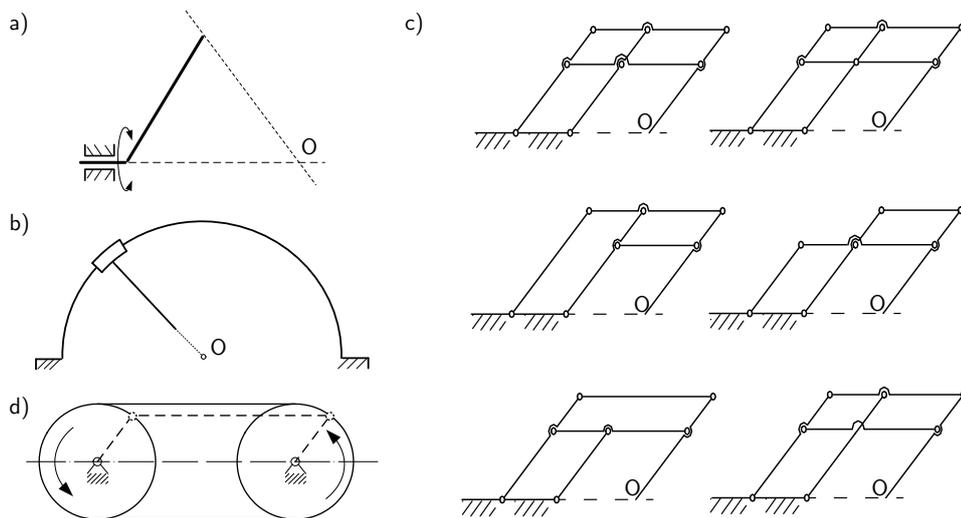


Abbildung 2.10: RCM-Grundtypen, die bei Robotern zur Manipulation von transkutanen US-Sonden verwendet wurden. O kennzeichnet den virtuellen Drehpunkt der Kinematik: a) einachsiges Drehgelenk, b) Schubgelenk auf Kreisbahn, c) Parallelgramm-Kinematiken, d) gleichförmig übersetztes Getriebe; angelehnt an Zong u. a. (2008).

- *gleichförmig übersetzte Getriebe* (engl. synchronous-transmission-based).

Erste Ansätze zum motorisierten Führen einer transkutanen US-Sonde an einem Patienten wurden Ende der 1990er Jahr publiziert (Boudet u. a., 1997; Pierrot u. a., 1999). Damals versuchte man die Sonde mit einem klassischen Vertikal-Knickarmroboter zu bewegen. Es setzte sich jedoch schnell die Erkenntnis durch, dass zum Lösen dieser Aufgabe angepasste Spezialkinematiken besser geeignet sind. Der kommende Abschnitt beschreibt mechatronischen Assistenzsysteme, die im Stand der Forschung bekannt³ sind. Diese Systeme zum mechatronischen Führen einer transkutanen US-Sonde wurden anhand folgender Kriterien selektiert:

- *Realisierung*: das System musste gebaut worden sein und darf nicht nur als virtuelles Modell existieren, wie zum Beispiel das Konzept von Lessard u. a. (2007).
- *Klinische Einsetzbarkeit*: das System muss zumindest mit dem Anspruch entwickelt worden sein, dass es klinisch einsetzbar sein könnte. Es reicht nicht aus, eine US-Sonde an einem beliebigen Industrieroboterarm zu befestigen und diese damit zu bewegen, wie zum Beispiel in der Veröffentlichung von Janvier u. a. (2014).
- *Mindestens zwei mechatronisch aktuierte Freiheitsgrade*: das Assistenzsystem muss mindestens zwei mechatronische aktuierte Freiheitsgrade zum Ausrichten der US-Sonde haben.
- *Verwendung einer transkutanen US-Sonde mit einer Eindringtiefe von mehr als 20 Zentimeter*: In dieser Dissertation wird kein System beschrieben, das zum Ansteuern folgender US-Sondentypen gedacht ist:
 - Laparoskopische Sonden, wie zum Beispiel das DaVinci System (Intuitive Surgical, Sunnyvale, CA, USA), da sich mit diesen Systemen nicht die Probleme aus dem Stand der Technik lösen lassen,
 - Transrektale Sonden, da sich damit keine Aufnahmen der Niere erstellen lassen und
 - Transkutane Sonde mit wenigen Zentimetern Eindringtiefe, mit denen sich keine Aufnahmen der Niere erstellen lassen wie zum Beispiel das *Acuson S2000* System (Siemens, München und Berlin, Deutschland), das *somo.v* System (U-Systems, Sunnyvale, CA, USA) oder das System von Ikedo u. a. (2007).

Alle im Stand der Forschung bekannten mechatronischen Assistenzsysteme lassen sich in zwei Anwendungsfelder einteilen:

- Assistenzsysteme für die Tele-Sonographie*: Diese Systeme werden von einem Assistenten am Patienten positioniert und durch einen Experten bedient, der sich an einem anderen Ort befindet.
- Assistenzsysteme zur Entlastung von Vollzeit-Sonographie Technikern*: Diese Systeme dienen dazu, die Berufsgruppe der Vollzeit-Sonographie Techniker zu entlasten, indem sie die Führung der US-Sonde automatisieren.

Assistenzsysteme für die Tele-Sonographie

Da die Ergebnisse der US-Diagnostik stark von den Fähigkeiten des Anwenders abhängen, ist für den effektiven Einsatz dieser Bildgebungsmethode ein erfahrener Experte notwendig. Es gibt jedoch Situationen, in denen das erforderliche Personal vor Ort nicht zur Verfügung steht, wie beispielsweise in Regionen mit schlechter medizinischer Versorgung oder bei medizinischen Notfällen.

Um diesen Herausforderungen zu begegnen, wurden telemedizinische Assistenzsysteme zur Steuerung einer transkutanen US-Sonde erforscht. Die Systeme bestehen immer aus folgenden drei Einheiten (Courreges u. a., 2008):

1. Die ortsfeste *Master Station* (Abb. 2.11-links) befindet sich beim US-Experten. Hier betrachtet der Mediziner die US-Aufnahmen vom Patienten und schickt Steuerbefehle an den Manipulator beim Patienten. Über ein Video-Konferenzsystem kann der Experte mit den Sanitätern beim Patienten kommunizieren.

³Recherchiert wurde auf IEEEExplore, Google Scholar, ScienceDirect, PubMed und ISI Web of Knowledge.

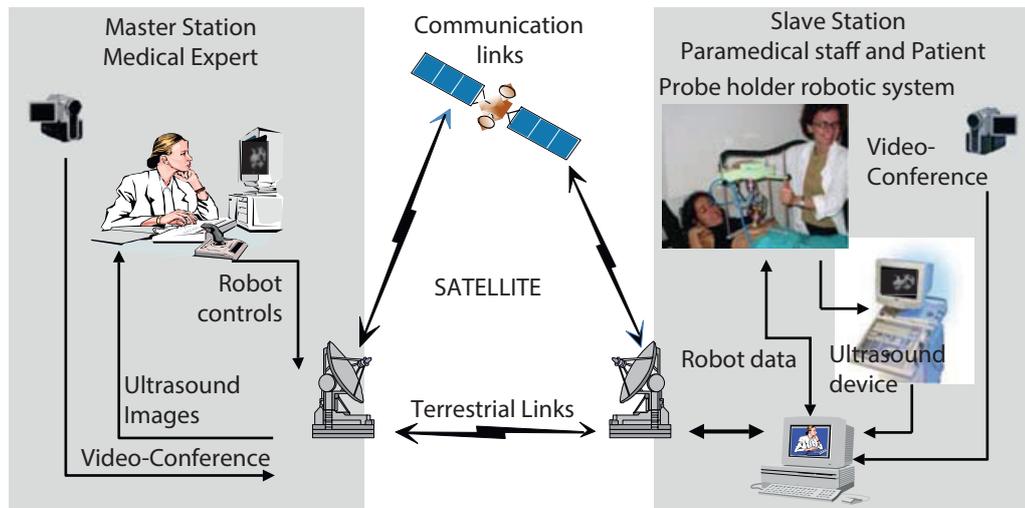


Abbildung 2.11: Aufbau eines Tele-Sonographie Systems. *Links*: Master Station mit dem US-Experten; *Mitte*: Kommunikationsverbindung; *Rechts*: Slave Station beim Patienten mit Sanitäter. Entnommen aus Courreges u. a. (2008).

- Die *Slave Station* (Abb. 2.11-rechts) ist mobil und befindet sich beim Patienten. Sie wird von einem Sanitäter aufgebaut und beinhaltet den Manipulator, der die US-Sonde bewegt, inklusive Steuergerät, das US-Gerät, ein Video-Konferenzsystem und das Kommunikationssystem, das für die Verbindung mit der „Master Station“ sorgt.
- Die *Kommunikationsverbindung* (Abb. 2.11-Mitte) zwischen der Master-Station und der Slave-Station verläuft je nach Verfügbarkeit terrestrisch (kabelgebunden oder kabellos) oder via Satellit und transportiert verschiedene Arten von Informationen:
 - Roboter Steuerdaten: Slave Station \Leftarrow Master Station (Bei Force Feedback Systemen: Slave Station \Leftrightarrow Master)
 - Videokonferenzdaten (Audio und Video): Slave Station \Leftrightarrow Master Station
 - US-Bilder: Slave Station \Rightarrow Master Station
 - Synchronisations-Flags: Slave Station \Leftrightarrow Master Station

Benutzt werden diese Telemedizinssysteme wie folgt:

- Vorbereitung*: Aufbau der Slave Station mit US-Gerät beim Patienten durch einen Sanitäter. Positionieren des Manipulators mit US-Sonde am Patienten. Verbindungsaufbau mit der Master Station im Expertenzentrum.
- Einsatz*: Steuerung des Manipulators durch den entfernt sitzenden US-Experten. Diagnose der US-Aufnahmen durch den Experten. Kommunikation zwischen US-Experten und Sanitäter, Patient über ein Video-Konferenzsystem.
- Nachbereitung*: Trennen der Verbindung zum Expertenzentrum. Abbau der Slave Station und des Manipulators.

Um die Jahrtausendwende gab es ein Hoch bei den Neuvorstellungen an Assistenzsystemen für die Tele-Sonographie (Cunha u. a., 1998; Gourdon; Poignet; Poisson; Vieyres u. a., 1999; Masuda u. a., 2001b; Mitsubishi u. a., 2001; Vilchis-Gonzales u. a., 2001), die danach wieder abgeflacht ist. Diese sowie nachfolgende Publikationen beschäftigten sich schwerpunktmäßig mit folgenden Themen:

- Manipulatorsystem*: Die US-Sonde muss sich immer im direkten Kontakt mit dem Patienten befinden und dementsprechend auch der Manipulator. Wie alle Medizintechnikprodukte muss ein solches System so aufgebaut sein, dass in keiner Situation eine Gefahr für den Patienten

ausgeht. Dieses Ziel erreicht man am besten durch inhärente Sicherheitsfunktionen wie beispielsweise ein geringes Gewicht oder Nachgiebigkeit der Mechanik (Onogi u. a., 2013). Ein geringes Gewicht ist darüber hinaus für die Portabilität wichtig.

2. *Kommunikationsverbindung*: Die Verbindung zwischen der Slave und der Master Station hat eine Schlüsselfunktion bei telemedizinischen Systemen. Bei der Implementierung ist darauf zu achten, dass sowohl die Anforderungen an das Datenvolumen als auch an die Latenz eingehalten werden. Datenströme mit großem Volumen entstehen durch die US-Aufnahmen und das Video-Konferenzsystem. Latenzempfindlich sind die Steuerdaten für den US-Manipulator.

MIDSTEP (1998)

Die erste Publikation, die ein Konzept beschreibt, bei dem eine transkutane US-Sonde motorisiert an einem Patienten ausgerichtet wird, stammt von Cunha u. a. (1998). Die Publikation beschreibt das „MIDSTEP“-System, das bei einem Forschungsprojekt mit Partnern aus dem Vereinigten Königreich, Frankreich und Italien im Rahmen des EU ACTS Frameworks entwickelt wurde. MIDSTEP steht für „Multimedia Interactive DemonStrator TelePresence“ und unterteilt sich in „Patientenseite“ und „Expertenseite“. Der Fokus der Publikation liegt auf dem Kommunikationsframework und hier besonders auf dem „MIDSTEP Communication Protocol“ (MCP), das für die Anwendung neu entwickelt wurde. Die eingesetzten Hardwarekomponenten sind kommerzielle Produkte. Beim Patienten befindet sich das US-Gerät mit Sonde, der Roboter zum Ausrichten der US-Sonde (EndoSista II; Freehand 2010 Ltd., Cardiff, UK) und der „Robot Station PC“. Der „Robot Station PC“ schickt die US-Bilder zum US-Experten und steuert den Roboter anhand der empfangenen Steuerbefehle. Während des Scanvorgangs liegt die Sonde direkt auf dem Patienten auf. Eine Krafrückkopplung findet nicht statt. Bewegungen des Patienten wurden mit einem Laser Scanning System (Hall u. a., 1982) gemessen, um die Position des Roboters anpassen zu können. Beim US-Experten befindet sich der „Expert Station PC“, der die US-Bilder anzeigt sowie die Steuerbefehle für den Roboter entgegen nimmt und zur Patientenseite schickt. Der US-Experte gibt die Steuerbefehle mit einem nicht näher spezifizierten „dummy laparoscopic joystick control“ ein. Als mögliche Anwendungen für das System werden minimal-invasive Eingriffe, Biopsien und allgemein sonographische Untersuchungen genannt. Eine Spezialisierung des Systems auf eine bestimmte Eingriffsart sowie ein Sterilisationskonzept sind nicht beschrieben. Bekannte Publikationen zu dem System sind: Cunha u. a. (1998).

OTELO (1999 bis 2010)

OTELO (mObile Tele-Echography using an ultra-Light rObot) ist ein europäisches Gemeinschaftsprojekt unter Leitung von Gerard Poisson und Pierre Vieyres zum Thema sonographische Telemedizin, das primär an der Universität von Orlean in Bourges, Frankreich bearbeitet wurde. Ergebnisse des Projektes sind ein portabler Manipulator für eine transkutane US-Sonde mit sechs seriellen Freiheitsgraden und ein speziell für die Aufgabe entwickelter Joystick. Der Manipulator kann einarmig getragen werden und hat den Arbeitsraum eines Handtellers. Der Manipulator wird auf dem Patienten im Zielgebiet abgelegt und besitzt keinen externen Haltearm (siehe Abb. 2.12-links). Die Feinpositionierung der US-Sonde erfolgt über die Kinematik. Die Sonde kann mit dem Manipulator in allen drei Raumrichtungen linear verschoben werden. Durch die RCM Kinematik lässt sich die Sonde über eine Nutations- und Präzessionsbewegung sowie eine Rotation um die Symmetrieachse orientieren. Die Kinematik besitzt Singularitäten, die über die Robotersteuerung vermieden werden. Über einen Dehnmessstreifen in der US-Halterung wird der Anpressdruck der Sonde an den Patienten gemessen und durch die Robotersteuerung auf 20 Newton begrenzt. Das System unterstützt eine Force-Feedback Steuerung. Über ein nicht näher spezifiziertes Telekonferenzsystem kann der US-Experte mit dem Rettungsassistenten beim Patienten sowie dem Patienten kommunizieren. Zur Bildübertragung wurden verschiedene Algorithmen untersucht, unter anderem eine Adaption von JPEG2000, jedoch ohne klar erkennbare Ergebnisse. Zur Steuerung des Manipulators wurde eine „fiktive US-Sonde“ nachgebaut, die es in einer Version ohne und einer mit Force-Feedback Unterstützung gibt. Ein Sterilisationskonzept zum intraoperativen Einsatz ist nicht bekannt. Über die INRIA Ausgründung Robosoft (Bidart, Frankreich) ist geplant, das OTELO Konzept unter

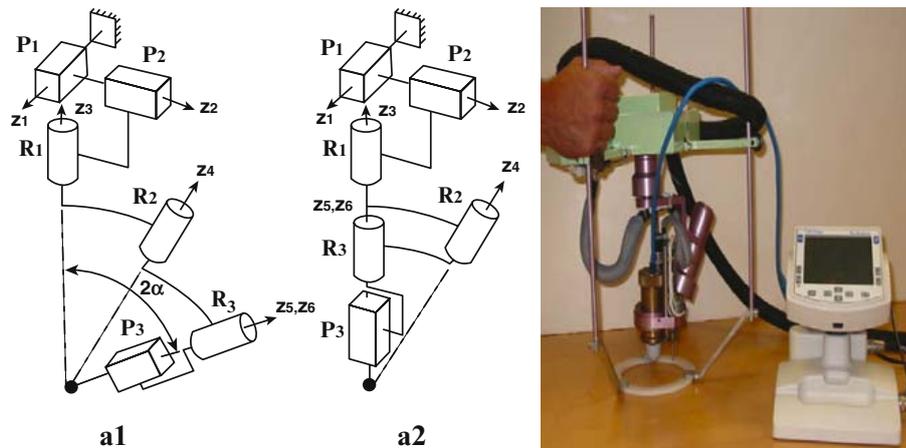


Abbildung 2.12: Manipulator des OTELO Systems. Entnommen aus Courreges u. a. (2008).

dem Namen „ESTELE“ kommerziell zu vermarkten. Bis zur Veröffentlichung dieser Dissertation ist jedoch vermerkt, dass das System aufgrund von rechtlichen Schwierigkeiten noch nicht kommerziell zur Verfügung steht (Robosoft, 2007). Folgende Publikationen sind zu dem System erschienen: Arbeille u. a. (2007), Arbeille u. a. (2003), Courreges u. a. (2004), Courreges (2003), Courreges u. a. (2008), Delgorge u. a. (2005), Delgorge u. a. (2002), Essomba u. a. (2012), Garawi u. a. (2006), Gourdon; Poignet; Poisson; Parmantier u. a. (1999), Gourdon; Poignet; Poisson; Vieyres u. a. (1999), Nouaille u. a. (2010) und Smith-Guerin u. a. (2003).

Masuda (2001 bis 2003)

Masuda u. a. (2001b) entwickelten an der Ehime University, Japan ein eigenes Tele-Sonographie System. Wie in Abb. 2.13 zu sehen, wird der Manipulator während des Einsatzes auf der Brust des Patienten abgelegt. Es ist daher nicht notwendig, Rücksicht auf Bewegungen des Patienten zu nehmen. Der mechanische Aufbau besteht aus einer kardanischen Aufhängung, einem Pantografmechanismus sowie einem Gleitmechanismus. Über die kardanische Aufhängung kann die US-Sonde in zwei Freiheitsgraden rotiert werden. Über den Pantografen und die Linearführung sind die drei translatorischen Freiheitsgrade kontrollierbar. In einem sechsten Freiheitsgrad kann die US-Sonde in ihrer Halterung um die Zentralachse rotiert werden. Gesteuert wird der Manipulator per Telemanipulation über zwei konventionelle Joysticks, die vom US-Experten bedient werden. Das System besitzt kein Force-Feedback. Ein Sterilisationskonzept ist nicht bekannt. Zur Übertragung der Videosignale wurde der T.120 Standard der International Telecommunication Union (ITU) verwendet. Die Bilddaten wurden experimentell per WLAN erfolgreich über eine Strecke von 1,4 Kilometern im Common Intermediate Format (CIF) Format übertragen. Zur Übertragung der Robotersteuerungsdaten wurde das HORB Framework von Satoshi (1997) benutzt, das sich von der Object Request Broker (ORB) Technik bei verteilten Systemen ableitet. Bekannte Publikationen zu dem System sind: Masuda u. a. (2001a), Masuda u. a. (2001b), Masuda; Kimura; Tateishi; Suzuki u. a. (2002) und Masuda; Tateishi u. a. (2002).

Mitsubishi (2001 bis 2009)

Die Arbeitsgruppe um Mamoru Mitsubishi an der Universität Tokyo, Japan entwickelte zur Jahrtausendwende ein tele-sonographisches System zur Untersuchung von Gelenkerkrankungen (Arthropathie), die durch Dialyse verursachte abnormal veränderte Proteine in Zellzwischenräumen (Amyloidose) entstanden sind. Da es nur wenige Experten gibt, die diese Ablagerungen diagnostizieren können, sollen die Diagnosemöglichkeiten mit einem tele-sonographischen System verbessert werden. Wie bei den zuvor beschriebenen tele-sonographischen Systemen gibt es eine Master- und eine Slave-Station. Beide Stationen kommunizieren über eine ISDN Verbindung, die aus zwei getrennten

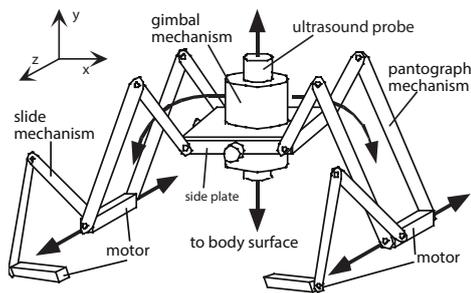


Abbildung 2.13: Tele-Sonographie System der Ehime Universität, Japan. Entnommen aus Masuda; Tateishi u. a. (2002).

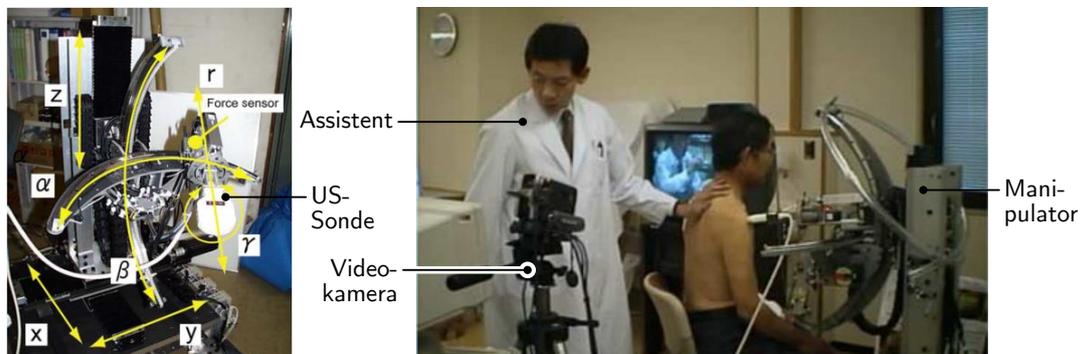


Abbildung 2.14: Tele-Sonographie System von Mitsubishi *et al.* Links: Slave Manipulator mit sieben Freiheitsgraden; Rechts: System im Einsatz. Entnommen aus Koizumi u. a. (2008) © 2008 IEEE.

Leitungen besteht. Eine Leitung wird für die Audio-Video Daten genutzt und die andere für die Robotersteuerdaten. Experimentell wurde das System über eine Verbindung von 700 Kilometern betrieben. Der Manipulator in der Slave Station hat sieben serielle Freiheitsgrade: drei orthogonale translatorische Freiheitsgrade, drei Rotationsfreiheitsgrade und einen zusätzlichen translatorischen Freiheitsgrad im Zentrum des Rotationsgetriebes (vgl. Abb. 2.14). Das Rotationsgetriebe hat einen RCM und besteht aus drei seriellen auf Kreisbahnen verlaufenden Schubgelenken. An der US-Sonde befindet sich ein Dreiachs-Kraftsensor über den der Anpressdruck der Sonde gemessen wird. Der Manipulator hat die Größe eines Menschen und ist auf einem fahrbaren Wagen gelagert. Während der Anwendung sitzt der Patient aufrecht und der Roboter steht vor ihm (vgl. Abb. 2.14 rechts). Für das System ist kein Sterilisationskonzept beschrieben. Zur Steuerung des Roboters wurde ein neuartiger Master Manipulator mit sechs Freiheitsgraden entwickelt. Um dem US-Experten ein möglichst natürliches Gefühl bei der Steuerung der US-Sonde zu bieten, kann der Master Manipulator den Anpressdruck der Sonde an den Patienten über eine Kraftrückkopplung wiedergeben. Um durch Leitungsdelays und Verbindungsabbrüche verursachte Probleme zu vermindern, wurde ein Regelalgorithmus erforscht, der für eine kontinuierliche Bewegung der US-Sonde bei kurzen Aussetzern sorgt. Bekannte Publikationen zu dem System sind: Koizumi u. a. (2003), Koizumi u. a. (2002), Koizumi u. a. (2009), Koizumi; Kato u. a. (2003), Koizumi u. a. (2008) und Mitsubishi u. a. (2001).

Troccaz (TER, 2001 bis 2007)

In der Gruppe um Jocelyne Troccaz (Grenoble, Frankreich) wurde in einem von der französischen Regierung und von der France Telecom (Paris, Frankreich) geförderten Projekt das Tele-

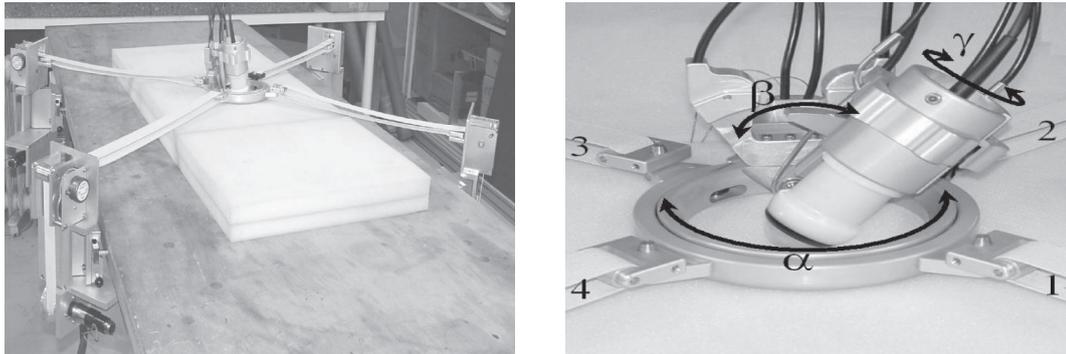


Abbildung 2.15: Manipulator des TER Projekts. *Links*: Über Gurte angetriebene Parallelkinematik zum Ausrichten der RCM-Kinematik. *Rechts*: Serielle RCM Kinematik zum Feinpositionieren der US-Sonde. Entnommen aus Vilchis; Troccaz u. a. (2003) © 2003 IEEE.

Sonographische System TER (Tele-Echographie Robotic) erforscht. Anwendung ist die sonographische Untersuchung von schwangeren Frauen. Als Master Manipulator wurde ein PHANTOM (3D Systems, Rock Hill, SC, USA) mit sechs Freiheitsgraden und Krafterückkopplung eingesetzt. Zur Informationsübertragung können ISDN und LAN Verbindungen genutzt werden. Das Slave System hat sechs Freiheitsgrade und besteht aus einer gurtbetriebenen Parallelkinematik, die eine RCM Kinematik auf dem Oberkörper des Patienten ausrichtet (Abb. 2.15 *links*). Die Parallel-Kinematik ist an der Patientenliege befestigt und hat einen Arbeitsbereich von 50×50 Zentimeter. Die RCM Kinematik besitzt drei Freiheitsgrade, die über zwei Schubgelenke auf Kreisbahnen sowie über ein einachsiges Drehgelenk realisiert ist (Abb. 2.15 *rechts*). Die drei rotatorischen Freiheitsgrade haben einen Dynamikumfang von $\alpha = \pm 90^\circ$, $\beta = \pm 40^\circ$ und $\gamma = \pm 90^\circ$. Um den Anpressdruck der US-Sonde anzupassen, lässt sich diese entlang ihrer Zentralachse um zwei Zentimeter verfahren. Der Anpressdruck der US-Sonde wird über einen Kraftsensor gemessen. Ein Sterilisationskonzept ist nicht beschrieben. Bekannte Publikationen zu dem System sind: Guerraz u. a. (2002), Guerraz u. a. (2001), Guiochet und Vilchis (2002), Martinelli u. a. (2007), Vilchis; Troccaz u. a. (2003), Vilchis; Masuda u. a. (2003) und Vilchis-Gonzales u. a. (2001).

Vilchis-Gonzalez (TERMI, 2007)

Das TERMI (Tele-Ecografia Robotizada de los Miembros Inferios) ist das Nachfolgesystem von TER. Das System wurde nach dem Ende des TER Projekts von Adriana Vilchis-Gonzalez *et al.* in Mexiko prototypisch aufgebaut. Anwendung ist die Untersuchung von Venenthrombosen (Zusetzung von Venen durch Blutgerinnsel) in den Beinen. Der Manipulator hat vier serielle Freiheitsgrade (Abb. 2.16). Die drei rotatorischen Freiheitsgrade α , β und γ haben einen gemeinsamen RCM in der Spitze der US-Sonde vom Typ „Schubgelenk auf Kreisbahn“. Die Gelenke können um $\alpha = 100^\circ$, $\beta = 80^\circ$ und $\gamma = 360^\circ$ rotiert werden. Der letzte Freiheitsgrad ζ in der Kette kann die Sonde translatorisch bewegen, um den Anpressdruck der Sonde an den Patienten zu regeln. Wie der Anpressdruck gemessen wird, ist nicht beschrieben. Der Manipulator wird von einer mobilen Plattform getragen. Ein Sterilisationskonzept ist nicht beschrieben genauso wenig wie die Master Station oder die Verbindung zwischen der Master und der Slave Station. Bekannte Publikationen über das TERMI sind: Adriana u. a. (2008) und Vilchis-Gonzalez u. a. (2007).

Iwata (FASTeTele, 2010 bis 2014)

An der Waseda Universität in Japan wurde von der Gruppe um Hiroyasu Iwata das FASTeTele System entwickelt. Anwendung findet das System bei FAST (Focused Assessment with Sonography for Trauma), das heißt bei gezielter Untersuchung von Verletzung mit US-Diagnostik im Rahmen medizinischer Notfallbehandlungen. Ziel ist es, dass der Sanitäter das System am Unfallort oder

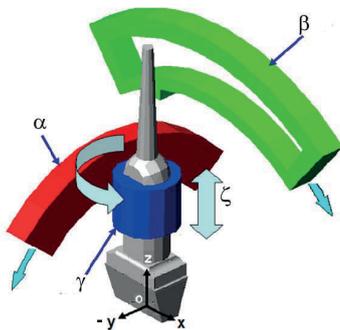


Abbildung 2.16: Manipulator des TERMI Projekts. Entnommen aus Vilchis-Gonzalez u. a. (2007) © 2007 IEEE.

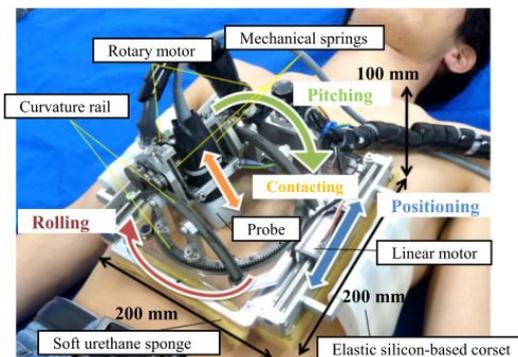
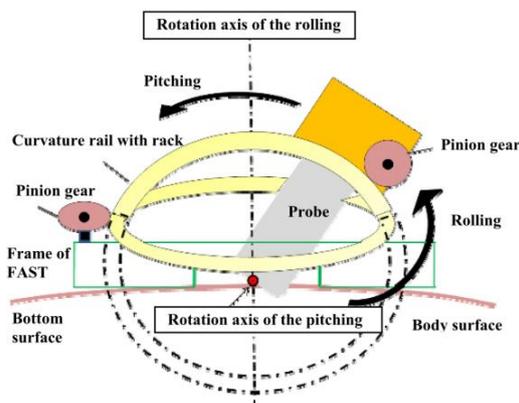


Abbildung 2.17: Manipulator der Arbeitsgruppe von Iwata zur US-Untersuchung von Unfallopfern. Entnommen aus Ito u. a. (2010) © 2010 IEEE.

beim Transport ins Krankenhaus am Patienten installiert, sodass ein US-Experte im Krankenhaus möglichst früh eine erste Diagnose stellen kann. Wie in Abb. 2.17 zu sehen ist, wird der Roboter mit einem Gurt auf die Brust des Patienten geschnürt und kann die US-Sonde in vier seriellen Freiheitsgraden bewegen. Zwei rotatorische Freiheitsgrade erlauben es, die Sonde um einen RCM an der Spitze der Sonde zu orientieren. Der Mechanismus erlaubt Nickbewegungen von 90° und Präzessionsbewegungen von 360° . Die Sonde wird von einem Federmechanismus gehalten, der den Anpressdruck passiv auf 5,4 Newton reguliert. Der Rotationsmechanismus ist auf einem translatorischen Freiheitsgrad mit einem Arbeitsraum von 100 Millimetern gelagert. Die äußeren Abmaße des Manipulators sind $200 \times 200 \times 100$ Kubikmillimeter bei einem Gesamtgewicht von 2,2 Kilogramm. Das gesamte System inklusive portables US-Gerät aber ohne Batterie passt in einen Koffer der Größe $270 \times 500 \times 700$ Kubikmillimeter. Das System wird per Telemanipulation über Maus und Tastatur gesteuert, folglich bietet das System auch keine Force-Feedback Unterstützung. Die Kommunikation zwischen Krankenhaus und Ambulanz finden über eine Worldwide Interoperability for Microwave Access (WiMAX) Verbindung statt. Die Steuerdaten werden mittels User Datagram Protocol (UDP) übertragen. Speziell für diese Anwendung wurde in der Arbeitsgruppe eine eigene Netzwerkkarte entwickelt. Die Audio/Video-Daten werden mit dem kommerziellen Telekonferenz-System „Vista Finder“ von Digital Hands Co. Ltd. (Yokohama-shi, Japan) übertragen. Es ist kein Sterilisationskonzept für das System beschrieben. Bekannte Publikationen zu dem System sind: Ito u. a. (2010), Ito u. a. (2012a), Ito u. a. (2012b) und Ito u. a. (2011).

Assistenzsysteme zur lokalen Unterstützung eines Sonographie-Experten

Beim Einsatz von US-Diagnostik ist es oft notwendig, die Sonde mit einer Hand zu halten, während man mit der anderen Hand Parameter am US-Gerät einstellt. Bei anderen Anwendungen muss die Sonde in einer unergonomischen Position über einen längeren Zeitraum gehalten werden, teilweise mit großer Kraftanstrengung. Keine Überraschung ist es da, dass es bereits eine Vielzahl an Studien gibt, die belegen, dass die Berufsgruppe der Sonographie-Techniker, die in Vollzeit sonographische Aufnahmen erstellt, ungewöhnlich häufig an Erkrankungen des Bewegungsapparates leiden (Craig, 1985; Mercer u. a., 1997; Schoenfeld u. a., 1999; Vanderpool u. a., 1993). Um dem Leiden dieser Mensch vorzubeugen oder es zu lindern, sind Assistenzsysteme erforscht worden, die dem Sonographie-Techniker die Führung der Ultraschallsonde abnehmen. Der folgende Abschnitt bietet eine Übersicht über die für diese Anwendung erforschten Systeme.

Pierrot (Hippocrate, 1994 bis 1999)

Pierrot *et al.* entwickelten am LIRMM in Montpellier, Frankreich das Hippocrate System zum Führen einer transkutanen US-Sonde. Anwendung ist die sonographische Diagnostik von *Arteriosklerose*. Hierbei liegt der Fokus auf der 3D-Volumenrekonstruktion der Ablagerungen in den Blutgefäßwänden. Sollen mit einer manuell geführten Sonde ohne Trackinggerät 3D-Aufnahmen generiert werden, dann leidet die Qualität der Aufnahmen darunter, dass der Anwender die Sonde nicht mit konstanter Geschwindigkeit und mit konstantem Anpressdruck am Patienten führen kann. Dieses Problem soll mit dem System gelöst werden. Die robotischen Komponenten des Systems wurden speziell für die Anwendung von ECA Robotics (Toulouse, Frankreich) entwickelt, um allen Sicherheitsanforderungen zu genügen. Das System enthält einen Vertikalknickarm-Roboter mit sechs Freiheitsgraden zum Führen der US-Sonde, der an einem Haltearm oberhalb des Patienten befestigt ist (vgl. Abb. 2.18). Gesteuert wird der Roboter per Play-Back-Steuerung. Der behandelnde Arzt gibt per Hands-On-Steuerung eine Trajektorie vor, die der Roboter danach wieder automatisiert abfährt. Um verschiedene Serien von US-Aufnahmen vergleichbar zu machen, hält der Roboter den Anpressdruck der Sonde an den Patienten konstant. Die Positioniergenauigkeit des Systems ist mit $0,1 \text{ mm} \pm 0,02 \text{ mm}$ bei einer Werkzeuggeschwindigkeit von 10 cm/s angegeben. Der Roboter selbst hat eine Traglast von zwei Kilogramm. Es gibt drei Benutzerschnittstellen: die an einem Kraft-Momentensensor befestigte US-Sonde, ein Handprogrammiergerät und ein graphisches Benutzerinterface am Steuerrechner. Der Steuercomputer wird mit dem Echtzeitbetriebssystem QNX (Blackberry, Waterloo, Kanada) betrieben. Besonderen Wert wurde auf die Sicherheitsfunktionen des Systems gelegt. Es wird zwischen intrinsischen Sicherheitsfunktionen am Roboterarm und Sicherheitsfunktionen der Steuerung unterschieden. Intrinsische Sicherheitsfunktionen am Roboter sind: redundante Drehgeber, Verminderung der Bewegungsgeschwindigkeit durch Harmonic Drives, Bremsen an den Gelenken, die bei Stromausfall greifen, Einsatz von Schrittmotoren mit minimalem Haltemoment, die einen dedizierten Schritimpuls benötigen und sich bei Aussetzern der Steuerelektronik nicht unkontrolliert bewegen sowie Einsatz von Kraftbegrenzern. Sicherheitsfunktionen der Steuerung sind: mehrere Notausknöpfe an leicht zu erreichenden Stellen, ein dediziertes Watchdogboard mit einer Überwachungsfrequenz von 20 Hertz, softwaretechnische Begrenzung des Arbeitsraumes des Roboters, Notaus bei Überschreitung der maximalen Abweichung zwischen der durch die Steuerung vorgegebenen Pose und der tatsächlichen Pose, Freigabe der Bewegungen des Roboters mittels Fußpedal durch den Arzt, manueller Antrieb des Roboters in der Nähe von Kinematik-Singularitäten. Ein Sterilisationskonzept ist jedoch nicht bekannt. Bekannte Publikationen zu dem System sind: Boudet u. a. (1997), Degoulange u. a. (1998) und Pierrot u. a. (1999).

Salcudean (Ultrasound Robot, 1999 bis 2002)

An der University of British Columbia, Vancouver, Kanada entwickelten Salcudean *et al.* den „Ultrasound Robot“. Der Ultrasound Robot (Abb. 2.19) soll Vollzeit-Sonographie-Techniker bei der Untersuchung von *Arteriosklerose* an der Halsschlagader entlasten. Das System hat sechs Freiheitsgrade und einen RCM an der Spitze der US-Sonde, der eine Orientierung in den drei räumlichen



Abbildung 2.18: Hippocrate System. Entnommen aus Pierrot u. a. (1999).

Lagebeschreibungen (nicken, gieren, rollen) erlaubt. Die Nickbewegung („pitch“ in Abb. 2.19) der Sonde wird über die Parallelkinematik realisiert und erlaubt eine Rotation um 140 Grad. Über zwei einachsige Drehgelenke lässt sich die Sonde um 180 Grad rollen („spin“ in Abb. 2.19) und um 360 Grad gieren („yaw“ in Abb. 2.19). Die gesamte Parallelkinematik lässt sich um 60 Grad gieren und nicken und um 90 Millimeter translatorisch parallel zur Parallelkinematik verfahren. Das gesamte System ist auf einem nicht näher definierten Sockel neben dem Behandlungstisch befestigt. Der Anpressdruck der Sonde wird über einen Kraftmomentensensor gemessen, an dem die US-Sonde befestigt ist. Der Roboter hat inhärente Sicherheitsfunktionen wie ein geringes Gewicht, eine nicht selbsthemmende und gewichtskompensierte Mechanik, das heißt bei Stromausfall hält der Mechanismus seine Position und kann vom Patienten selbstständig weggedrückt werden. Das System bietet dem Anwender folgende Steuermöglichkeiten: *Shared-Control*, *Kraftregelung*, *Visual-Servoing* und *Telemanipulation* per Force-Feedback Joystick. Der Shared Control Ansatz kombiniert die drei anderen Steuermöglichkeiten, indem er gleichzeitig die Bewegungen des Roboters, den Anpressdruck der Sonde und den Bildausschnitt der US-Aufnahmen regelt. Der Mediziner teilt sich die Kontrolle über die US-Sonde mit dem Steuerrechner des Roboters und einem Computer, der die US-Aufnahmen verarbeitet. Ein Sterilisationskonzept ist jedoch nicht bekannt. Bekannte Publikationen zu dem System sind: Abolmaesumi u. a. (2000), Abolmaesumi u. a. (2001), Abolmaesumi u. a. (2002), Abolmaesumi (2002), Salcudean; Bell; Bachmann u. a. (1999), Salcudean; W. H. Zhu u. a. (1999), Salcudean u. a. (2002) und W.-H. Zhu u. a. (2000).

Stoianovici (TRCM, 2001)

In der Arbeitsgruppe von Dan Stoianovici an der Johns Hopkins University, Baltimore, MD, USA wurde 2001 das TRCM (Translational Remote Center of Motion Robot) System zum Ausrichten einer transkutanen US-Sonde vorgestellt (Goldberg u. a., 2001). Die medizinische Anwendung, abgesehen vom Halten einer US-Sonde, ist unklar. Das System hat zwei parallele Freiheitsgrade in Serie mit einem dritten rotatorischen Freiheitsgrad und einen RCM an der Spitze der US-Sonde. Der erste Teil der Kinematik des Systems entspricht dem von Stoianovici u. a. (1998) vorgestellten und 2006 patentierten System (Stoianovici u. a., 2006) mit zwei rotatorischen Freiheitsgraden (*nicken, gieren* – siehe Abb. 2.9). Die Kinematik ist über ein gleichförmig übersetztes Getriebe realisiert (Abb. 2.10-d). In der Arbeit von Goldberg u. a. (2001) wurde die Kinematik um einen weiteren rotatorischen Freiheitsgrad ergänzt, um die US-Sonde *rollen* zu können. Um die US-Sonde translatorisch verfahren zu können, muss die RCM-Kinematik an ein anderes System gekoppelt werden, beispielsweise einen kartesischen Roboter wie in Abb. 2.20-links zu sehen. Das System kann per Telemanipulation gesteuert werden. Der Roboter kann Kräfte messen, es ist jedoch nicht erklärt, wie und wozu diese Informationen genutzt werden sollen. Ein Sterilisationskonzept ist nicht be-

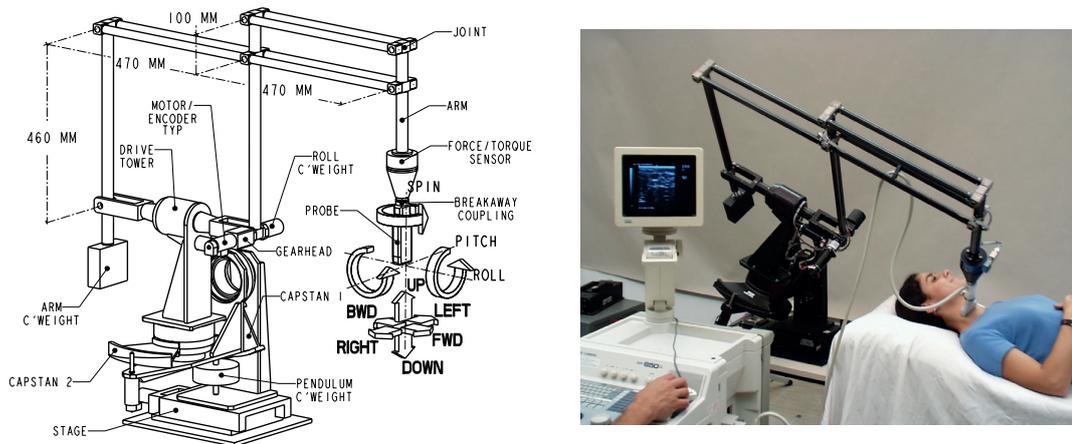


Abbildung 2.19: Ultrasound Robot der Gruppe um Septimiu Salcudean. *Links*: Technische Zeichnung des Ultraschall Robots. Die räumlichen Lagebeschreibungen (pitch, roll, spin) sind aus Sicht des Roboters angegeben nicht aus Sicht der US-Sonde. (Entnommen aus Salcudean; Bell; Bachmann u. a. (1999)). *Rechts*: System bei der Anwendung. Entnommen aus Abolmaesumi u. a. (2000) © 2000 IEEE.

schrieben. Bekannte Publikationen zu dem System sind: Goldberg u. a. (2001) und Stoianovici u. a. (1998).

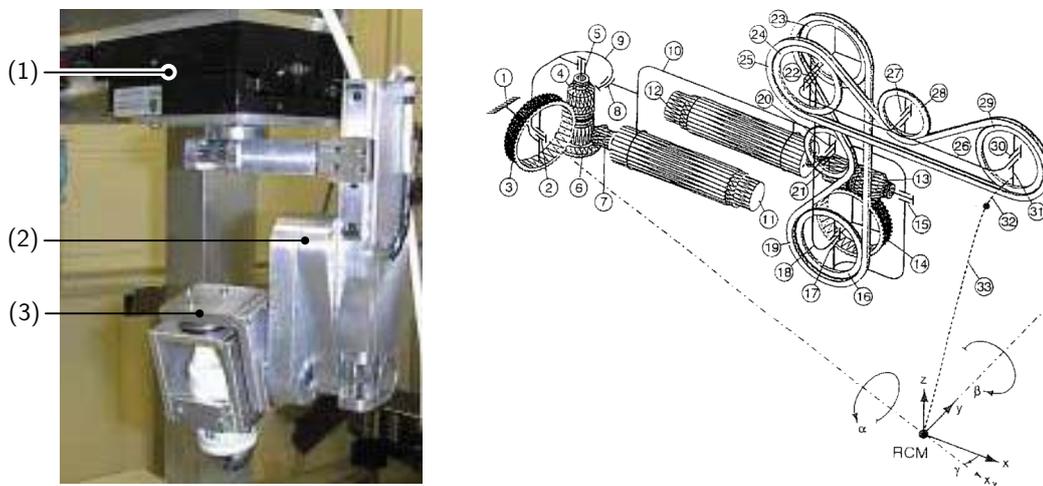


Abbildung 2.20: TRCM System zum Ausrichten einer transkutanen US-Sonde der Gruppe um Dan Stoianovici. *Links*: (1) Kartesischer Roboter zum translatorischen Verfahren der RCM-Kinematik, (2) RCM-Kinematik für Nick- und Gier-Bewegungen der US-Sonde, (3) zusätzlicher rotatorischer Freiheitsgrad zum Rollen der Sonde (Entnommen aus Goldberg u. a. (2001)). *Rechts*: Innerer Aufbau der RCM-Kinematik (2) mit gleichförmig übersetztem Getriebe. Entnommen aus Stoianovici u. a. (2006).

Takanishi (WTA-1RII, WTA-2, 2006 bis 2011)

An der Waseda Universität in Tokyo, Japan wurde in der Arbeitsgruppe um Atsuo Takanishi ein Telemanipulator zur sonographischen Untersuchung von *Arteriosklerose* an der Halsschlagader entwickelt. Das System existiert in den Versionen „WTA-1RII“ (Abb. 2.21-links) und „WTA-2“

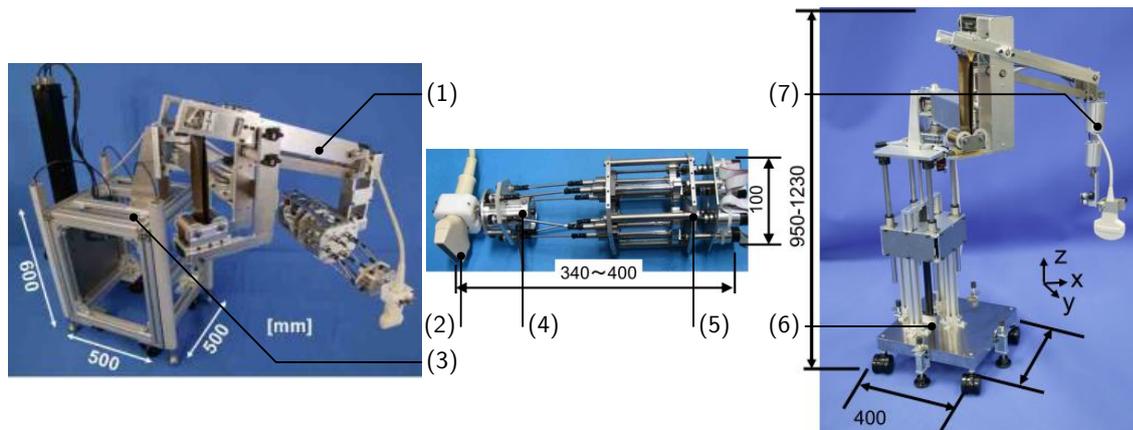


Abbildung 2.21: Verschiedene Versionen des Manipulators zum Ausrichten einer transkutanen US-Sonde der Arbeitsgruppe um Atsuo Takanishi an der Waseda Universität, Tokyo, Japan. *Links*: WTA-1RII, (1) gewichtskompensierter Haltearm, (3) höhenverstellbare, rollbare Plattform (Entnommen aus Nakadate u. a. (2009) © 2009 IEEE). *Mitte*: Hexapod Manipulator des WTA-1RII, (2) US-Sonde, (4) Hexapod-Kinematik, (5) Aktoren des Hexapods (Entnommen aus Nakadate u. a. (2009) © 2009 IEEE). *Rechts*: WTA-2, (6) höhenverstellbare, rollbare Plattform, (7) serielle Kinematik zum Ausrichten der US-Sonde. Entnommen aus Nakadate; Tokunaga u. a. (2010) © 2010 IEEE.

(Abb. 2.21-rechts). WTA-1RII steht für Waseda-Tokyo Women's Medical Aloka Blood Flow Measurement System No. 1 Refined II. Der Telemanipulator ist auf einer fahrbaren, höhenverstellbaren Plattform gelagert, auf der ein passiver Haltearm sitzt. Der Haltearm hat sechs Freiheitsgrade und ist gewichtskompensiert. Je nach Anwendung befindet sich am Ende des Haltearms eine aktive Parallelkinematik mit sechs Freiheitsgraden (Hexapod) („WTA-1RII“), eine serielle Kinematik mit drei Freiheitsgraden („WTA-2“) oder ein Haltearm auf dem der Mediziner seinen Arm ablegen kann, während er eine sonographische Untersuchung durchführt („WTA-2“). Die Hexapodkinematik kann per Telemanipulation über einen Force-Feedbackjoystick gesteuert werden oder mittels Visual-Servoing um die Halsschlagader im Fokus zu behalten. Die serielle Kinematik des WTA-2 wird per Hands-On-Steuerung kontrolliert. Die Steuerkräfte werden über einen Kraftmomentensensor an der US-Sondenhalterung gemessen. Das System erkennt mittels Photodioden, wenn der Mediziner die US-Sonde anfasst, um das System zu steuern. Folgende Sicherheitsfunktionen sind vorhanden: softwareseitige Verfahrensgeschwindigkeits- und Arbeitsraumbegrenzungen, elektrische Sicherungen gegen überhöhte Motorströme, Watchdogtimer gegen Softwarefehler und mechanische Momentenbegrenzer. Ein Sterilisationskonzept ist nicht beschrieben. Folgende Publikationen sind zu dem System erschienen: Carbone u. a. (2009), Carbone u. a. (2010), Nakadate u. a. (2010), Nakadate; Matsunaga u. a. (2011), Nakadate u. a. (2011), Nakadate u. a. (2009), Nakadate; Solis; Takanishi; Sugawara; Niki und Minagawa (2010) und Sadamitsu u. a. (2006).

Masuda (2010 bis 2011)

Nach seiner Forschungstätigkeit bis 2002 an der Ehime University, Japan (siehe Kapitel 2.3.1 Paragraph Masuda 2001-2003) und einer Post-Doc Stelle in der Arbeitsgruppe von Jocelyne Troccaz in Grenoble, Frankreich von 2002 bis 2003 kehrte Kohji Masuda zurück nach Japan an die Tokyo University of Agriculture and Technology, um ein zweites Assistenzsystem für transkutane US-Sonden zu erforschen. Der Roboter wurde mit dem Ziel entwickelt, Vollzeit-Sonographie-Techniker zu entlasten, beispielsweise, wenn diese eine US-Sonde über einen längeren Zeitraum an einer Stelle fixieren müssen, um einen Tumor unter Einfluss von Kontrastmittel zu beobachten. Das System hat sechs Freiheitsgrade und besteht aus einer Parallelkinematik mit drei Armen, die an eine Delta-Drei Kinematik erinnert (Abb. 2.22). Jeder der drei Arme hat drei Drehgelenke in Serie und ist über ein

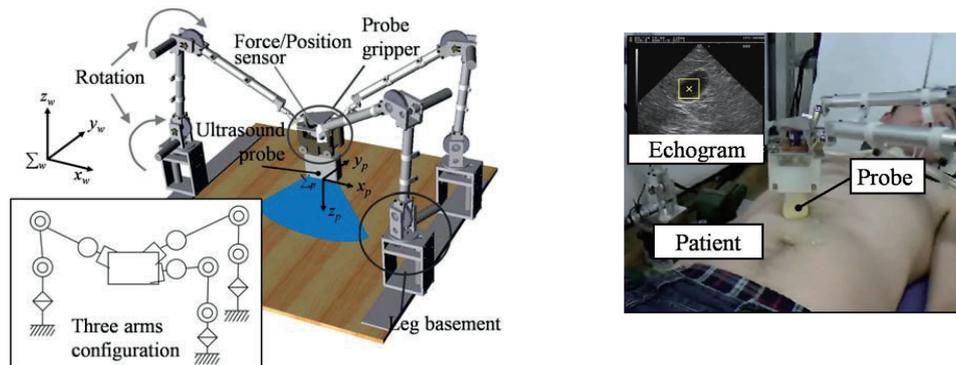


Abbildung 2.22: US-Manipulator von Masuda u. a. (2011) zur Entlastung von Vollzeit-Sonographie-Technikern. Entnommen aus Aoki u. a. (2010).

Kugelgelenk mit der zentralen Plattform verbunden, die die US-Sonde trägt. Die Haltearme sind an den Schienen des OP-Tisches befestigt. Der Manipulator ermöglicht es dem Arzt, die Sonde in einem Arbeitsvolumen von $300 \times 300 \times 200$ Kubikmillimeter (Länge \times Breite \times Höhe) zu bewegen. Der Roboter unterstützt drei Szenarien: i) Hands-On-Steuerung mit und ohne kontrolliertem Anpressdruck der US-Sonde auf die Haut des Patienten, ii) Halten einer vorgegebenen Position und iii) „Visual-Servoing“ zum automatischen Verfolgen der Bewegungen eines inneren Organs. Für das System ist kein Sterilisationskonzept beschrieben. Bekannte Publikationen zu dem System sind: Aoki u. a. (2010) und Masuda u. a. (2011).

Onogi (2013 bis 2014)

Die Arbeitsgruppe von Shinya Onogi im Masuda Lab an der Tokyo University of Agriculture and Technology veröffentlichte 2013 ein Manipulatorsystem für transkutane US-Sonden zum Entlasten von Vollzeit-Sonographie-Technikern und zum Erzeugen von 3D-US-Aufnahmen. Bei dem Roboter handelt es sich um eine Parallelkinematik mit sechs Freiheitsgraden (siehe Abb. 2.23). Die US-Sonde liegt auf dem Patienten auf und ist in eine Halterung eingespannt, die die Sonde rollen kann (vgl. Abb. 2.9). An der Halterung sind sechs Fäden befestigt, um die Sonde translatorisch und rotatorisch bewegen zu können. Die Fäden werden über Pneumatik-Aktoren (McKibben Muskeln) aktuiert. Das gesamte System wird während des Einsatzes auf dem Patienten abgelegt. Der Anwender steuert die US-Sonde über ein navigiertes Instrument, beispielsweise einen Navigationspointer, indem er die Zielpose für die Sonde vorgibt. Zu diesem Zweck befinden sich am Manipulatorrahmen und an der Sondenhalterung optische Trackerkugeln, die über eine Navigationskamera geortet werden können. Vor der Anwendung müssen die US-Sondenhalterung und die US-Bildebene kalibriert werden. In Experimenten konnte eine translatorische Positioniergenauigkeit von $2 \pm 2,5$ Millimeter und eine rotatorische Positioniergenauigkeit von $2 \pm 0,9$ Grad nachgewiesen werden. Enthalten sind dabei sowohl Tracking- als auch Kinematikfehler. Ein Sterilisationskonzept für das System ist nicht beschrieben. Folgende Publikationen sind zu dem System bekannt: Onogi u. a. (2013) und Yoshida u. a. (2013)

2.3.2 Zusammenfassung des Stands der Forschung

Im Abschnitt „Stand der Forschung“ sind 13 Forschungsprojekte beschrieben, die ein System zum mechatronischen Führen einer transkutanen US-Sonde erforschten. Mit dem Hippocrate von Pierrot *et al.* wurde 1994 am LIRMM in Montpellier in Frankreich das erste Projekt zum Führen einer transkutanen US-Sonde gestartet. In dem bis heute aktiven Forschungsfeld waren die meisten Forschungsgruppen in Japan aktiv (vier) gefolgt von Frankreich (drei). In Deutschland, den USA, Kanada, England und Mexiko gab es jeweils ein Forschungsprojekt. Eine Übersicht, wo sich die Gruppen auf der Welt befinden, ist in Abb. 2.24 dargestellt. Die Tabellen 2.4 und 2.5 bieten zum einfachen Vergleich eine Übersicht über die Eigenschaften der einzelnen Systeme.

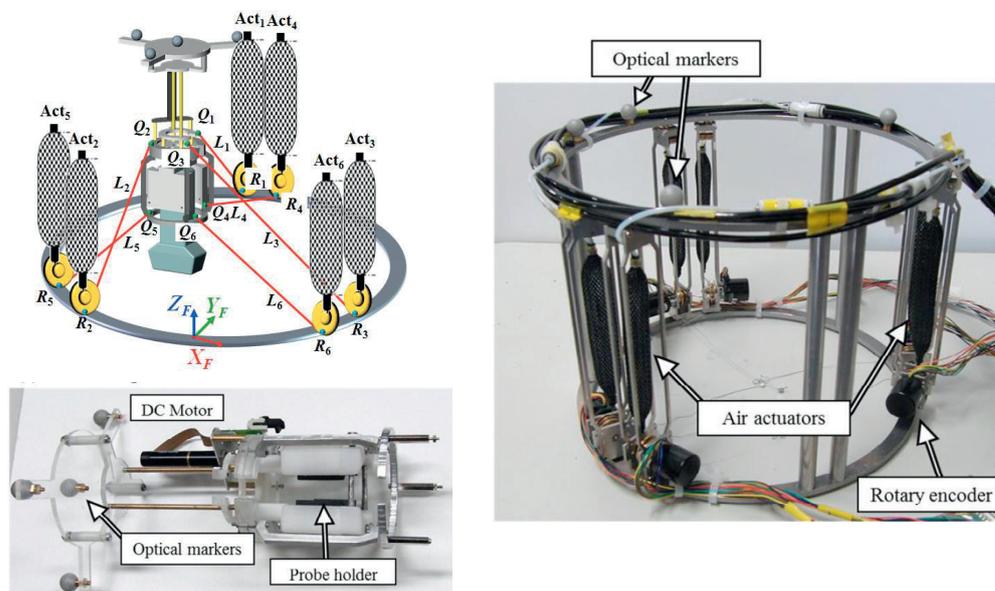


Abbildung 2.23: US-Manipulator von (Onogi u. a., 2013) zum Generieren von 3D-US-Aufnahmen und zur Entlastung von Vollzeit-Sonographie-Technikern. *Links-oben*: Kinematikskizze mit den Pneumatik-Aktoren (Act_1 bis 5), den Fäden zum Halten der Sonde (L_1 bis 6). *Links-unten*: Halterung der US-Sonde. *Rechts*: Rahmen mit Pneumatik-Aktoren zum Ausrichten der Sonden-Halterung. Entnommen aus Yoshida u. a. (2013) © 2013 IEEE.

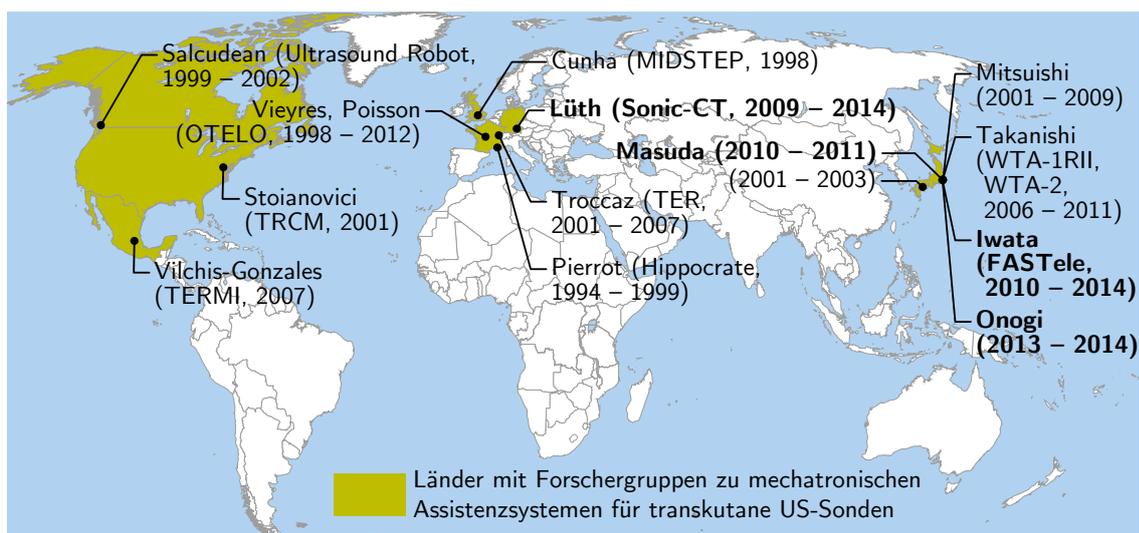


Abbildung 2.24: Übersicht bisher tätiger Forschergruppen im Bereich mechatronische Assistenzsysteme für transkutane US-Sonden. Für jede Gruppe sind Projektleiter, Projektname (falls bekannt) und aktive Entwicklungszeit angegeben. Aktuell aktive Gruppen sind in fetter Schrift dargestellt (Stand: August 2014); Quelle Weltkarte: Central Intelligence Agency (2014).

Tabelle 2.4: Gegenüberstellung von mechatronischen Assistenzsystemen für die Tele-Sonographie (trans. = translatorisch, lin. = linear, KS = Kraft-Sensor, KMS = Kraft-Momenten-Sensor, n. v. = nicht verfügbar).

Projektleiter Aktive Entwicklungszeit, Land)	Medizinische Anwendung (Steuer- konzept beschrieben); Ultraschallsonde (Frequenz)	Bedienkonzept (Force-Feedback)	Kinematik	Lagerung des Systems; Messung des Anpressdrucks
Cunha (MIDSTEP, 1998, UK)	Tele-Sonographie allgemein (nein); n. v.	Telemanipulation (nein)	seriell; Vertikal-Knickarm mit 6-DOF (6 rot.)	fest installiert; Laserscanner zur Abstandsmessung
Vieytes und Poisson (OTELO, 1999-2012, Frankreich)	Tele-Sonographie allgemein (nein); transkutan (n. v.)	Telemanipulation (nein)	seriell; 6-DOF (3 rot., 3 trans.); RCM	Lagerung auf Patient; Dehmmesstreifen
Masuda (n. v., 2001-2003, Japan)	Tele-Sonographie allgemein (nein); transkutan (n. v.)	Telemanipulation (ja)	hybrid; 6-DOF durch japanische Lagerung + Pantograf und Gleitmechanismus	Lagerung auf Patient; KS
Mitsubishi (n. v., 2001-2009, Japan)	Tele-Sonographie zur Untersuchung von Arthropathie in Folge von dialyseversuchter Amyloidose (nein); transkutan, konvex (n. v.)	Telemanipulation (ja)	seriell; 7-DOF; RCM	Lagerung auf eigenen Rollwagen; KS
Troccez (TER, 2001-2007, Frankreich)	Tele-Sonographie zur Untersuchung von schwangeren Frauen (nein); transkutan, Konvex (n. v.)	Telemanipulation (ja)	hybrid; 6-DOF; RCM	Lagerung auf Patienten; KS
Vilchis-Gonzales (TERMI, 2007, Mexiko)	Tele-Sonographie zur Untersuchung von Venenthrombosen in den Beinen (nein); transkutan, linear (n. v.)	n. v.	seriell; 4-DOF (3 rot., 1 trans.); RCM	Befestigung an mobilem Haltearm; n. v.
Iwata (FASTele, 2010-2014, Japan)	Tele-Sonographie zur Untersuchung von inneren Blutungen am Unfallort (nein); transkutan, phased Array (1-5 MHz)	Telemanipulation (nein)	seriell; 4 DOF (2 trans., 2 rot.)	Lagerung mit Gurt auf Patienten; passiv

Tabelle 2.5: Gegenüberstellung mechatronischen Assistenzsysteme zur lokalen Unterstützung eines Sonographie-Experten (rot. = rotatorisch, trans. = translatorisch, KS = Kraft-Sensor, KMS = Kraft-Momenten-Sensor, n. v. = nicht verfügbar).

Titel (Projektleiter, Aktive Entwicklungszeit, Land)	Medizinische Anwendung (Steuerkonzepte beschrieben); Ultraschallsonde (Frequenz)	Bedienkonzepte (Force-Feedback)	Kinematik	Lagerung des Systems; Messung des Anpressdrucks
Pierrot (Hippocrate, 1994-1999, Frankreich)	3D-US Untersuchungen zur <i>Arteriosklerose</i> -Prävention (nein); transkutan, linear (10 MHz)	Hands-On-Steuerung und Play-Back (ja)	seriell; Knickarm mit rot.-DOF	Vertikal-geraum; KMS Wandhalterung mit Auslegerarm; KMS
Salcudean (Ultrasound Robot, 1999-2002, Kanada)	3D-US Untersuchungen zur <i>Arteriosklerose</i> -Prävention (nein); transkutan, linear (n. v.)	Telemanipulation mit Force-Feedback, Visual-Servoing, Kraftregelung, Shared control	hybrid; 6-DOF (1 trans., 5 rot.); RCM	(1 Sockel neben Behandlungstisch; KMS
Stojanovici (TRCM, 2001, USA)	n. v. (nein); transkutan, konvex	Telemanipulation (nein)	hybrid; 3-DOF; RCM	Haltearm am OP-Tisch, n. v.
Takamishi (WTA1-RII, 2, 2006-2011, Japan)	sonographische Untersuchungen zur <i>Arteriosklerose</i> -Prävention (nein); transkutan, linear (n. v.)	Telemanipulation mit Force-Feedback, Hands-On	WTA1-RII: 6-DOF seriell + Hexapod; WTA-2: 9-DOF seriell	Lagerung auf rollbarer, höhenverstellbarer Plattform; KMS
Masuda (2010-2011, Japan)	Entlastung von Sonographie-Technikern transkutan, phased Array (2,5 MHz)	Hands-On, Visual-Servoing (nein)	parallel, 6-DOF	Befestigung an OP-Tischschienen; KS
Onogi (2013-2014, Japan)	Entlastung von Sonographie-Technikern und 3D-US (nein); transkutan (n. v.)	navigationsbasiert (nein)	parallel, 6-DOF	Lagerung auf Patienten; passive Anpressdruckregelung über nachgiebigen Mechanismus

2.3.3 Verbesserungspotential am Stand der Forschung

Die im Stand der Forschung bekannten Systeme zum mechatronischen Ausrichten einer transkutanen US-Sonde bieten folgendes Verbesserungspotential in Bezug auf die medizinische Problemstellung dieser Dissertation:

Nicht geeignet für die laparoskopische partielle Nephrektomie

- *Ungeeignete US-Sonde:* Um das System für die laparoskopische partielle *Nephrektomie* einsetzen zu können, muss es möglich sein, mit der verwendeten US-Sonde Aufnahmen der Nieren machen zu können. Die Systeme von Nakadate u. a. (2009), Pierrot u. a. (1999) und Salcudean; Bell; Bachmann u. a. (1999) setzen jedoch eine US-Sonde mit hoher Schallfrequenz ein, die nur eine geringe Eindringtiefe erlaubt. US-Aufnahmen der Niere können damit nicht erstellt werden.
- *Einschränkung der Bewegungsfreiheit des Operateurs:* Teilweise werden die Systeme während der Benutzung auf dem Patienten abgelegt wie zum Beispiel das OTELO System aus der Gruppe um Vieyres und Poisson (Delgorge u. a., 2005) beziehungsweise das System von Masuda u. a. (2001b) oder mit einem Gurt am Patienten festgezurt wie das System aus der Gruppe von Iwata (Ito u. a., 2010). Durch diese Art der Lagerung belegen die Systeme den Raum, den der Operateur zum Arbeiten bei laparoskopischen Eingriffen benötigt. Dadurch sind diese System für die Anwendung nicht geeignet. Wird das System nur auf dem Patienten abgelegt, ist die Gefahr groß, dass es während der Operation vom Patienten fällt und jemand verletzt wird.

Das TER System der Gruppe von Jocelyn Troccaz (Vilchis-Gonzales u. a., 2001) wird mit Gurten, die am Operationstisch befestigt sind, akuiert. Der Aufbau und Betrieb eines solchen Systems während einer Operation ist kaum vorstellbar, da das System leicht mit den laparoskopischen Instrumenten des Arztes kollidieren könnte.

Nicht geeignet für den intraoperativen Einsatz

- *Fehlendes Sterilisationskonzept für den Manipulator:* Für den Einsatz in der unmittelbaren Nähe des Operationsgebietes ist ein praktikables Sterilisationskonzept notwendig. Für keines der genannten Systeme ist ein solches Konzept beschrieben.
- *Sterile Bedienung in Situsnähe nicht möglich:* Um die Probleme des Stands der Technik zu lösen, muss das System in Situsnähe vom Operateur benutzt werden können, das heißt die Mensch-Maschinen-Schnittstelle muss am OP-Tisch installierbar und steril bedienbar sein. Die vorgestellten Systeme sind entweder nicht in Situsnähe steuerbar oder würden den Chirurg während des Einsatzes kontaminieren.
- *Mangelnde Mobilität:* Fest installierte Systeme werden in den Kliniken heutzutage vermieden, um OP-Säle flexibel und entsprechend dem aktuellen Bedarf einsetzen zu können. Der Ultrasound Robot von Salcudean; Bell; Bachmann u. a. (1999) sowie der Hippocrate von Pierrot u. a. (1999) sind Beispiele für fest installierte Systeme, die sich nur schwer in die klinische Praxis integrieren lassen. Dies mag einer der Gründe sein, warum die Projekte wieder eingestellt wurden.

Mangelnde Integrierbarkeit in den chirurgischen Arbeitsfluss

- *Zu großer Platzbedarf:* Mittlerweile hat sich die Erkenntnis durchgesetzt, dass der Einsatz von großen robotischen Systemen aus unterschiedlichen Gründen keinen langfristigen Erfolg haben wird (Lüth und Strauss, 2010). Da der OP-Saal bereits jetzt schon mit einer Vielzahl an Geräten belegt ist, darf das neu zu entwickelnde System nur einen minimalen zusätzlichen Platzbedarf haben. Der Einsatz beispielsweise des WTA-1RII von Nakadate u. a. (2009) oder

des Systems von Mitsubishi u. a. (2001) ist unter den beengten Bedingungen im OP-Saal kaum vorstellbar. Die Gefahr, dass das System den Einsatz anderer Gerätschaften behindert, ist sehr groß.

- *System nicht frei platzierbar*: Das System muss sich entsprechend den aktuellen Begebenheiten im OP-Saal frei positionieren lassen, um dem Operateur optimale Arbeitsbedingungen bieten zu können. Heutzutage kann die gesamte Gerätschaft, an die aktuelle Situation angepasst, aufgestellt werden. Fest installierte Systeme wie das Hippocrate System von Pierrot u. a. (1999) oder der Ultrasound Roboter von Salcudean; Bell; Bachmann u. a. (1999) lassen sich nicht entsprechend der aktuellen Bedürfnissen positionieren und schränken dadurch ihre Einsatzfähigkeit ein.

2.4 Kritik am Stand der Technik

2.4.1 Intraoperative sonographische Bildgebung

Die in der klinischen Praxis zur Verfügung stehenden Methoden für die intraoperative sonographische Bildgebung sind nur mit starken Einschränkungen oder gar nicht dazu geeignet, dem Operateur intraoperative Informationen über die innere Beschaffenheit der Niere zu liefern. Im Folgenden sind die Kritikpunkte für die jeweilige Bildgebungsmethode zusammengefasst.

Handgeführte transkutane Ultraschallsonden sind ungeeignet,

- weil aufgrund des Gases in der Bauchhöhle des Patienten keine Schallung durch den Bauchraum möglich ist (Kramme, 2011). Die Schallung durch den Rücken ist möglich (Hofmann u. a., 2013) kann jedoch nicht vom Chirurgen selbst durchgeführt werden, da dieser Bereich außerhalb seiner Reichweite liegt und er beide Hände für die Operation benötigt (Carus, 2007). Für die Schallung ist ein zusätzlicher Assistent notwendig, der
 - ⇒ die Personalkosten der Operation erhöht,
 - ⇒ die Operationszeit verlängern kann, wenn die Kommunikation zwischen Operateur und Assistenten nicht eingeübt ist (Cassera u. a., 2009) und
 - ⇒ die Anzahl der Personen im Operationssaal erhöht. Dadurch steigt die Infektionsgefahr für den Patienten (Hughes und Anderson, 1999).

Laparoskopische Ultraschallsonden sind ungeeignet,

- weil sie während der Benutzung eine Hand des Chirurgen belegen und dem Operateur dadurch nur eine Hand zum Operieren bleibt (Albers u. a., 2005):
 - ⇒ viele intraoperative Manipulationen (zum Beispiel gleichzeitiges Halten und Schneiden) sind nur mit zwei Händen möglich und können dadurch nicht mehr durchgeführt werden (Gill, 2006, Kap. 44; Carus, 2007).
- weil sie einen eigenen Zugang zum Patient benötigen, das heißt, es wird entweder ein Arbeitstrokars belegt oder es ist ein zusätzlicher Zugang notwendig (Ukimura und Gill, 2009; Ukimura u. a., 2008):
 - ⇒ Instrumentenwechsel zum Schallen notwendig und dadurch Erhöhung der Operationszeit bei Nutzung eines vorhandenen Arbeitstrokars oder
 - ⇒ zusätzliche Belastung für den Patienten, falls ein neuer Zugang gelegt wird.
- weil die Sonden zusätzlichen Arbeitsraum im Bauchraum belegen und es dadurch zu unerwünschten Kollisionen kommen kann (Yakoubi u. a., 2012).
- weil es nicht möglich ist, gleichzeitig zu schallen und zu operieren, da die Sonden das Operationsgebiet belegen (Gill, 2006, S. 513).

- weil die Benutzung sehr anspruchsvoll ist (gleichzeitiges Kontakthalten mit der Organoberfläche und Bewegen der Sonde unter indirekter Sicht sowie Fulcrum-Effekt) (Solberg u. a., 2009; Våpenstad u. a., 2010)
 - ⇒ Operationszeit verlängert sich,
 - ⇒ kognitive Belastung des Operateurs nimmt zu.

2.4.2 Laparoskopische Trainingsgeräte

Für den effizienten Einsatz von US-Diagnostik während einer laparoskopischen partiellen Nephrektomie muss das Personal den Umgang mit der Sonographie während des Eingriffs trainieren. Im Moment ist noch kein laparoskopisches Trainingsgerät verfügbar, das für diese Art von Training geeignet wäre. Aus folgenden Gründen sind **alle verfügbaren laparoskopischen Trainingssysteme ungeeignet** zum Trainieren einer laparoskopischen partiellen Nephrektomie mit sonographischer Unterstützung:

Mangelnde Ultraschall-Kompatibilität

Virtuelle Trainer sind prinzipbedingt nicht US-kompatibel, da kein reales Objekt existiert, das geschallt werden kann. Physische Trainer sind immer auf eine Anwendung spezialisiert, das heißt, sie wurden entweder zum Trainieren laparoskopischer Fertigkeiten entwickelt oder zum Üben des Umgangs mit sonographischer Bildgebung, aber nicht für beides gleichzeitig. Die Black-Box Trainer, die für die US-Bildgebung geeignet sind, lassen sich nur mit einer laparoskopischen US-Sonde schallen. Mit transkutanen US-Sonden ist kein verfügbares System kompatibel.

Simulierte Patientenstellung abweichend von der Realität

Je genauer eine Nachbildung das Original nachahmt, desto besser lässt sich damit der Umgang mit dem Original trainieren. Dieses Grundprinzip gilt auch für laparoskopische Trainingssysteme. Bis zum Verfassen dieser Arbeit existierte noch kein laparoskopisches Trainingssystem, das die bei der laparoskopischen partiellen Nephrektomie übliche gestreckte Seitenlage (vgl. Abb. 1.7) nachbildet. Die angebotenen Systeme ahmen immer einen auf dem Rücken liegenden Patienten nach, der von oben durch die Bauchdecke operiert wird. Der Operateur hat dadurch keine Möglichkeit die Operation eines seitlich liegenden Patienten zu trainieren. Diese Umstellung der Hand- und Armhaltung sowie der Instrumentenstellung vom Trainingssystem auf die echte OP ist eine vermeidbare zusätzliche Herausforderung für den Chirurgen. Das Erlernen der ohnehin schon anspruchsvollen laparoskopischen Operationstechniken wird dadurch unnötig erschwert.

Begrenzte Bewertbarkeit der Trainingsergebnisse

Für eine exakte Kontrolle der Lernerfolge sind objektive Bewertungskriterien mit gleichbleibenden Messobjekten notwendig. Werden tierische Organe zum Trainieren einer Resektion benutzt, dann sind die Trainingsergebnisse nur begrenzt vergleichbar, da sich die Organe immer ein wenig unterscheiden. Das Trainieren einer Tumorsektion ist aufgrund der mangelnden Verfügbarkeit von Nieren mit Tumoren eine weitere Erschwernis. Ein Trainingssystem, das mit Tierorganen bestückt wird, muss nach jeder Verwendung aufwendig gereinigt werden, wenn es sich nicht um ein Einwegtrainingssystem handelt.

Es existiert kein künstliches Trainingsphantom, mit dem sich die Tumorsektion unter US-Navigation trainieren lässt. In einem solchen Resektionsphantom müsste der Tumor in den sonographischen Aufnahmen deutlich sichtbar sein, darf sich aber in der Haptik sowie in den laparoskopischen Aufnahmen nur ein wenig vom gesunden Gewebe unterscheiden. Bei verfügbaren US-Phantomen ist das leider nicht der Fall. Diese Phantome sind für das Trainieren von Nadelpunktionen unter US-Navigation ausgelegt, aber nicht zum Üben von Resektionen. Das heißt, diesen Phantome haben keine originalgetreue Haptik und kein originalgetreues Erscheinen in videolaparoskopischen Aufnahmen.

„Probleme kann man niemals mit derselben Denkweise lösen, durch die sie entstanden sind.“

– ALBERT EINSTEIN

3

Sonic-CT – Ein Medizingerät zur kontinuierlichen transkutanen Sonographie

Dieses Kapitel präsentiert die Aufgabenstellung dieser Dissertation, einen eigenen dazu passenden Lösungsansatz, sowie ein davon abgeleitetes Konzept samt Systementwurf für ein Medizingerät zur sonographischen Bildgebung während der laparoskopischen partiellen Nephrektomie.

3.1 Aufgabenstellung

Vor dem Hintergrund der notwendigen Anwendung der Bildgebung zur Lösung der bestehenden medizinischen Probleme bei der laparoskopischen partiellen Nephrektomie sowie bei gleichzeitiger Auflösung der Defizite des Stands der Technik stellt sich folgende Aufgabenstellung:

Ultraschallbasiertes bildgebendes System zur transkutanen Schallung der Niere, vorzugsweise rückwärtig am Patienten angebracht

Das US-basierte bildgebende System soll ständig während des Eingriffs sonographische Bilder der Niere liefern. Das Gerät soll die sonographischen Aufnahmen *ventral* mit einer *transkutanen* US-Sonde erzeugen, um den Arbeitsraum des Operateurs weder außerhalb noch innerhalb des Patienten einzuschränken. Um einfach in den intraoperativen Arbeitsfluss integriert werden zu können, soll das System ein praktikables Sterilisationskonzept besitzen und daneben platzsparend, portabel und entsprechend der anatomischen Begebenheiten ausrichtbar sein.

Einmaliges Ausrichten des Gerätes am Patienten, statt ständigem manuellem Ausrichten des Schallkopfes durch einen Menschen

Damit die sonographische Bildgebung keinen zusätzlichen Personalaufwand verursacht, ist es notwendig, dass das Gerät nur einmal zu Beginn der Anwendung am Patienten ausgerichtet wird. Eine ständige manuelle Ausrichtung wie beim konventionellen Einsatz einer US-Sonde soll vermieden werden. Die Kontaktfläche des Geräts zum Menschen muss sich an die individuelle Hautoberfläche des Patienten anschmiegen, damit der Arbeitsraum des bildgebenden Systems mit einer maximalen Kontaktfläche optimal ausgenutzt werden kann.

Situsnahe und sterile Bedienung durch den Operateur

Um einen reibungslosen Wechsel zwischen Operieren und Bedienen des Systems zu ermöglichen, soll sich das bildgebende System steril vom Operateur in Situsnähe, beispielsweise per Telemanipulation, bedienen lassen. Für das optimale Zusammenwirken von Anwender und System soll sich die Mensch-Maschine-Schnittstelle mit ihren Bedienmodulen durch Modularität, Redundanz, Adaptierbarkeit und dynamische Rekonfigurierbarkeit auszeichnen.

Automatisiertes Suchen und Verfolgen von OP-Instrumenten

Damit der Chirurg sich mit maximaler Aufmerksamkeit dem Operieren widmen kann, soll die Steuerung des Geräts mit minimalem geistigen und zeitlichen Aufwand möglich sein. Um dieses Ziel zu erreichen, soll ein OP-Instrument automatisiert gesucht und verfolgt werden können, ohne dass ein Eingreifen des Operateurs notwendig ist. Während das Gerät im Einsatz ist, soll der Chirurg beide Hände zum Operieren nutzen können.

Trainingskonzept zur ultraschallgestützten minimalinvasiven Tumorresektion

Um die Erweiterung der Bildgebung während der laparoskopischen partiellen Nephrektomie am Patienten effizient einsetzen zu können, ist ein Trainingskonzept notwendig, welches dem Operateur erlaubt, den Eingriff „trocken“ zu üben. Mit dem Trainingssystem soll eine objektive Bewertung der chirurgischen Fertigkeiten möglich sein.

3.2 Erwartete Vorteile

Das in dieser Arbeit beschriebene System ist das erste System, das die Defizite des bisherigen Stands der Technik hinreichend auflöst und folgenden messbaren Nutzen hat:

Erhöhte Chancen auf eine erfolgreiche Therapie durch verminderte Resektion von gesundem Gewebe

Für die erfolgreiche Therapie des Nierenzellkarzinoms ist es entscheidend, dass das Krebsgeschwür komplett entfernt wird, bei gleichzeitig minimaler Resektion von gesundem Nierenparenchym (Albers u. a., 2005, S. 55). Je weniger gesundes Nierengewebe entfernt wird, desto höher sind die Chancen, dass die Niere nach dem Eingriff noch funktionsfähig ist (Gill, 2006, S. 520). Durch die zusätzliche sonographische Bildgebung erhält der Operateur in Echtzeit Informationen über die innere Beschaffenheit der Niere. Es ist damit möglich, zwischen gesundem und krankhaftem Nierengewebe zu unterscheiden. Der Operateur kann anhand dieser Informationen den Tumor gezielt entfernen, bei geringerer Resektion von gesundem Nierengewebe im Vergleich zur konventionellen Eingriffsmethode ohne US-Bildgebung.

Kein zusätzlicher Personalaufwand zum intraoperativen Führen einer transkutanen Ultraschallsonde

Wird die US-Sonde durch eine mechanische Vorrichtung geführt, ist kein zusätzliches Personal für diese Aufgabe notwendig. Dadurch kann es zu keinen Missverständnissen zwischen dem Operateur und dem Assistenten kommen, die Zeit kosten (Cassera u. a., 2009) und es entstehen keine zusätzlichen Personalkosten. Eine geringere Anzahl an Personen im OP-Saal verringert zudem das durchschnittliche Infektionsrisiko für den Patienten (Hughes und Anderson, 1999).

Keine Einschränkung des Arbeitsraums des Operateurs

Im Vergleich zu laparoskopischen Sonden schränkt die angestrebte Lösung nicht den Arbeitsraum des Operateurs ein. Der Chirurg kann weiterhin wie gewohnt unter bestmöglichen Bedingungen operieren.

Gleichzeitiges Schallen und Operieren

Dadurch, dass die US-Sonde außerhalb des Patienten von einer Maschine geführt wird, kann der Chirurg beide Hände zum Operieren nutzen und erhält gleichzeitig sonographische Aufnahmen aus dem Inneren des Operationsgebietes. Im Vergleich zu laparoskopischen Sonden muss er nicht zwischen Schallen und Operieren hin- und herwechseln.

Intraoperative Ausrichtung einer transkutanen Ultraschallsonde mit minimalem Aufwand

Das zu entwickelnde Gerät muss nur einmal am Patienten ausgerichtet werden. Aufgrund der sich an den Patienten anpassenden Oberfläche wird ein ausreichender Arbeitsraum für das bildgebende System erreicht, der eine Neupositionierung überflüssig macht. Durch die Möglichkeit zur automatisierten Ausrichtung der Schallsonde entfällt für den Operateur ein langwieriger Lernprozess, bis er die Steuerung des Geräts beherrscht. Durch das automatisierte Ausrichten kann die US-Sonde in minimaler Zeit auf das Zielgebiet ausgerichtet werden.

Objektiv bewertbares Training einer laparoskopischen Tumorresektion mit sonographischer Unterstützung zum schnelleren Erlernen von chirurgischen Fertigkeiten

Mit dem entwickelten Trainingssystem ist es erstmalig möglich, eine laparoskopische Tumorresektion unter gleichbleibenden Bedingungen und mit zusätzlicher sonographischer Bildgebung durchzuführen. Dadurch kann der Operateur schneller die notwendigen Fertigkeiten für die laparoskopische Tumorresektion mit messbarem Lernerfolg erwerben, sowie den effizienten Einsatz sonographischer Bildgebung während des Eingriffs lernen.

3.3 Abgrenzung

Die vorliegende Arbeit beschreibt ein Medizingerät zur kontinuierlichen, transkutanen Sonographie während der laparoskopischen partiellen Nephrektomie, mit dem die zuvor beschriebenen Vorteile erreicht werden können. Mit dem Gerät können jedoch folgende Herausforderungen nicht gelöst werden:

- **Eingriffsempfehlungen für den Operateur:** Das in dieser Arbeit vorgestellte System bietet dem Chirurgen keinerlei Empfehlungen für das weitere Vorgehen während der Operation an, wie beispielsweise eine Warnung bei zu geringer Entfernung des Instruments zum Tumor. Diese Informationen muss der Arzt selbstständig durch Interpretation des zur Verfügung gestellten Bildmaterials gewinnen.
- **Markieren des Tumors:** Eine automatisierte Segmentierung des Nierentumors sowohl in den Sonographie-Aufnahmen als auch in den videolaparoskopischen Aufnahmen ist nicht möglich. Der Operateur muss weiterhin selbstständig erkennen, wo sich gesundes und krankes Gewebe befindet.
- **Steuerung der laparoskopischen Instrumente:** Die Instrumente werden weiterhin ausschließlich vom OP-Personal bewegt. Das beschriebene System enthält keine Komponenten, die die Manipulation laparoskopischer Instrumente ermöglichen.

Für die Nutzung des Gerätes sind die im Folgenden aufgeführten Methoden und Module notwendig, die nicht im Rahmen dieser Arbeit entstanden sind:

- **Erzeugung der sonographischen Aufnahmen:** Die sonographischen Aufnahmen werden von einem kommerziellen US-Gerät erzeugt, das mit einer Abdominalsonde betrieben wird. Für die weitere Verarbeitung der sonographischen Aufnahmen wird die eingebaute Videoschnittstelle benutzt.

- **Standard OP-Gerätschaft:** Soweit notwendig und möglich wird standardisiertes OP-Material, wie der OP-Tisch mit Halteschienensystem oder die dazu passenden Haltekloben, eingesetzt.
- **Hardware der Joystickkonsole:** Die zur Telemanipulation eingesetzte Joystickkonsole wurde von Maier; Meschede u. a. (2010) am MiMed entwickelt und hardwareseitig übernommen. Das enthaltene Betriebssystem wurde jedoch durch eine Neuentwicklung ersetzt.
- **Navigationssystem:** Das verwendete Navigationssystem der Firma Northern Digital (NDI, Waterloo, Kanada) wurde ohne Modifikationen übernommen.
- **Kommunikationsprotokoll:** Das verwendete Kommunikationsprotokoll lehnt sich an das interne Kommunikationsprotokoll der Firma NDI an und wurde aus der Diplomarbeit von Träger (2010) übernommen und erweitert.
- **Laparoskopische Instrumente:** Für den Einsatz mit dem System sind keine speziellen laparoskopischen Instrumente notwendig. Es können Standardinstrumente verwendet werden.
- **Taskverwaltung der eingesetzten Mikrocontrollermodule:** Die Betriebssysteme in den verschiedenen Modulen des beschriebenen Geräts basieren auf der Taskverwaltung von Professor Dr. Tim Lüth.

3.4 Eigener Ansatz

Zur Erfüllung der Aufgabenstellung wurde ein System erforscht, das sich durch die im Folgenden beschriebenen Einheiten und deren quantitative Eigenschaften auszeichnet und sich damit von allen bisher weltweit bekannten Systemen abhebt.

Manipulator: Es ist das weltweit erste mechatronische Assistenzsystem, das zur intraoperativen, motorisierten Ausrichtung einer transkutanen US-Sonde geeignet ist und sowohl in den OP-Tisch integrierbar ist, als auch seitlich am Patienten ausgerichtet werden kann. Folgende Eigenschaften charakterisieren das Gerät:

1. Die mechatronische *Positioniergenauigkeit* der US-Sonde in Elevationsrichtung ist kleiner als die halbe Schichtdicke der US-Aufnahmen. Die Positioniergenauigkeit in Axial- und Lateralrichtung spielt eine untergeordnete Rolle, da das Sichtfeld hier um mindestens eine Größenordnung größer ist als in Elevationsrichtung.
2. Die *Bildqualität*¹ ist gleichwertig im Vergleich zu handgeführten Sonden.
3. Der *Arbeitsraum* des Assistenzsystems ist ausreichend groß um die ganze Niere ($4 \times 7 \times 11 \text{ cm}^3$ $H \times B \times L$ (Lippert, 2006, S. 206)) zu schallen. Eine intraoperative Neuausrichtung des Manipulators ist nicht möglich, daher muss der Arbeitsraum das komplette OP-Gebiet abdecken.
4. Die eingesetzte *US-Sonde* hat eine *Eindringtiefe*, die ausreichend ist, um die komplette Niere eines durchschnittlichen erwachsenen Mannes vom Rücken ausgehend zu schallen.

Mensch-Maschine-Schnittstelle: Über die Mensch-Maschine-Schnittstelle wird ein kliniktaugliches, adaptierbares und redundantes Bedienkonzept mit zur Laufzeit wechselbaren Bedienmodulen zur Verfügung gestellt. Es ist das weltweit erste System zur Ausrichtung einer US-Sonde, das sich durch Modularität, Redundanz, Adaptierbarkeit und dynamische Rekonfigurierbarkeit auszeichnet und folgende Bedienmodule besitzt:

1. *Positionssteuerung über laparoskopische Instrumente* [halbautonome Steuerung]: Das System kann über eine halbautonome Steuerung selbstständig laparoskopische Instrumente verfolgen. Für diese Steuerungsmethode wird ein Navigationsgerät benötigt, über das die Spitze

¹Bildqualität ist hier begrenzt auf die Auflösung in allen drei Dimensionen und die Distanztreue.

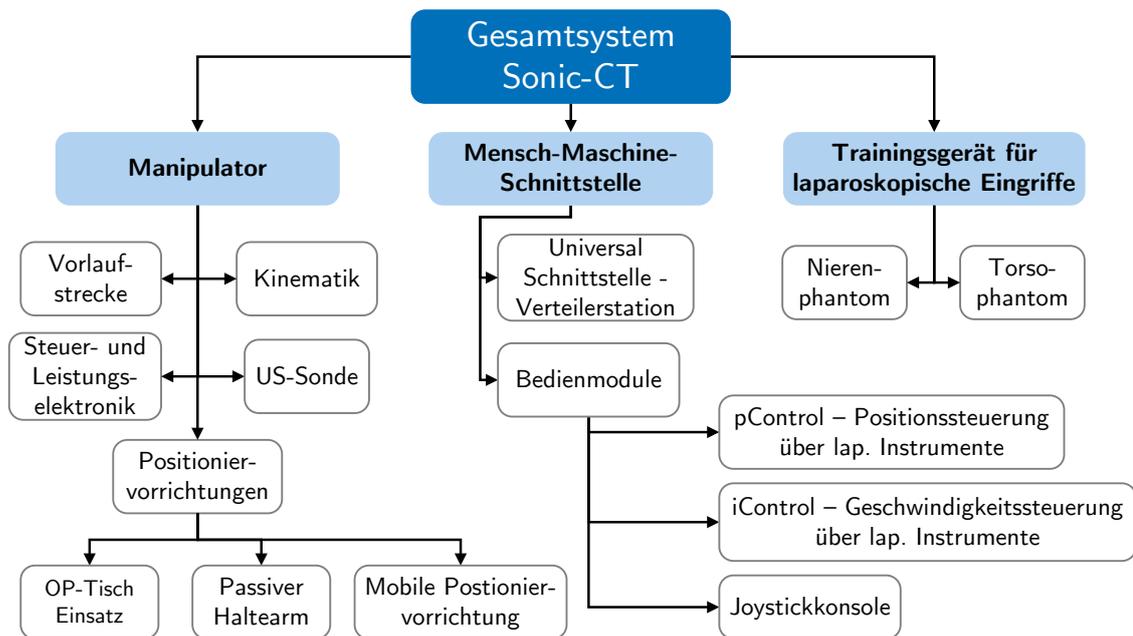


Abbildung 3.1: Hierarchische Systembeschreibung.

des zu verfolgenden Instruments getrackt und die US-Sonde im Manipulator grob ausgerichtet werden kann. Sobald das Instrument in den sonographischen Aufnahmen zu sehen ist, schaltet die Steuerung um und verfolgt die Spitze anhand der sonographischen Aufnahmen mittels Visual-Servoing.

2. *Geschwindigkeitssteuerung über laparoskopische Instrumente* [Telemanipulation]: Anhand eines Inertialtrackingsystems an einem laparoskopischen Instrument kann der Operateur die US-Sonde mit Hilfe des Manipulators ausrichten.
3. *Geschwindigkeitssteuerung über Joystickkonsole* [Telemanipulation]: Mittels einer steril verpackten Joystickkonsole kann der Operateur die US-Sonde im Manipulator ausrichten. Auf einem Display an der Konsole bekommt er dabei die aktuelle Position der Sonde angezeigt.

Trainingsgerät: Das enthaltene Trainingssystem kann sowohl zum quantifizierbaren Üben von laparoskopischen partiellen Nephrektomien eingesetzt werden als auch zur Validierung des Sonic-CT. Es besteht aus folgenden Komponenten:

1. einem *Abdomenphantom* zur Simulation des menschlichen Torsos mit künstlichen Zugängen in die Bauchhöhle an den in der Literatur empfohlenen Positionen und
2. einem *Nierenphantom*, das eine realitätsnahe Resektion eines Tumors mit realer Kraftrückkopplung ermöglicht.

3.5 Konzept für das Gesamtsystem – Sonic-CT

Das Gesamtsystem wird als Sonic-CT bezeichnet und gliedert sich in die drei Einheiten Manipulator, Mensch-Maschine-Schnittstelle sowie ein physisches Laparoskopie-Trainingssystem.

3.5.1 Statische Systembeschreibung

In Abb. 3.1 sind das Gesamtsystem (Manipulator, Mensch-Maschine-Schnittstelle und Trainingsgerät), die einzelnen Teilsysteme sowie deren wichtigste Komponenten hierarchisch dargestellt.

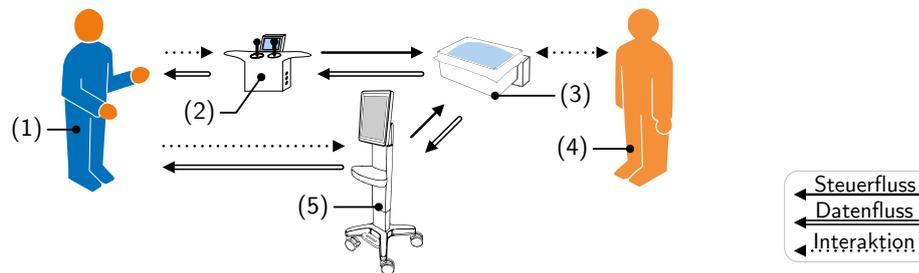


Abbildung 3.2: Dynamische Systembeschreibung des Gesamtsystems: (1) Operateur; (2) Mensch-Maschine-Schnittstelle; (3) Manipulator; (4) Patient; (5) US-Gerät.

3.5.2 Dynamische Systembeschreibung

Wie in Abb. 3.2 visualisiert, steuert der Operateur den Manipulator über ein Bedienmodul. Das Bedienmodul transformiert die Steuerwünsche des Chirurgen in Befehle für den Manipulator und überträgt diese über eine Steuerleitung. Der Manipulator übermittelt seinen aktuellen Zustand zurück an das Bedienmodul, das die Informationen auswertet und visualisiert. Über die von der US-Sonde ausgesandten und reflektierten Schallwellen interagiert der Manipulator mit dem Patienten. Das US-Gerät interagiert mit der US-Sonde im Inneren des Manipulators und stellt die sonographischen Aufnahmen für den Operateur dar.

3.5.3 Konzept zur Integration des Sonic-CT in den chirurgischen Arbeitsfluss

Der kommende Abschnitt beschreibt das Konzept zur Einbindung des Sonic-CT in den chirurgischen Arbeitsfluss. Der dargestellte Ablauf verdeutlicht in Wort und Bild (Abb. 3.3), dass die zusätzliche sonographische Bildgebung den etablierten chirurgischen Arbeitsfluss um eine neue Funktion ergänzt, ohne ihn dabei einzuschränken. Die hier dargestellten Arbeitsschritte sind beispielhaft für einen möglichen Ablauf, der sich von Klinik zu Klinik unterscheiden kann.

Präoperativ

1. *Lagern des Patienten:* Der Patient wartet betäubt, auf der mobilen OP-Liege lagernd, vor dem OP-Saal, bis dieser für die OP freigegeben ist. Im OP-Saal wird die OP-Liege auf einer fest installierten Hubplattform installiert. Der Patient wird wie in Abb. 1.7 dargestellt seitlich mit ausgestreckten Armen gelagert.
2. *Installieren der OP-Gerätschaft und des Sonic-CT:* Um den Patienten herum wird die benötigte Standard-OP-Gerätschaft (Videolaparoskopieturm, Anästhesie-Geräte, etc.) installiert. Das US-Gerät des Sonic-CTs wird horizontal und vertikal möglichst nahe am Videolaparoskopie-Bildschirm aufgestellt, um dem Operateur den Blickwechsel zu erleichtern. Das US-Gerät darf den notwendigen Bewegungsfreiraum der OP-Schwester (siehe Abb. 1.7-Schritt 3) nicht beeinflussen. Mit Hilfe einer der im kommenden Kapitel (3.6) beschriebenen Positioniervorrichtungen wird der Manipulator am Patienten aufgebaut. Zur intraoperativen Steuerung des Sonic-CT wird die passende Mensch-Maschine-Schnittstelle installiert. Die Installation der Bedienmodule ist detaillierter in den jeweiligen Kapiteln (3.7.2, 3.7.3, 3.7.4) beschrieben.
3. *Preparieren des Patienten:* Dem Patienten wird ein Blasenkatheter gelegt. Gegen Unterkühlung wird der Patient mit sterilen Tüchern abgedeckt, abgesehen von der Bauchdecke – dem Operationsgebiet. Die Bauchdecke wird desinfiziert. Durch die Bauchdecke hindurch wird eine Veressnadel eingeführt, um die Bauchhöhle mit Kohlenstoffdioxid aufzublasen. Wenn der gewünschte Druck (≤ 15 mmHg) hergestellt ist, wird die Veressnadel durch die Trokare an den entsprechenden Stellen, wie in Abb. 1.8 dargestellt, ersetzt.

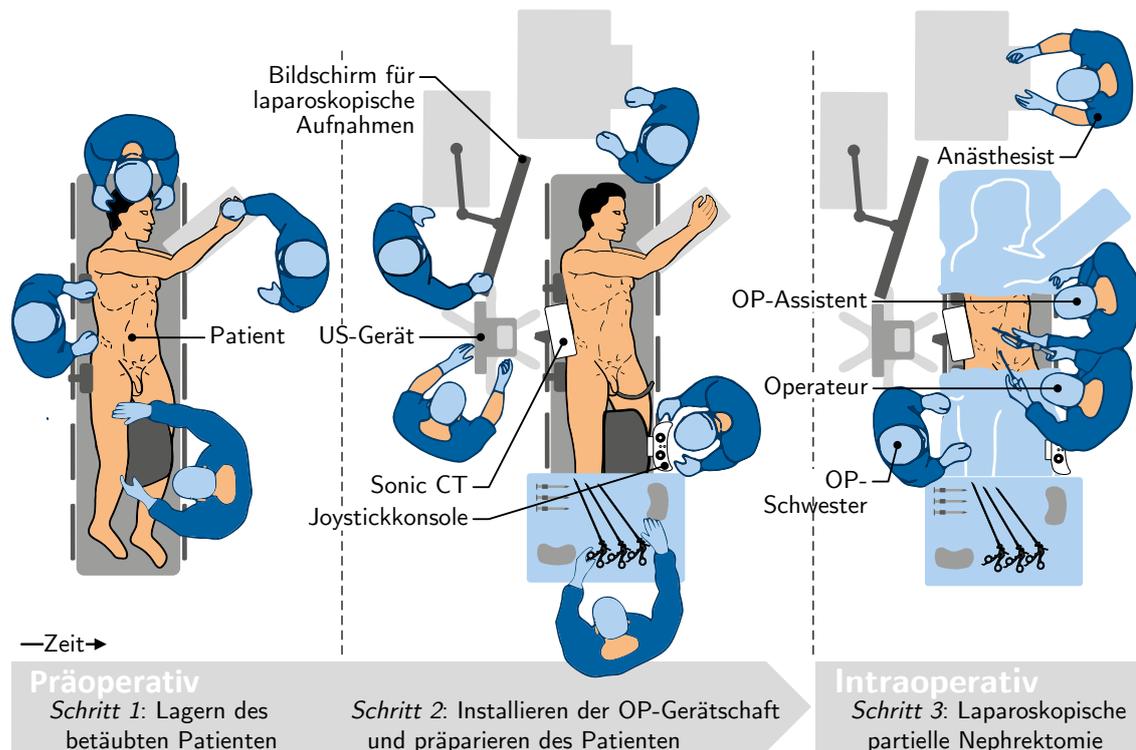


Abbildung 3.3: Konzept zur Integration des Sonic-CT in den chirurgischen Workflow – bei Bedienung mit Joystickkonsole.

Intraoperativ

Die einzelnen Schritte der Tumorresektion sind detailliert in Abb. 1.10 beschrieben. Während jedes Operationsabschnittes stehen dem Operateur nun zusätzlich sonographische Aufnahmen zu Verfügung, die er bei Bedarf einsetzen kann. Bei folgenden Schritten ist der Mehrwert durch die Sonographie am größten:

- *Freilegen des Tumors*: Unter der *Gerota Faszie* ist der Tumor nur schwer zu erkennen. Beim Öffnen der *Gerota Faszie* ist es sehr hilfreich, die genaue Position und Ausbreitung des Tumors zu kennen, um so wenig wie möglich gesundes Gewebe zu zerstören (Gill, 2006, S. 512f.). Mittels des benutzten Bedienmoduls richtet der Operateur die US-Sonde im Sonic-CT so aus, dass er die äußeren Abmaße des Tumors sieht, um abschätzen zu können wie weit er die *Gerota Faszie* öffnen muss.
- *Resektion des Tumors*: Wie bereits in Abschnitt 1.2.6 geschildert, ist die Tumorresektion eine große Herausforderung, da der Operateur unter Zeitdruck zwischen gesundem und krankem Nierengewebe unterscheiden muss – bei gleichzeitiger minimaler Resektion von gesundem Nierengewebe und der Gefahr, ein naheliegendes großes Blutgefäß zu verletzen. In den Oberflächenaufnahmen des Videolaparoskops in Abb. 1.10 kann man erkennen, auf Basis welcher Informationen der Operateur seine Entscheidungen treffen muss. Durch den Sonic-CT bekommt der Chirurg nun die Möglichkeit, in die Niere hineinzuschauen. Er erhält dadurch zusätzliche Informationen über den Tumor und die Lage innerer Blutgefäße, die ihm seine Entscheidungen erleichtern können.

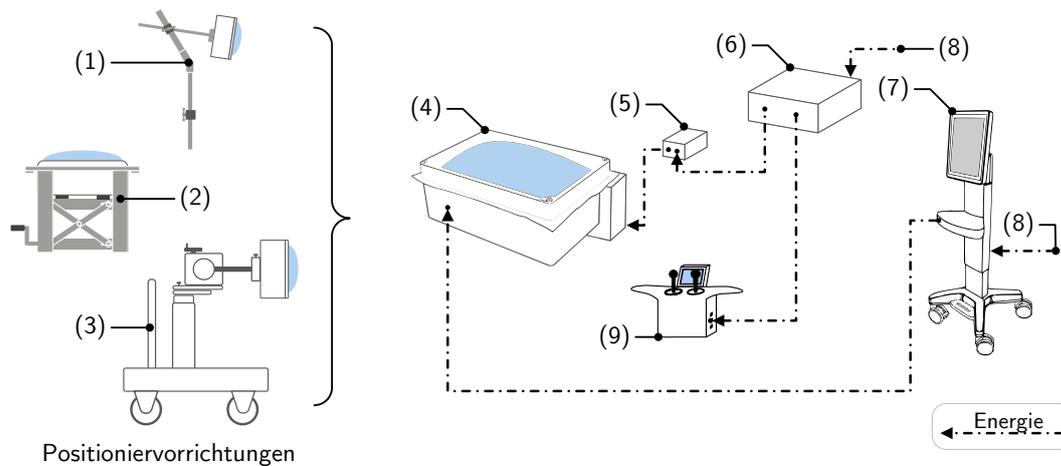


Abbildung 3.4: Statische Systembeschreibung des Sonic-CTs: (1) Passiver Haltearm, (2) OP-Tisch-Einsatz, (3) Mobile Positioniervorrichtung; (4) Manipulator; (5) Steuerbox; (6) Verteilerstation; (7) US-Gerät; (8) Netzspannung; (9) Steuermodul.

Postoperativ

Nach dem Abschluss der Operation muss der Sonic-CT sowie das eingesetzte Bedienmodul zusammen mit der restlichen OP-Gerätschaft wieder abgebaut und gereinigt werden. Der Abbau erfolgt dabei in umgekehrter Reihenfolge des Aufbaus.

3.6 Manipulator

Der Manipulator des Sonic-CT hat zwei Aufgaben: i) die US-Sonde motorisiert auszurichten und ii) die Schallwellen von der Sonde ausgehend in den Patienten zu koppeln sowie die aus dem Patienten reflektierten Schallwellen wieder zurück zur Sonde zu leiten. Die erste Aufgabe wird über eine kartesische Kinematik erfüllt, mit der man die Sonde in zwei Freiheitsgraden ausrichten kann. Die zweite Aufgabe wird erfüllt, indem die Sonde in einem Gehäuse zusammen mit einer schallleitenden Flüssigkeit gelagert wird. Eine Seite des Gehäuses besteht aus einer flexiblen Membran, die sich an die Oberfläche des Patienten anschmiegt und eine Einkopplung der Schallwellen in den Patienten ermöglicht. Ergänzt wird der Manipulator durch drei unterschiedliche Positioniervorrichtungen, die es erlauben, den Manipulator entweder in den OP-Tisch zu integrieren oder seitlich am OP-Tisch zu positionieren.

3.6.1 Statische Systembeschreibung

Das Manipulatorsystem setzt sich aus mehreren Komponenten zusammen, die in Abb. 3.4 visualisiert sind. Die für den Betrieb des Manipulators notwendige Steuerung ist in der Steuerbox untergebracht. Die Stromversorgung sowie die Kommunikationsschnittstellen für externe Geräte stellt die Verteilerstation bereit. Für den intraoperativen Einsatz stehen drei verschiedene Positioniervorrichtungen zur Verfügung: i) ein passiver Haltearm für die seitliche Befestigung am OP-Tisch, ii) ein Hubtisch mit Scherenkinematik für die Integration in den OP-Tisch und iii) ein Rollwagen mit Hubkinematik zum mobilen Positionieren des Manipulators

Zur Erforschung des Konzeptes für einen Manipulator zur Ausrichtung einer transkutanen US-Sonde wurden folgende Rahmenbedingungen definiert:

- *Arbeitsraum:* Die US-Sonde muss mit Hilfe der Kinematik die ganze Niere ($4 \times 7 \times 11 \text{ cm}^3$ H \times B \times L (Lippert, 2006, S. 206)) schallen können, ohne dass der Manipulator wieder neu ausgerichtet werden muss. Die Ausrichtung der US-Sonde muss entsprechend gewählt werden, damit der Bauraum der Kinematik minimal ist.

- *Gewicht:* Der gefüllte Manipulator muss von einer Person tragbar sein (Gesamtgewicht: ≤ 20 Kilogramm).
- *Positioniergenauigkeit:* Die Positioniergenauigkeit muss unterhalb der Auflösung der US-Sonde in Elevationsrichtung liegen (≤ 5 Millimeter).
- *Membran:* Die Membran muss mit dem Gewicht eines ausgewachsenen, überdurchschnittlich schweren Mannes (≤ 150 Kilogramm) belastet werden können, ohne zu versagen.
- *Kompatibilität mit kommerziellen US-Sonden:* Die schalleitende Flüssigkeit im Inneren muss für die Verwendung mit der US-Sonde geeignet sein, das heißt, sie darf die Funktionalität der Sonde kurz- und langfristig nicht beeinträchtigen.
- *Biokompatibilität:* Die schalleitende Flüssigkeit im Inneren darf nicht gesundheitsschädlich sein, um bei einem Defekt der Dichtungen keinen Menschen zu gefährden.
- *Selbsthemmende Kinematik:* Um auf Bremsen verzichten zu können und um die Motoren nicht dauerhaft belasten zu müssen, soll die Kinematik selbsthemmend sein.

Unter Einhaltung der definierten Rahmenbedingungen wurden verschiedene Ansätze theoretisch untersucht (siehe Tabelle 3.1) und folgendes mechanisches Konzept entwickelt (siehe Abb. 3.5). Die gesamte Mechanik befindet sich innerhalb eines, mit einer schalleitenden Flüssigkeit gefüllten, Gehäuses. Das Gehäuse ist an der Oberseite mit einer flexiblen Membran verschlossen, die sich an die Oberfläche des Patienten anschmiegt und so US-Wellen reflektierende Luftpinschlüsse zwischen Manipulator und Patient verhindert. Im Gehäuse befindet sich ein wasserdichter Einlass für die US-Sonde. Der Einlass muss groß genug sein, um die Sonde ins Gehäuse einbringen zu können. Während des Betriebs muss die Einlassstelle abgedichtet sein und gleichzeitig das Kabel aus dem Gehäuse hinausführen. Das Funktionsprinzip ist in Abb. 3.6 detailliert dargestellt. Über eine zweite Öffnung, die mit einem Schlauch und einem verschließbaren Ventil versehen ist, kann das Gehäuse mit Wasser gefüllt und überschüssige Luft abgelassen werden. Die kartesische Kinematik mit zwei Freiheitsgraden ist über Schienen realisiert, die an den Gehäusewänden angebracht sind. Für jeden Freiheitsgrad gibt es eine Schiene mit Endanschlagstaster, auf der ein Schlitten läuft. Der Schlitten wird über eine Spindel mit Spindelmutter angetrieben. Der Spindeltrieb ist selbsthemmend, das heißt, die Aktoren sind nur bei einer Positionsänderung erforderlich, aber nicht wenn eine Position gehalten werden muss. Auf jedem Schlitten ist eine Stange gelagert, die sich an einer Stelle überkreuzen. Am Kreuzungspunkt befindet sich ein Lager mit Flansch zur Befestigung der US-Sonde. Wie man in Abb. 3.7 sehen kann, sind die Spindeln für die Aktuierung aus dem Gehäuse herausgeführt. Über eine dynamische Dichtung, bestehend aus einem Radialwellendichtring und einer gehärteten und geschliffenen Laubuchse, wird verhindert, dass an diesen Stellen Flüssigkeit aus dem Gehäuse austritt. Die Spindeln sind über einen Zahnriemenantrieb mit den Aktoren verbunden. Als Aktoren kommen Schrittmotoren zum Einsatz, da der Manipulator keine hohen Dynamikanforderungen hat und sich diese Motorart einfach regeln lässt. Um die Motoren regeln zu können, sind diese mit inkrementellen Drehgebern ausgestattet.

Sterilisationskonzept

Der Manipulator wird im OP-Saal unmittelbar vor dem Einsatz wischdesinfiziert und mit einer sterilen Folie abgedeckt. Nach der Benutzung wird die Folie entfernt und entsorgt. Der Manipulator wird bei Bedarf mit einem feuchten Tuch gereinigt und danach wischdesinfiziert.

Formale Beschreibung der Kinematik

Will man den Effektor des Manipulators zu einer bestimmten Stelle bewegen, muss man die dazu passenden Motorstellwinkel kennen. Der Zusammenhang zwischen Effektorposition und Motorstellwinkel wird über die formale Beschreibung der Manipulatorkinematik niedergelegt. Man unterscheidet dabei zwischen Vorwärtskinematik und Rückwärtskinematik. Mit der Vorwärtskinematik kann man für einen Motorstellwinkel die Effektorposition berechnen und mit der Rückwärtskinematik bestimmt man für eine Effektorposition den zugehörigen Motorstellwinkel. In der Robotik

Tabelle 3.1: Analytische Gegenüberstellung verschiedener Ansätze zur Manipulation der US-Sonde mit kontinuierlichem Hautkontakt.

	Ansatz A: Führung der US-Sonde direkt auf der Haut des Patienten	Ansatz B: Führung nicht auf der Haut. Einkoppeln der Schallwellen über Vorlaufstrecke
Vorteile	Direkte Koppelung der Schallwellen (optimale Bildqualität, da minimaler Abstand zum Zielgebiet und kein Zwischenmedium vorhanden)	Einfache Kinematik (weniger DOF, Sensoren, Aktoren), da unbekannte Oberfläche des Patienten durch Vorlaufstrecke ausgeglichen wird (einfache, robuste Steuerung möglich)
Nachteile	Komplexe Kinematik (hohe Fehleranfälligkeit, aufwändige Entwicklung, komplexe Steuerung)	Beeinflussung der Schallwellen durch die Vorlaufstrecke

Ansätze zum Ausgleich der Höhenunterschiede in Abhängigkeit von der Koppelungsmethode

Ansätze	A-1: aktiv (z.B. sensorgestützte aktive Nachregelung der Kinematik)	A-2: passiv (z.B. nachgiebiger Mechanismus)	B-1: aktiv (z.B. sensorgestützte aktive Anpassung der Vorlaufstrecke)	B-2: passiv (z.B. Lagerung der US-Sonde in Flüssigkeit mit flexibler Kontaktfläche zum Patienten)
Vorteile	A-1: mit Standardkinematik lösbar (z.B. PUMA) -> keine Neuentwicklung notwendig	A-2: keine Sensoren notwendig	B-1: unbekannt	B-2: keine Sensoren notwendig
Nachteile	A-1: Komplexe Regelung (rechenintensive Regelalgorithmen), aufwendiges Risikomanagement	A-2: Nachgiebigkeit muss in Kinematik integriert und an die Aufgabe angepasst sein, in Folge begrenzte Einsatzmöglichkeiten	B-1: aktive Regelung notwendig (Regelalgorithmen müssen entwickelt werden, zusätzliche Sensoren notwendig), Erforschung einer geeigneten Vorlaufstrecke (Medium, Hülle, Technologie zur Anpassung)	B-2: Alle Komponenten im Gehäuse müssen flüssigkeitstauglich sein, sonst Auslagerung; System muss abgedichtet werden (statisch und evtl. dynamisch)

Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Arbeit wurde Ansatz B2 umgesetzt, da sich dieser mit minimaler Systemkomplexität umsetzen lässt und dadurch die geringsten Risiken für den Patienten birgt.

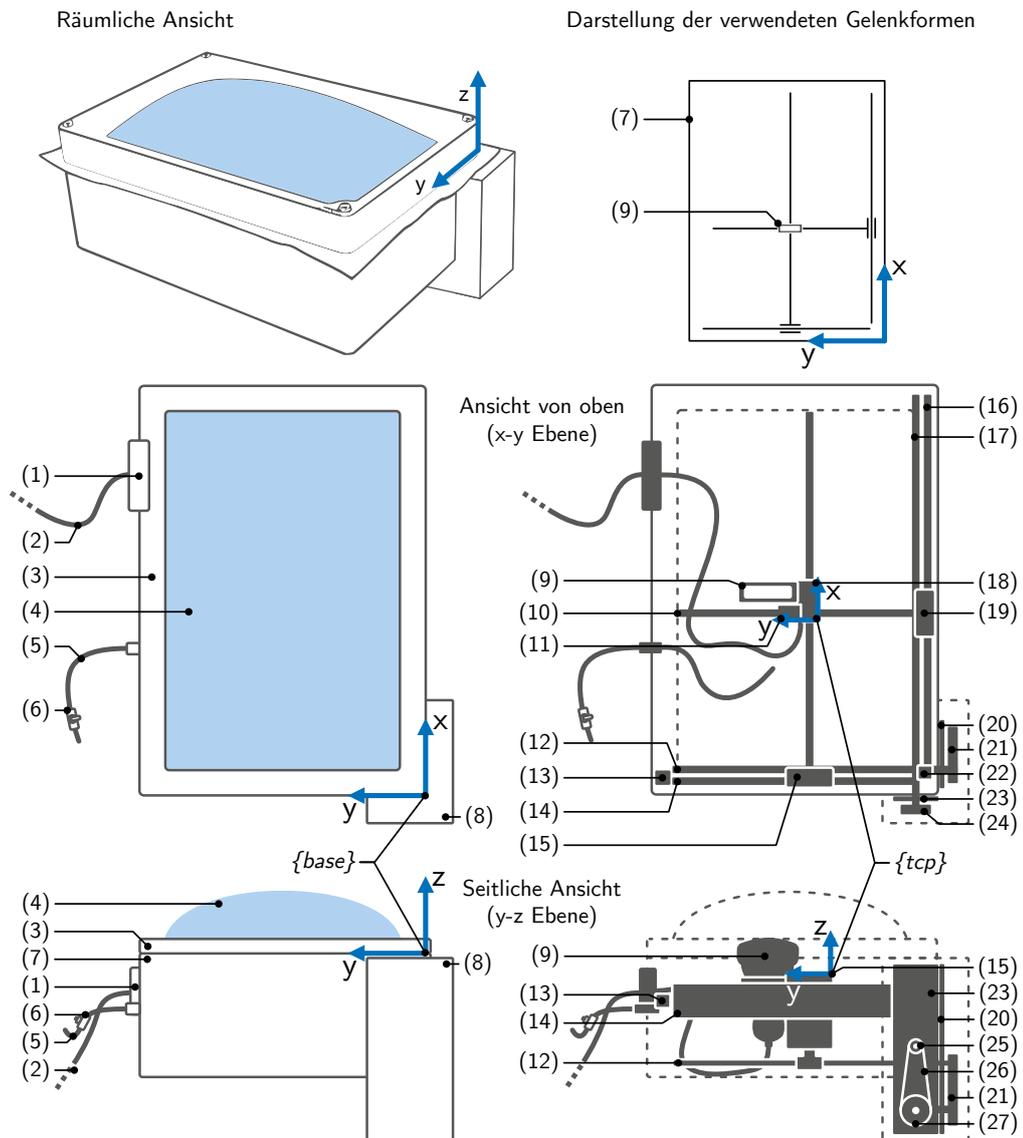


Abbildung 3.5: Statische Beschreibung des Manipulators – Ansicht von oben auf x-y Ebene und seitlich auf y-z Ebene: (1) Gehäuseeinlass für die US-Sonde; (2) Verbindungskabel für die US-Sonde-US-Gerät; (3) Deckel des mit einer schallleitenden Flüssigkeit gefüllten Gehäuses; (4) Flexible, schalldurchlässige Membran – eingeklemmt zwischen Deckel und Gehäuseunterseite; (5) Schlauch zur Wasserbefüllung des Gehäuses und zum Luft ablassen mit (6) verschließbarem Ventil; (7) Unterseite des mit einer schallleitenden Flüssigkeit gefüllten Gehäuses; (8) Motorabdeckung; (9) US-Sonde; (10) Führungsstange in y-Richtung; (11) Gehäuseventil Befüll-/Auslassschlauch; (12) Spindel y-Achse; (13) Wasserdichter Endanschlagstaster y-Achse; (14) Schienenführung y-Achse; (15) Schlitten y-Achse mit Führungsstange in x-Richtung; (16) Schienenführung x-Achse; (17) Spindel x-Achse; (18) Flansch Halterung-US-Sonde; (19) Schlitten x-Achse; (20) Motorhalterung y-Achse; (21) Zahnriemenantrieb y-Achse; (22) Wasserdichter Endanschlagstaster x-Achse; (23) Motorhalterung x-Achse; (24) Zahnriemenantrieb x-Achse; (25) Abtriebszahnrad x-Achse; (26) Zahnriemen x-Achse; (27) Antriebszahnrad x-Achse auf Schrittmotor mit Drehgeber.

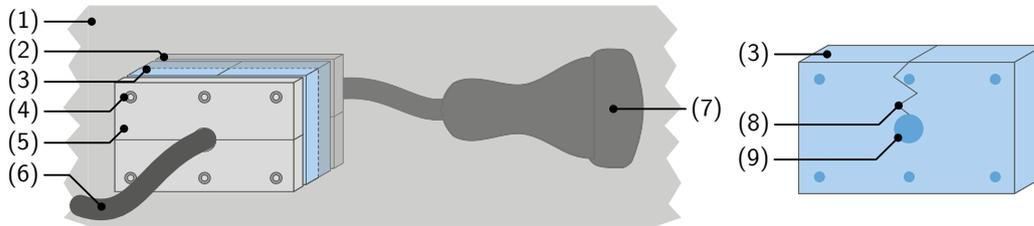


Abbildung 3.6: Einlass im Manipulatorgehäuse für die US-Sonde: (1) Gehäusewand des Manipulators; (2) Innere Kompressionsplatte; (3) Silikondichtung; (4) Schrauben zum Komprimieren der Silikondichtung; (5) Zweigeteilte äußere Kompressionsplatte; (6) Kabel der US-Sonde außerhalb des Manipulators; (7) US-Sonde im Manipulator; (8) Schlitz in der Silikondichtung zum Einführen des US-Sondenkabels; (9) Aussparung für das US-Sondenkabel.

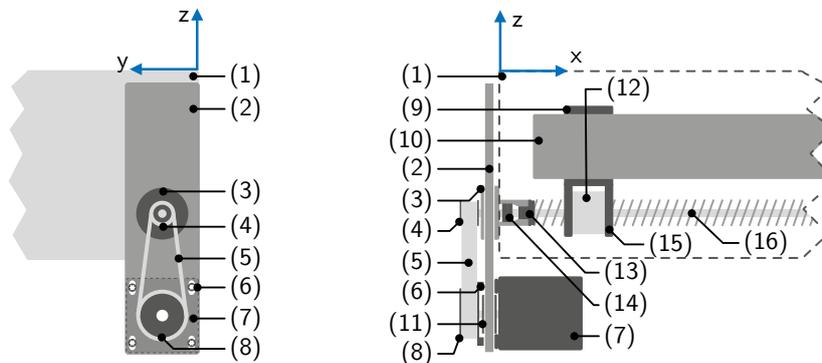


Abbildung 3.7: Antriebsstrang der x-Achse des Manipulators: (1) Wand des Manipulatorgehäuses; (2) Motorhalterung; (3) Dichtungsflansch mit Gleitlager; (4) Abtriebszahnrad; (5) Zahnriemen; (6) Langlöcher zum Einstellen der Vorspannung des Zahnriemens; (7) Schrittmotor zum Antrieb der x-Achse; (8) Antriebszahnrad; (9) Schlitten der Linearführung; (10) Schiene der Linearführung; (11) Drehgeber; (12) Spindelmutter; (13) Gleitlager zur Führung der Antriebswelle; (14) Radialwellendichtring; (15) Einfassung der Spindelmutter; (16) Selbsthemmender Spindeltrieb mit direkter Durchführung nach außen ohne Kupplung.

werden Kinematiken formal über homogene Transformationsmatrizen beschrieben, die eine Transformation von einem Koordinatensystem in ein anderes festlegen. Die Definition einer homogenen Transformationsmatrix ist im Anhang in Definition 51 beschrieben. Der *Manipulator* des Sonic-CT hat zwei parallele translatorische Freiheitsgrade. Für die Beschreibung der Manipulatorkinematik kann daher auf den rotatorischen Anteil und die dritte Komponente im Translationsvektor verzichtet werden. Man erhält einen zweikomponentigen Vektor zur Beschreibung der Position des Effektors im Basiskoordinatensystem.

Definition 11 (Effektorposition im Manipulator):

$${}^{base}t_{tcp} = \begin{pmatrix} t_1 \\ t_2 \end{pmatrix}$$

mit $t_1 :=$ Translation Freiheitsgrad 1; $t_2 :=$ Translation Freiheitsgrad 2.

Das Basiskoordinatensystem $\{base\}$ des Manipulators liegt in der oberen Ecke des Gehäuseunterteils, an der die Motoren befestigt sind. Das Effektor-Koordinatensystem $\{tcp\}$ liegt in der Kreuzverbindung der Führungsstangen, unterhalb des Flansches für die US-Sonde. Beide Koordinatensysteme sind in Abb. 3.5 eingezeichnet.

Der Antriebsstrang jedes Freiheitsgrades des Manipulators setzt eine rotatorische in eine translatorische Bewegung um. Diese Bewegungsänderung lässt sich formal beschreiben und teilt sich in einen statischen und einen dynamischen Anteil auf. Der statische Anteil ist der Antriebsstrang, der aus der Übersetzung des Zahnriemenantriebs und der Ganghöhe der Spindel besteht. Der dynamische Anteil ist der Stellwinkel des antreibenden Schrittmotors. Zusammengesetzt setzt der Antriebsstrang eine rotatorische in eine lineare Bewegung um.

Definition 12 (Umsetzung des Antriebsstrangs):

$$\text{Umsetzung Antriebsstrang} \quad UA := \frac{gh}{i} \left[\frac{m}{Grad} \right]$$

mit $gh :=$ Ganghöhe der Spindel $\left[\frac{m}{Grad} \right]$; $i := \frac{z_{Abtrieb}}{z_{Antrieb}} =$ Getriebeübersetzung [einheitenlos]; $z :=$ Anzahl der Zähne pro Zahnrad.

Unter Einbezug des Umsetzung ist es möglich die Vorwärts- und Rückwärtskinematik des Manipulators aufzustellen:

Definition 13 (Vorwärts- und Rückwärtskinematik Manipulator):

$$\text{Vorwärtskinematik} \quad {}^{base}T_{TCP}(\varphi_1, \varphi_2) := \begin{pmatrix} \varphi_1 \cdot UA_1 \\ \varphi_2 \cdot UA_2 \end{pmatrix}$$

$$\text{Rückwärtskinematik} \quad TCP T_{base}(t_1, t_2) := \begin{pmatrix} \frac{t_1}{UA_1} \\ \frac{t_2}{UA_2} \end{pmatrix}$$

mit $\varphi_n :=$ Motorstellwinkel Aktor Freiheitsgrad n ; $UA_n :=$ Umsetzung Antriebsstrang Freiheitsgrad n ; $t_n :=$ Translation Freiheitsgrad n .

Für einen sinnvollen Betrieb des Manipulators ist die Positioniergenauigkeit des Effektors entscheidend. Sie kann über folgende Gleichung bestimmt werden:

Definition 14 (Positioniergenauigkeit Effektor):

$$\text{Positioniergenauigkeit} \quad AP := UA * \frac{360}{n} \quad [m]$$

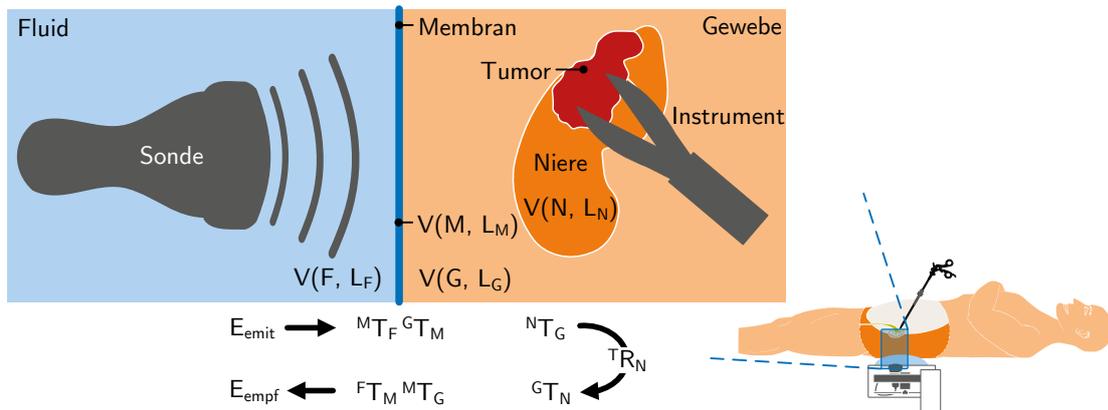


Abbildung 3.8: Schallweg von der US-Sonde zum Operationsgebiet (vereinfachte Darstellung): Die US-Wellen werden von der Sonde (links) in das umgebende Fluid im Inneren des Manipulators emittiert. Im Fluid breiten sich die Schallwellen bis zu der den Manipulator abschließenden Membran aus. Die Schallwellen koppeln in die Membran ein, durchqueren diese und koppeln danach wieder aus der Membran aus und in den Patienten hinein. Im Patienten bewegen sich die Schallwellen bis zur Niere mit dem Tumor fort und werden dort wieder reflektiert. Liegt ein Instrument auf der Niere auf, ist dies auch in den US-Aufnahmen zu sehen (Erklärung der Abkürzungen siehe Definition 15).

mit $UA :=$ Umsetzung Antriebsstrang $[\frac{m}{Grad}]$; $n :=$ Anzahl der Schritte pro Umdrehung [einheitenlos].

Die Positioniergenauigkeit hängt von drei Faktoren ab, wie in Definition 14 abzulesen ist: i) Schrittmodus des Schrittmotors (Ganzschritt, Halbschritt, Viertelschritt), ii) Übersetzung des Zahnriementriebs und iii) Ganghöhe der Spindel der Linearantriebe. Um den Schrittmotor im optimalen Drehzahlbereich betreiben zu können, sollte die Umsetzung des Antriebsstrangs entsprechend der gewünschten Positioniergenauigkeit gewählt werden.

Formale Beschreibung der Vorlaufstrecke

Damit das US-Gerät die US-Bilder des OP-Gebietes erstellen kann, müssen sich die von der US-Sonde erzeugten Schallwellen bis zum OP-Gebiet fortpflanzen können und von dort zurück zur Sonde reflektiert werden. Entscheidend ist dabei, die vom OP-Gebiet reflektierte, zur Sonde zurückkehrende Schallenergie E_{empf} . Die Medien, die der Schall auf dem Weg von der US-Sonde zum OP-Gebiet und zurück durchläuft, sind in Abb. 3.8 dargestellt. Die US-Sonde ist in einem schallleitenden, flüssigen Medium gelagert, das patientenseitig mit einer flexiblen Membran begrenzt ist. Die Membran liegt direkt am Patienten an und koppelt die eintreffenden Schallwellen in den Menschen ein. Im Patienten breiten sich die Schallwellen bis zum Operationsgebiet aus und werden dort wieder zurückreflektiert. Auf dem Rückweg durchlaufen sie die Transportmedien in umgekehrter Reihenfolge bis sie wieder auf die Sonde treffen. Dadurch ergibt sich folgende Gleichung zur Berechnung der auf der US-Sonde eintreffenden Schallenergie:

Definition 15 (Vom Nierentumor reflektierte und zur Sonde zurückkehrende Schallenergie):

$$\begin{aligned}
E_{empf} &:= (1 - V(F, L_F)) \cdot {}^F T_M \cdot (1 - V(M, L_M)) \cdot {}^M T_G \cdot (1 - V(G, L_G)) \cdot {}^G T_N \\
&\quad \cdot (1 - V(N, L_N)) \cdot {}^T R_N \cdot (1 - V(N, L_N)) \cdot {}^N T_G \cdot (1 - V(G, L_G)) \cdot {}^G T_M \\
&\quad \cdot (1 - V(M, L_M)) \cdot {}^M T_F \cdot (1 - V(F, L_F)) \cdot E_{emit} \\
&= (1 - V(F, L_F)) \cdot \frac{4Z_M Z_F}{(Z_M + Z_F)^2} \cdot (1 - V(M, L_M)) \cdot \frac{4Z_G Z_M}{(Z_G + Z_M)^2} \cdot (1 - V(G, L_G)) \\
&\quad \cdot \frac{4Z_N Z_G}{(Z_N + Z_G)^2} \cdot (1 - V(N, L_N)) \cdot \left(\frac{Z_T - Z_N}{Z_T + Z_N} \right)^2 \cdot (1 - V(N, L_N)) \cdot \frac{4Z_G Z_N}{(Z_G + Z_N)^2} \\
&\quad \cdot (1 - V(G, L_G)) \cdot \frac{4Z_M Z_G}{(Z_M + Z_G)^2} \cdot (1 - V(M, L_M)) \cdot \frac{4Z_F Z_M}{(Z_F + Z_M)^2} \cdot (1 - V(F, L_F)) \cdot E_{emit} \\
&= 2^{12} \cdot \frac{Z_M^2 Z_F^2}{(Z_M + Z_F)^4} \cdot \frac{Z_G^2 Z_M^2}{(Z_G + Z_M)^4} \cdot \frac{Z_N^2 Z_G^2}{(Z_N + Z_G)^4} \cdot \left(\frac{Z_T - Z_N}{Z_T + Z_N} \right)^2 \\
&\quad \cdot (1 - V(F, L_F))^2 \cdot (1 - V(M, L_M))^2 \cdot (1 - V(G, L_G))^2 \cdot (1 - V(N, L_N))^2 \cdot E_{emit}
\end{aligned}$$

Funktionen

- ${}^B T_A \in [0..1]$:= Transmission der Schallwellen von Medium A zu B
 ${}^B R_A \in [0..1]$:= Reflektion der Schallwellen an der Grenzschicht zwischen A und B - von A kommend
 $Z_A \in [0..\infty]$:= akustische Impedanz von Medium A
 $V(A, L_A) \in [0..1]$:= Schallenergieverluste beim Durchlaufen der Strecke L_A im Medium A - die Verluste werden unter anderem verursacht durch: Streuung, Absorption, Dispersion und Transmission

Variablen

- E_{empf} : an der Sonde empfangene Schallenergie
 E_{emit} : von der Sonde emittierte Energie
 F : Fluid (schalleitende Flüssigkeit im Manipulator)
 M : Membran (flexible Membran, die den Manipulator abschließt)
 G : Gewebe (vereinfachte Darstellung der Gewebeschichten zwischen der Manipulatormembran und der Niere, wie beispielsweise Haut, Fettgewebe, Muskeln etc.)
 N : Niere
 T : Nierentumor

Optimierung der Vorlaufstrecke für maximale Bildqualität

Je größer die Energiemenge E_{empf} ist, die an der Sonde ankommt, desto besser ist das Signal-zu-Rausch Verhältnis und dementsprechend auch die Bildqualität. Für die Realisierung der Vorlaufstrecke des Manipulators (Schalleitende Flüssigkeit + Membran) gilt es also die Verluste während der Durchquerung der Flüssigkeit im Gehäuse, beim Übergang von der Flüssigkeit zur Membran, in der Membran und von der Membran zum Patienten zu optimieren.

Die Transmissionswerte werden maximal, wenn ${}^B T_A$ gegen 1 strebt. Das ist der Fall, wenn die akustischen Impedanzen Z der aneinander grenzenden Medien A und B möglichst ähnlich sind:

$${}^B T_A := \frac{4Z_A Z_B}{(Z_A + Z_B)^2} \text{ für } Z_A \approx Z_B \text{ gilt } {}^B T_A = \frac{4Z_A Z_A}{(Z_A + Z_A)^2} = \frac{4Z_A^2}{4Z_A^2} = 1 \quad (3.1)$$

Als gesetzt muss man die akustische Impedanz der Haut mit $1,63 \text{ g} / \text{s} \cdot \text{cm}^2$ (Culjat u. a., 2010) akzeptieren. Folglich sollte die akustische Impedanz der Membran Z_M ähnlich der Haut Z_G sein:

$$Z_M \rightarrow Z_G \quad (3.2)$$

und folglich auch die der Flüssigkeit im Manipulator Z_F

$$Z_F \rightarrow Z_M \text{ da gilt } Z_M \rightarrow Z_G \text{ folgt daraus } Z_F \rightarrow Z_G \quad (3.3)$$

Das zweite Optimierungskriterium sind die Energieverluste $V(A, L_A)$ beim Durchqueren eines Mediums A . Diese können durch die Wahl eines geeigneten Mediums mit geringen Verlusteigenschaften beeinflusst werden und durch die Strecke L_A , die der Schall in dem Medium durchlaufen muss. Zusammenfassend lassen sich folgende Optimierungskriterien für die Vorlaufstrecke definieren:

Definition 16 (Optimierungskriterien der Vorlaufstrecke für maximale Bildqualität):

- *Kriterium 1: Die akustischen Impedanzen der Flüssigkeit im Manipulator Z_F und der flexiblen Membran Z_M sind so zu wählen das gilt:*

$$Z_F \stackrel{!}{\rightarrow} Z_G \text{ und } Z_M \stackrel{!}{\rightarrow} Z_G$$

mit Z_G : akustische Impedanz von menschlichem Gewebe.

- *Kriterium 2: Die Strecken, die der Schall in der Flüssigkeit L_F und in der Membran L_M durchläuft, sollen minimal sein:*

$$L_F \stackrel{!}{\rightarrow} 0 \text{ und } L_M \stackrel{!}{\rightarrow} 0$$

Diese Kriterien müssen immer im Zusammenhang mit Optimierungskriterien aus anderen Domänen (beispielsweise Mechanik, Elektronik) betrachtet werden und dürfen auch nicht deren Ausschlusskriterien verletzen (zum Beispiel minimale Reißfestigkeit und Biokompatibilität der flexiblen Membran).

Steuerung

Die Steuerung des Manipulators befindet sich in einem getrennten Gehäuse der *Steuerbox*. Die Steuerbox enthält eine Recheneinheit zur Ausführung der Steueralgorithmen sowie die Leistungselektronik für die Aktoren des Manipulators. Über die Steuerbox kann der Manipulator per Geschwindigkeits- oder per Positionssteuerung kontrolliert werden. Sie ist sowohl mit den Aktoren und Sensoren des Manipulators verbunden als auch mit den Netzteilen und den Kommunikationsschnittstellen in der Verteilerstation (vgl. Abb. 3.4). Die Kommunikation mit der Verteilerstation erfolgt per Feldbus.

Positioniervorrichtungen

Um den Sonic-CT am Menschen betreiben zu können, ist eine passende Positioniervorrichtung notwendig. Da kommerzielle klinische Positioniervorrichtungen nur für Kleinstgeräte ausgelegt sind, war es notwendig, neue Positioniervorrichtungen für den Sonic-CT zu entwickeln. Mit der Positioniervorrichtung muss es möglich sein, den Manipulator frei am Patienten zu positionieren und ausrichten zu können, sodass die flexible Membran an der gewünschten Position am Körper aufliegt. Da die Einkoppelungseffizienz der Schallwellen in den Körper, mit zunehmendem Anpressdruck der Membran an die Haut steigt, soll dieser mit der Haltevorrichtung einstellbar sein. Durch die Vorrichtung darf der gewohnte klinische Arbeitsfluss nicht gestört werden. Der intraoperative Aufbau und die Feineinstellung muss wie im Klinikbetrieb üblich ohne Werkzeug (Schraubendreher, Gabelschlüssel etc.) möglich sein. Um die Voraussetzungen an die klinische Infrastruktur zu minimieren, soll auf hydraulische Lösungen verzichtet werden.

Für die Positionierung des Manipulators im OP-Saal wurden drei verschiedene Vorrichtungen entwickelt (Abb. 3.9): i) ein passiver Haltearm, der direkt am OP-Tisch befestigt werden kann, ii) eine Scherenhubkinematik, die in den OP-Tisch eingesetzt werden kann und iii) eine mobile Positioniervorrichtung, die fest neben dem OP-Tisch platziert werden kann.

Passiver Haltearm Für den Betrieb des Sonic-CT ist es wichtig, dass die flexible Membran des Manipulators zu jedem Zeitpunkt mit dem Patienten in Kontakt ist, damit die Schallwellen der US-Sonde in den Patienten eingekoppelt werden können. Wird die Position des OP-Tisches während

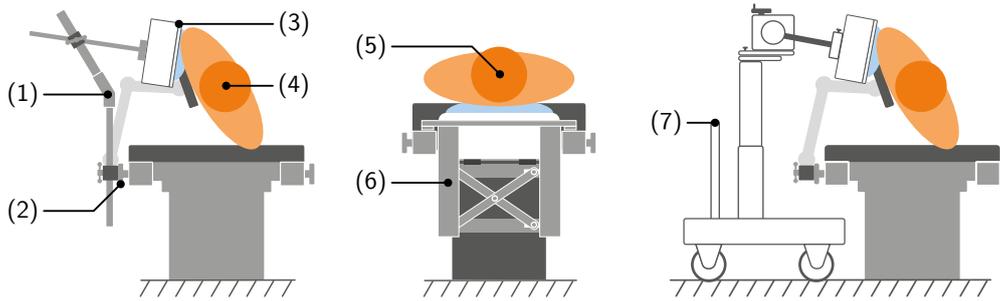


Abbildung 3.9: Positioniermöglichkeiten für den Manipulator: *Links*: passiver Haltearm (1) zur Befestigung des Manipulators (3) am seitlichen Schienensystem des OP-Tisches (2), um einen seitlich liegenden Patienten (4) *ventral* zu scannen. *Mitte*: OP-Tisch-Einsatz (6) um einen Patienten (5), der auf dem OP-Tisch liegt von unten zu scannen. *Rechts*: Mobile Positioniervorrichtung (7) zum schwerkraftkompensierten Ausrichten des Manipulators, um einen seitlich liegenden Patienten *ventral* zu scannen.

des Eingriffes verändert, ist eine Positionierung des Manipulators relativ zum OP-Tisch sinnvoll. Für diesen Zweck wurde ein *passiver Haltearm* für den Manipulator entwickelt (Gumprecht; F. Geiger u. a., 2011). Der Haltearm wird über einen kommerziellen OP-Tisch-Kloben am äußeren Schienensystem des OP-Tisches befestigt und ist in der Mitte um 40 Grad vom Patienten weg abgewinkelt. Am oberen Ende des Haltearms ist ein zweiter Kloben befestigt, an dem der Sonic-CT mit einem Adapter fixiert ist. Die Halterung hat sechs Freiheitsgrade, die in Abb. 3.10 dargestellt sind. Der Anpressdruck des Manipulators an den Patienten wird wie in Abb. 3.10 dargestellt über den Haltearm erzeugt und über die seitlichen OP-Tisch-Schienen in den Boden geleitet.

OP-Tisch-Einsatz Soll eine auf dem OP-Tisch liegende Person von unten geschallt werden, kann der Manipulator in den OP-Tisch integriert werden. Die Integration ist mit Hilfe eines neu entwickelten *Einsatzes* möglich, der ein Stück der OP-Tischpolsterung ersetzt (Gumprecht; F. Geiger u. a., 2011). Der *Einsatz* besteht aus einer Scherenhubtisch-Kinematik mit einem vertikalen Freiheitsgrad. Über den Freiheitsgrad ist es möglich den Sonic-CT relativ zum OP-Tisch anzuheben oder abzusenken, um den Anpressdruck des Manipulators an den Patienten einzustellen (Abb. 3.11). Die Kinematik wird manuell über eine abnehmbare Kurbel angetrieben. Der Einsatz lässt sich auf der Rahmkonstruktion konventioneller OP-Tische auflegen, nachdem die Polster entfernt wurden (Abb. 3.12).

In Abb. 3.13 ist die Scherenkinematik schematisch dargestellt. Die Drehkurbel ist mit einer Spindel verbunden, die über eine Spindelmutter das Drehschubgelenk rechts unten horizontal bewegt. Der Abstand l zwischen dem ortsinvarianten Drehgelenk links unten und dem Drehschubgelenk rechts unten hängt von der Winkelstellung der Kurbel φ und der Ganghöhe gh der Spindel wie folgt ab:

$$l := \frac{\varphi}{360} \cdot gh \text{ [mm]} \quad (3.4)$$

l wiederum beeinflusst die Hubhöhe hh . Betrachtet man das in Abb. 3.13 grün dargestellte rechtwinklige Dreieck, dann lässt sich die Hubhöhe hh in Abhängigkeit von der Länge s einer Querstrebe wie folgt berechnen:

$$\begin{aligned} \left(\frac{s}{2}\right)^2 &= \left(\frac{hh}{2}\right)^2 + \left(\frac{l}{2}\right)^2 \\ \Rightarrow hh &= 2 \cdot \sqrt{\left(\frac{s}{2}\right)^2 - \left(\frac{l}{2}\right)^2} \end{aligned} \quad (3.5)$$

Substituiert man nun den in Gleichung 3.4 definierten Abstand l , lässt sich die Hubhöhe der Scherenkinematik in Abhängigkeit der Kurbelstellung wie folgt definieren:

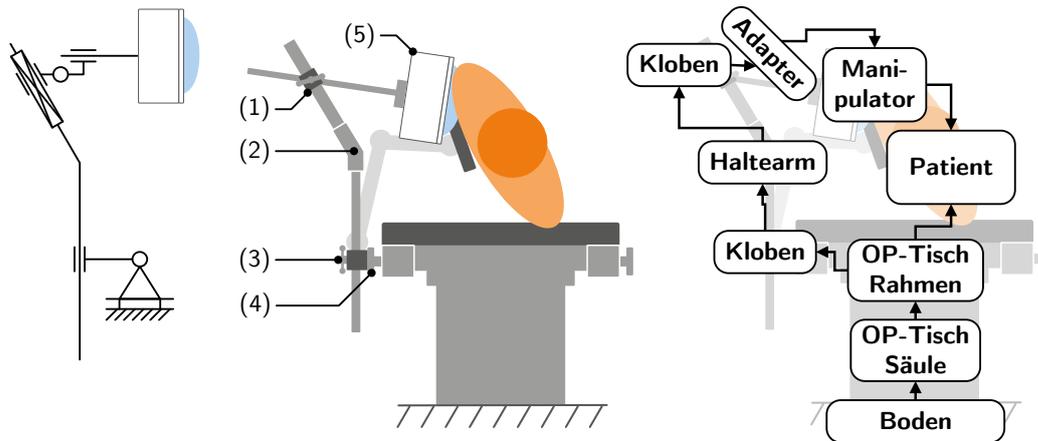


Abbildung 3.10: Positioniervorrichtung – Passiver Haltearm: *Links*: Schematische Darstellung mit eingesetzten Gelenkformen; *Mitte*: Der Haltearm (2) wird über einen kommerziellen OP-Tisch-Kloben (3) am seitlichen Schienensystem (4) des OP-Tisches befestigt. Am oberen Ende des Haltearms befindet sich ein zweiter OP-Tisch-Kloben an dem der Manipulator mit Halteadapter (5) befestigt ist. *Rechts*: Kraftfluss beim Einsatz des passiven Haltearms. Das Innere des Manipulators ist kraftfrei, das heißt, auf die Kinematik und die US-Sonde wirken keine Kräfte.

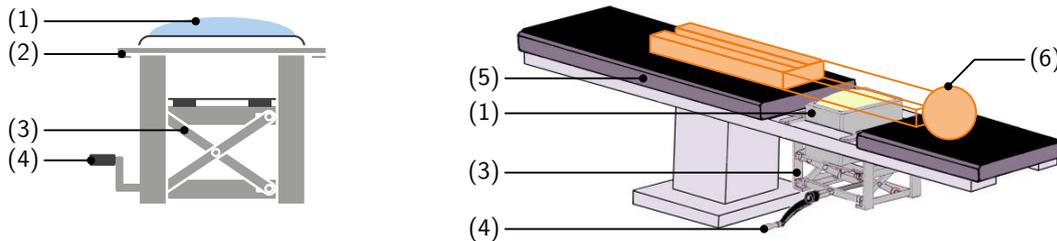


Abbildung 3.11: Positioniervorrichtung – OP-Tisch-Einsatz: *Links*: Alleinstehendes Modul; *Rechts*: Während der Verwendung. (1) Manipulator; (2) Auflagefläche für das innere OP-Tisch Schienensystem; (3) Hubtisch Scherenkinematik; (4) Abnehmbare Kurbel; (5) OP-Tisch; (6) Patient.

Definition 17 (Hubhöhe OP-Tisch-Einsatz):

$$\text{Hubhöhe } hh(\varphi) := 2 \cdot \sqrt{\left(\frac{s}{2}\right)^2 - \left(\frac{\varphi \cdot gh}{360 \cdot 2}\right)^2} + c \text{ [m]}$$

mit $\varphi :=$ Winkelstellung der Drehkurbel [Grad]; $s :=$ Länge der Scherenstrebe bis zum Kreuzdrehgelenk [m]; $gh :=$ Ganghöhe der Spindel, über die das untere Schubgelenk verschoben wird [m / 360 Grad]; $c :=$ Starthöhe bei Nullstellung der Drehkurbel [m].

Mobile Positioniervorrichtung Wird die Orientierung des OP-Tisches während des vertikalen Betriebs des Sonic-CT nicht verändert, ist es am einfachsten, den Sonic-CT über die *Mobile Positioniervorrichtung* (Abb. 3.9 *rechts*) auszurichten, da der Manipulator hier im Vergleich zur seitlichen Halterung bereits fest installiert ist. Diese speziell für den Sonic-CT entwickelte Positioniervorrichtung, besteht aus einem Hubwagen mit feststellbaren Rollen, zum Einstellen der translatorischen Freiheitsgrade, und einer aufgesetzten Kinematik, zum Definieren der rotatori-

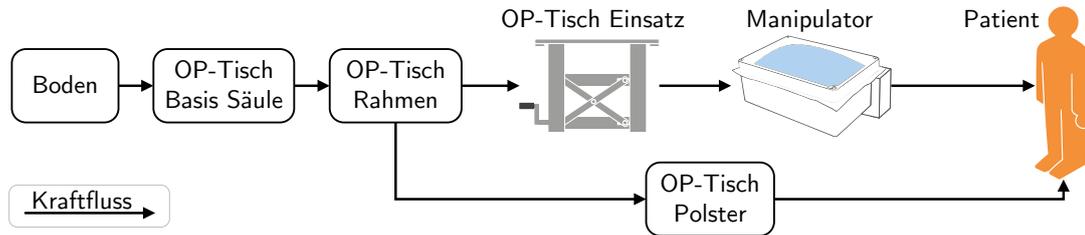


Abbildung 3.12: Positioniervorrichtung – OP-Tisch-Einsatz – Kraftfluss während des Einsatzes. Das Innere des Manipulators ist kraftfrei.

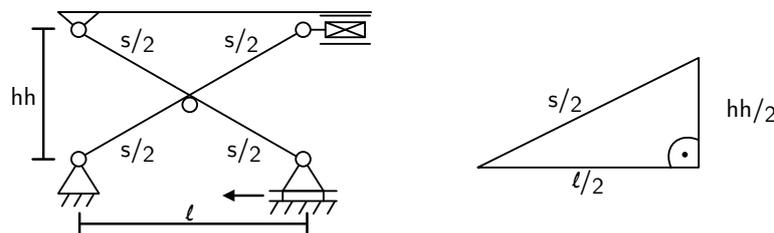


Abbildung 3.13: Positioniervorrichtung – OP-Tisch-Einsatz – Formale Beschreibung der Kinematik. *Links*: Darstellung der gesamten Kinematik mit symbolischen Gelenkformen; *Rechts*: Herausgelöste Darstellung eines Hubdreiecks.

schen Freiheitsgrade. Alle sechs Freiheitsgrade sind vom Benutzer mechanisch einstellbar und in Abb. 3.14 dargestellt. Die Höhe der Hubwagenplattform wird mit Hilfe einer Kettenwinde mit Gasdruckzylinder eingestellt. Um die Ausrichtung zu vereinfachen, wird für die vertikale Kippung ein Getriebe mit Untersetzung benutzt. Die beiden übrigen rotatorischen Freiheitsgrade sind nicht kontinuierlich einstellbar, sondern nur in diskreten Schritten mit einem Bolzen und einem dafür vorgesehenen Lochraster. Während des Einsatzes steht die *Mobile Positioniervorrichtung* auf dem Boden (Abb. 3.15). Eine Kopplung mit dem OP-Tisch findet nicht statt.

3.6.2 Dynamische Systembeschreibung

In Abb. 3.16 ist die dynamische Systembeschreibung des Sonic-CT visualisiert. Der Manipulator empfängt Steuerbefehle, die an ihn von einem Bedienmodul über die Verteilerstation geschickt werden und versendet Informationen über seinen aktuellen Systemzustand. Der US-Scanner empfängt die Sensordaten der US-Sonde im Inneren des Manipulators und verarbeitet diese zu US-Bildern, die von Menschen interpretiert werden können. Physisch interagieren mit dem Manipulator die drei Positioniervorrichtungen.

Steuerung

Die Steuerung des Manipulators besteht aus einem modularen Echtzeitbetriebssystem, das auf einem Mikrocontroller läuft und die zur Verfügung stehenden Betriebsmittel verwaltet. Das Betriebssystem hat im Kern eine Echtzeit-Laufzeitumgebung, die prioritätsgesteuert zwischen den auszuführenden Tasks wechselt. Die Warteschlangen jeder Prioritätsstufe werden nach dem FIFO Prinzip abgearbeitet.

Nebenläufige Steuerungsarchitektur Die Architektur der Manipulatorsteuerung ist nebenläufig aufgebaut (Abb. 3.17). Es gibt einen zentralen *Beobachter*, der das System mit Sensordaten beliefert und eine zentrale *Ausführungssteuerung*, die die Steuersignale für die Aktoren erstellt. Es

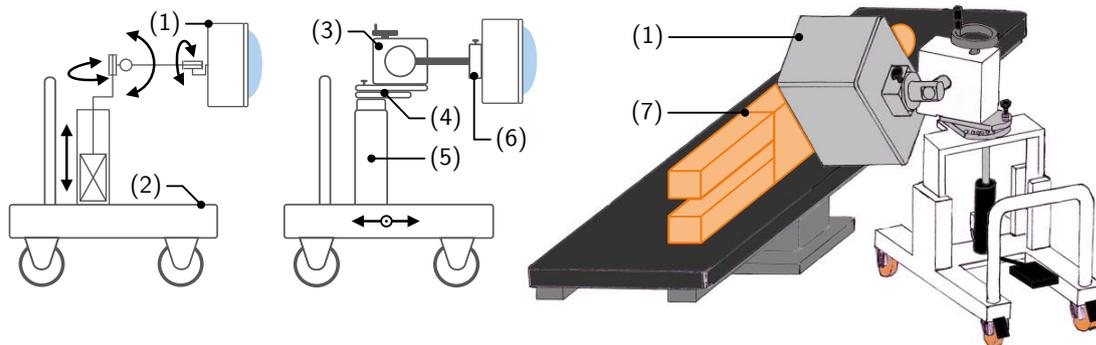


Abbildung 3.14: Mobile Positioniervorrichtung: *Links*: Schematische Darstellung mit eingesetzten Gelenkformen; *Mitte*: Skizze der Positioniervorrichtung zur besseren Veranschaulichung; *Rechts*: Mobile Positioniervorrichtung während des Einsatzes am Patienten (7). Die *Mobile Positioniervorrichtung* besteht aus einer rollbaren Basis (2), auf der eine Hubkinematik (5) lagert. Auf der Hubkinematik ist ein Drehgelenk (4) angebracht, das mittels Lochraster und Bolzen fixiert werden kann. Über ein selbsthemmendes Schneckengetriebe (3) kann der Benutzer mittels einer Kurbel die Neigung des Manipulators einstellen, dort befindet sich ein zweites Drehgelenk (6), das ebenfalls über ein Lochraster mit Bolzen positioniert werden kann.

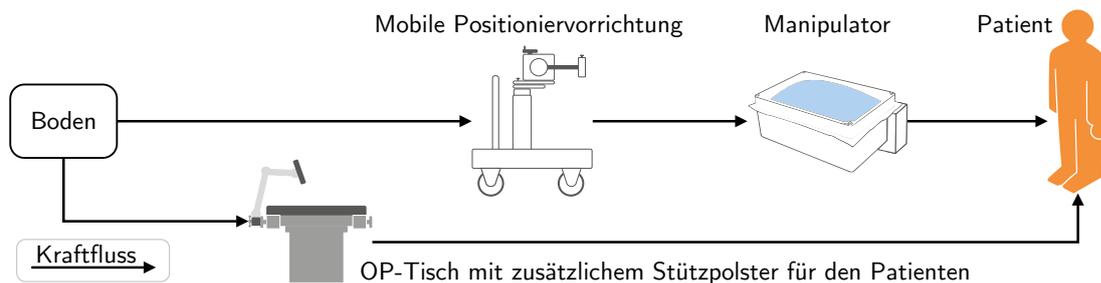


Abbildung 3.15: Mobile Positioniervorrichtung – Kraftfluss im Einsatz. Das Innere des Manipulators ist kraftfrei.

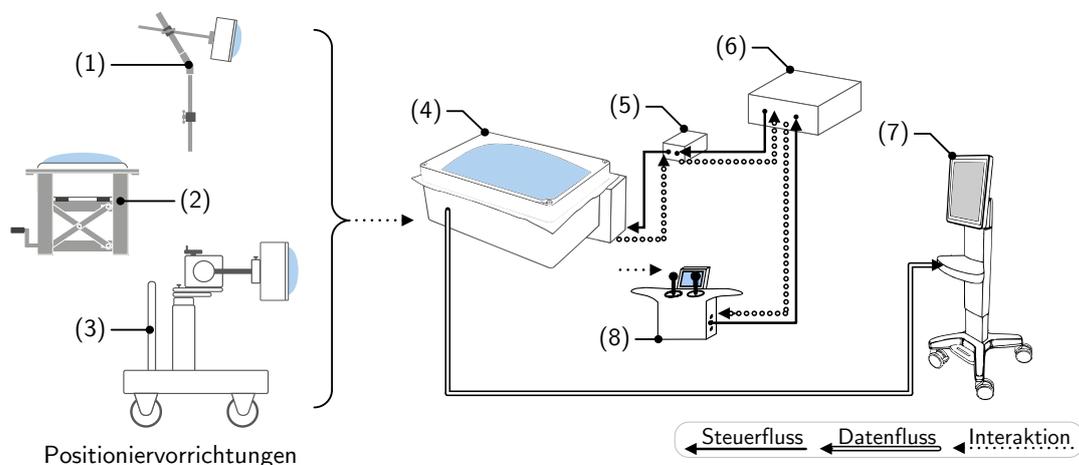


Abbildung 3.16: Dynamische Systembeschreibung Sonic-CT: (1) Passiver Haltearm; (2) OP-Tisch-Einsatz; (3) Mobile Positioniervorrichtung; (4) Manipulator; (5) Steuerbox; (6) Verteilerstation; (7) US-Scanner; (8) Bedienmodul.

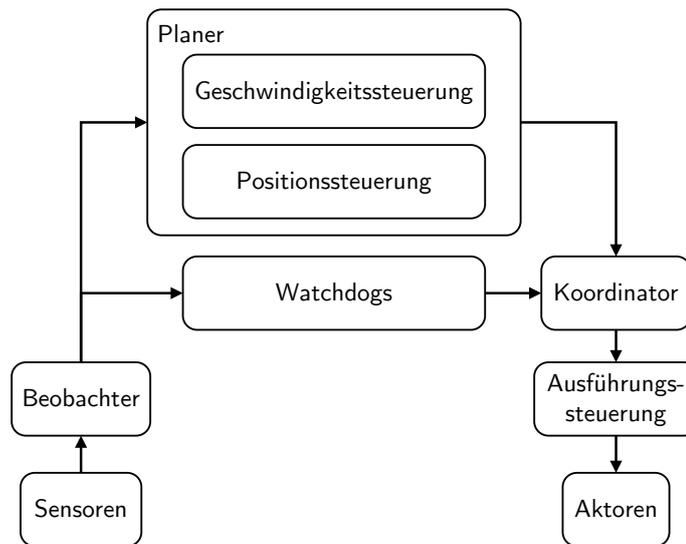


Abbildung 3.17: Nebenläufige Architektur der Manipulatorsteuerung.

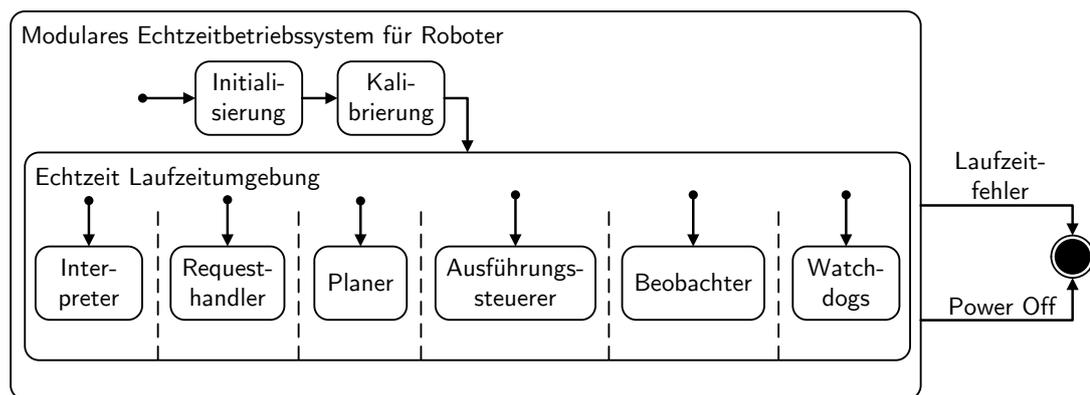


Abbildung 3.18: Hierarchische endliche Zustandsmaschine – Modulares Echtzeitbetriebssystem der Steuerung.

gibt einen *Planer* in der Steuerung, der unter Einbezug der Daten des Beobachters und der vorgegebenen Steuerbefehle Kommandos für die Ausführungssteuerung erzeugt. Nebenläufig zum Planer gibt es mehrere *Watchdogs*, die Fehler abfangen. Die Ausgaben des Planers und der Watchdogs werden von einem *passiven Koordinator* entgegengenommen. Der Koordinator entscheidet, welcher Steuerbefehl an die Ausführungssteuerung weitergeleitet wird. Ist die Steuerung im Normalzustand, dann erzeugt nur der Planer Steuerbefehle. Erzeugt einer der Watchdogs einen Steuerbefehl, dann hat dieser immer eine höhere Priorität als der Befehl vom Planer und wird direkt ausgeführt. Da ein Steuerbefehl von einem Watchdog immer mit einem Laufzeitfehler, der zu einer Systemabschaltung führt, gekoppelt ist, blockt der Koordinator alle folgenden Befehle bis das System heruntergefahren ist.

Darstellung als hierarchischer endlicher Zustandsautomat Stellt man das Steuerbetriebssystem als Zustandsautomaten dar, dann besteht die Laufzeitumgebung aus sechs verschiedenen nebenläufigen Automaten: i) Interpreter mit Parser, ii) Requesthandler, iii) Planer, iv) Ausführungssteuerung, v) Beobachter und vi) Watchdogs. Die Automaten der Laufzeitumgebung sind Module, die sich zur Kompilierzeit austauschen lassen, um vorhandene Funktionalitäten anzupassen oder zu erweitern.

Startphase Bevor die Steuerung in die Laufzeitumgebung starten kann, werden die Systemkomponenten initialisiert und kalibriert. Während der *Initialisierung* werden folgende Aufgaben erledigt:

- *Setzen der Ein-/Ausgangsports:* Je nach Verwendung können Mikrocontrollerports als Ein- oder Ausgang benutzt werden. Beim Betrieb als Eingang muss in der Regel mit einem *Pull-Up*-Widerstand dafür gesorgt werden, dass der Port zu keinem Zeitpunkt unbeschaltet ist. Im unbeschalteten Zustand fungieren Mikrocontrollereingänge wie Antennen und können unvorhersehbare Eingangssignale und damit Fehlerzustände produzieren. Bei Ausgängen ist im wesentlichen darauf zu achten, ob diese mit einem „High“-Pegel oder „Low“-Pegel beschaltet werden sollen.
- *Zähler initialisieren und starten:* Für die Ausführung der Echtzeitmodule sind Zähler zwingend erforderlich, beispielsweise für die Zykluszeiten oder die Taktung der Schrittmotoren.
- *Sensorverbindung überprüfen:* Für den sicheren Betrieb des Manipulators müssen die internen Sensoren mit der Steuerbox verbunden sein. Sind sie nicht verbunden, wird der Systemstart abgebrochen.

Während der *Kalibrierung* wird der Ursprung des internen Koordinatensystems gesetzt, indem die Schlitten der beiden Freiheitsgrade solange in Richtung der Endanschlagstaster fahren, bis die Taster auslösen. Die internen Schrittzähler werden an dieser Stelle auf null gesetzt.

Echtzeit-Laufzeitumgebung Wurde die Startphase erfolgreich abgeschlossen, wird die *Echtzeit-Laufzeitumgebung* gestartet (vgl. Abb. 3.18). Während der gesamten Betriebszeit verbleibt die Steuerung in diesem hierarchischen endlichen Zustandsautomaten. Erhält die Laufzeitumgebung das Startsignal, dann aktiviert sie die ihr untergeordneten Automaten. Wird die Laufzeitumgebung aufgrund eines Laufzeitfehlers beendet, werden automatisch alle untergeordneten Automaten beendet. Um einen Betrieb in *harter Echtzeit* garantieren zu können, werden die Automaten in der Laufzeitumgebung mit einer festen Zykluszeit betrieben.

Interpreter Der Interpreter verarbeitet die Nachrichtenpakete, die die Manipulatorsteuerung empfängt. In Abb. 3.19 ist der Interpreter als hierarchische Zustandsmaschine dargestellt. Wie für *Interpreter* üblich, verarbeitet er Nachrichtenpakete in drei Stufen: i) Einlesen, ii) Analysieren / Parsen und iii) Ausführen.

1. In *Stufe I* polt der Interpreter den Eingangspuffer in zyklischen Abständen, um zu prüfen, ob eine vollständige Nachricht vorliegt. Liegt eine vollständige Nachricht vor, wird diese auf Bitfehler mittels eines *Cyclic-Redundancy-Checks* überprüft.
2. Gibt es keine Bitfehler, dann wird die Nachricht in *Stufe II* geparkt. Der *Parser* führt eine lexikalische, eine Syntax- und eine Semantikeanalyse durch. Die *lexikalische Analyse* zerlegt das Nachrichtenpaket in einzelne Segmente (engl. *tokenizing*), wie beispielsweise den Header, den Adressbereich oder den Payload. Die *Syntaxanalyse* überprüft mit einer *top-down* Strategie, ob die *Token* mit der Befehlsgrammatik des Manipulators konform sind. Die *Semantikanalyse* untersucht, ob es Fehler in der beabsichtigten Bedeutung der Nachricht gibt. Diese können beispielsweise entstehen, wenn die vorgegebene Geschwindigkeit außerhalb des Definitionsbereichs liegt oder eine Zielposition nicht über einen Positionsbefehl erreicht werden kann.
3. Ist die Nachricht fehlerfrei, wird der Inhalt in *Stufe III* an den passenden Zielautomaten übergeben, beispielsweise den Motorsteuerungs-Automat bei einem Steuerbefehl oder den Requesthandler bei einer Statusabfrage.

Requesthandler Der Requesthandler stellt auf Anfrage Nachrichtenpakete mit Informationen über den Manipulator zusammen, um diese zu verschicken. Die Anfragen fordern entweder statische oder dynamische Informationen an. Statische Informationen sind die Eigenschaften des Manipulators wie beispielsweise die Arbeitsraumgröße oder die Ausrichtung der US-Sonde. Dynamische

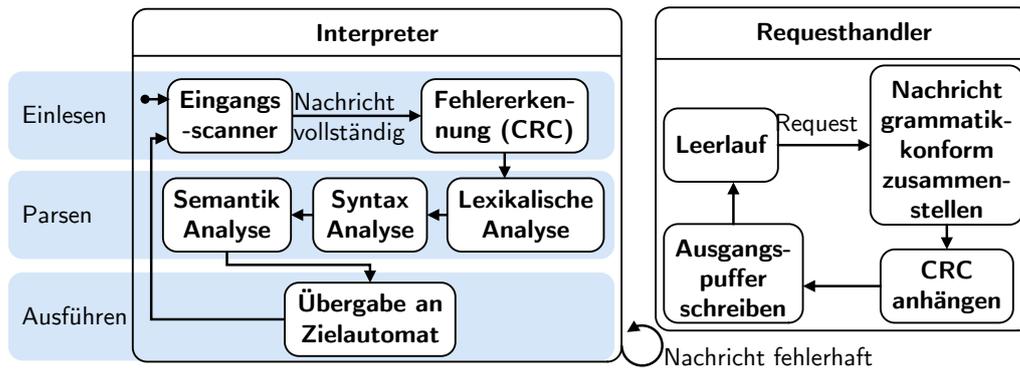


Abbildung 3.19: Nebenläufige hierarchische endliche Zustandsmaschinen – Interpreter und Requesthandler der Manipulatorsteuerung.

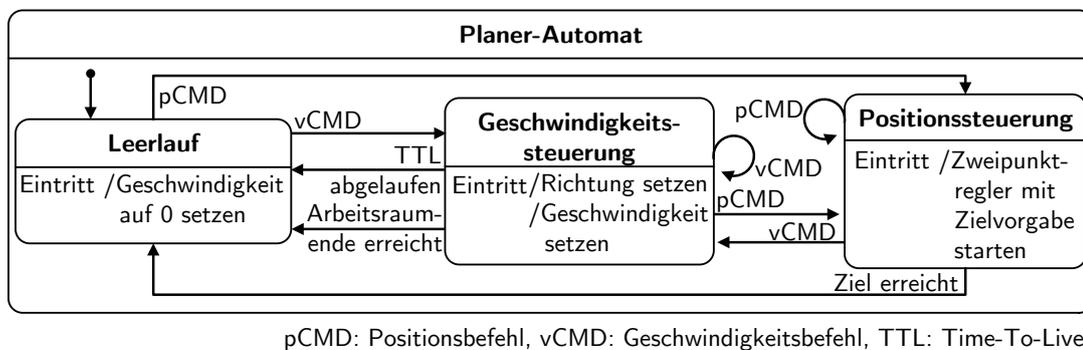


Abbildung 3.20: Hierarchische endliche Zustandsmaschine – Planer-Automat der Manipulatorsteuerung.

Informationen sind zum Beispiel die aktuelle Position des Effektors. Jedes Nachrichtenpaket wird dabei entsprechend der Befehlsgrammatik des Manipulators zusammengestellt. Vor dem Versand wird der Nachricht ein Fehlererkennungscode angehängt, der mit einer *Hash-Funktion* dem *Cyclic-Redundancy-Check* generiert wird. Das fertige Nachrichtenpaket wird dem Ausgangspuffer des Mikrocontollers übergeben. Der Inhalt des Ausgangspuffers wird vom Mikrocontroller kontinuierlich abgearbeitet und über die angeschlossene Kommunikationsleitung versendet.

Planer-Automat Dieser hierarchische endliche Zustandsautomat verarbeitet die Steuerbefehle, die er vom Interpreter-Automaten erhält (vgl. Abb. 3.20). Der Planer-Automat kann sich in drei Zuständen befinden: i) Leerlauf, ii) Geschwindigkeitssteuerung, iii) Positionssteuerung. Wird der Automat gestartet, befindet er sich im Leerlauf und setzt die Geschwindigkeiten der Motortakt-Automaten auf null.

Erhält der *Planer-Automat* einen Geschwindigkeitsbefehl (*vCMD*) vom *Interpreter*, wechselt er in den *Geschwindigkeitssteuerungs-Zustand*. Beim Wechseln in diesen Zustand wird für jeden Motor die Drehrichtung und die Drehgeschwindigkeit gesetzt. Die Geschwindigkeit wird so lange gehalten bis entweder ein neuer Bewegungsbefehl (Geschwindigkeits- oder Positionsbefehl) im *Planer-Automat* eintrifft, die Lebenszeit (engl. *Time-to-Live*) des aktuellen Befehls abgelaufen oder das Ende des Arbeitsbereichs des Manipulators erreicht ist. Ist nur das Ende eines Freiheitsgrades des Arbeitsbereiches erreicht, dann bleibt diese Achse stehen während die andere Achse weiterfährt.

Erhält der *Planer-Automat* einen Positionsbefehl (*pCMD*), wechselt er in den *Positionssteuerungs-Zustand*. Beim Eintritt in diesen Zustand wird ein Zweipunktregler (engl. *Bang-Bang Controller*) gestartet, der dafür sorgt, dass der Effektor die vorgegebene Zielposition erreicht. Die Schrittmotoren werden dabei wie binäre Aktoren betrieben, die mit einer zur Kompilierzeit gesetzten

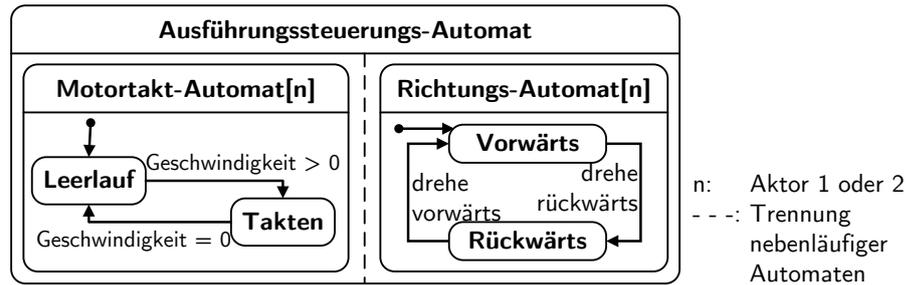


Abbildung 3.21: Hierarchische endliche Zustandsmaschine – Ausführungssteuerungs-Automat.

Geschwindigkeit auf das vorgegebene Ziel zufahren und dann stehen bleiben. Die Schrittmotoren lassen sich als binäre Aktoren betreiben, da aufgrund der Selbsthemmung des Antriebsstrangs keine Überschwingen zu erwarten sind. Der verwendete Zweipunktregler ist wie folgt definiert:

Definition 18 (Zweipunktregler):

$$\text{Übertragungsfunktion } u(t) := \begin{cases} -1 & \text{für } e(t) < 0 \\ 0 & \text{für } e(t) = 0 \\ 1 & \text{für } e(t) > 0 \end{cases}$$

$u(t)$: Stellgröße; $e(t)$: Regelabweichung.

Die *Trajektorien* des Effektors sind hinsichtlich der Fahrzeit optimiert, das heißt beide Motoren laufen mit voller Geschwindigkeit solange in ihre Zielrichtung, bis der Effektor die Zielposition im zugehörigen Freiheitsgrad erreicht hat.

Ausführungssteuerungs-Automat Der Ausführungssteuerungs-Automat (Abb. 3.21) ist eine hierarchische endliche Zustandsmaschine, die zwei Automaten enthält: i) den Drehrichtungs-Automat und ii) den Motortakt-Automat.

Der *Drehrichtungs-Automat* stellt über einen Pin am Schrittmotortreiber die Drehrichtung der Schrittmotoren ein. Um die Motoren zu bewegen, ist zusätzlich noch der *Motortakt-Automat* notwendig. Dieser Automat kann sich in zwei Zuständen befinden: i) Leerlauf und ii) Takten. Zu Beginn ist der Motortakter im Leerlauf und verbleibt in diesem Zustand, bis sich die Geschwindigkeitsvorgabe für den zugeordneten Motor auf einen Wert größer null ändert. Bei Geschwindigkeitsvorgabe größer null wechselt der Motortakter in den Takten-Zustand und schickt in Abhängigkeit von der Zielgeschwindigkeit Schrittpulse an den Takteingang des Schrittmotortreibers. Der Schrittmotortreiber setzt jeden Schrittpuls in einen Schritt des Schrittmotors um. Wie schnell sich der Motor dreht, hängt von der Frequenz ab, mit der er getaktet wird. Die Taktfrequenz berechnet der Motortakt-Automat aus der Vorgabe im Geschwindigkeitsbefehl. Der Manipulator kann mit 2^{10} zu null symmetrischen Geschwindigkeiten $[-511 \dots +511]$ pro Freiheitsgrad betrieben werden.

Für die genaue Charakterisierung des Manipulators ist es notwendig zu wissen, wie man aus dem abstrakten Wert im Geschwindigkeitsbefehl eine reale Effektorgeschwindigkeit berechnen kann. In Anbetracht der beschränkten Rechenkapazitäten von Mikrocontrollern wurde für diese Umsetzung eine lineare Motorsteuerungsfunktion gewählt. Im ersten Schritt muss die Schrittpulsfrequenz berechnet werden, mit der der Motortakter den Schrittmotortreiber ansteuert:

Definition 19 (Schrittpulsperiode und -frequenz):

$$\begin{aligned} \text{Schrittpulsperiode } T_{SI}(vCMD) &:= |vCMD| \cdot m + a & [s] \\ \text{Schrittpulsfrequenz } f_{SI} &:= \frac{1}{T_{SI}} & \left[\frac{1}{s} \right] \end{aligned}$$

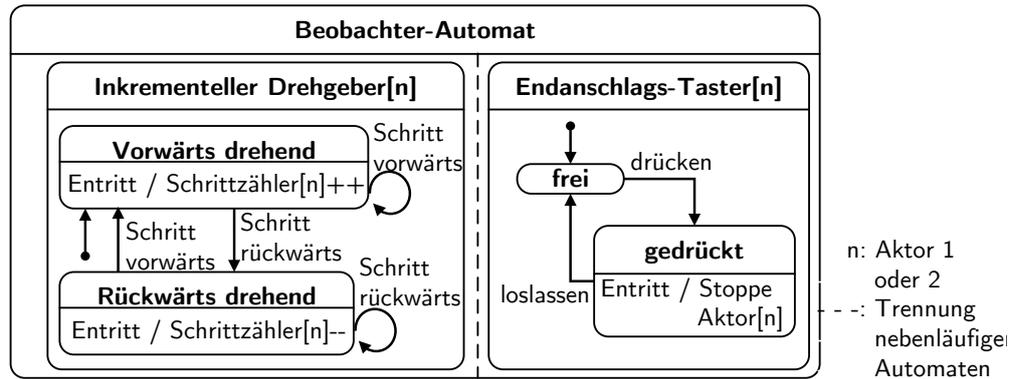


Abbildung 3.22: Hierarchische endliche Zustandsmaschine – Beobachter-Automat.

mit $vCMD :=$ vorgegebene Geschwindigkeit im Geschwindigkeitsbefehl; $m :=$ Schritimpulsskalierungsfaktor; $a :=$ Sockelschritimpulsperiode.

Aus der Schritimpulsfrequenz lässt sich die Winkelgeschwindigkeit des Motors berechnen:

Definition 20 (Winkelgeschwindigkeit Schrittmotoren):

$$\text{Winkelgeschwindigkeit } \omega_{SM}(f_{SI}) := f_{SI} \cdot \frac{360}{n} \left[\frac{\text{Grad}}{s} \right] \quad (3.6)$$

mit $f_{SI} :=$ Frequenz mit der die Schritimpulse ausgelöst werden; $n :=$ Anzahl der Schritte pro Umdrehung.

Mit Hilfe der in Definition 12 beschriebenen Umsetzung des Getriebestrangs kann man nun aus der Winkelgeschwindigkeit die absolute Geschwindigkeit des Effektors für den angetriebenen Freiheitsgrad berechnen:

Definition 21 (Geschwindigkeitsbetrag Effektor):

$$\begin{aligned} \text{Geschwindigkeitsbetrag Effektor } v_e(\omega_{SM}) &:= \omega_{SM} \cdot UA \left[\frac{m}{s} \right] \\ v_e(vCMD) &:= \frac{360}{(|vCMD| \cdot m + a) \cdot n} \cdot UA \left[\frac{m}{s} \right] \end{aligned}$$

mit $\omega_{SM} :=$ Winkelgeschwindigkeit Schrittmotor; $UA :=$ Umsetzung des Antriebsstrangs; $vCMD :=$ vorgegebene Geschwindigkeit im Geschwindigkeitsbefehl; $m :=$ Schritimpulsskalierungsfaktor; $a :=$ Sockelschritimpulsperiode; $n :=$ Anzahl der Schritte pro Umdrehung.

Beobachter-Automat Dem Beobachter-Automat (Abb. 3.22) sind die nebenläufigen Automaten für die inkrementellen Drehgeber und die Endanschlagstaster untergeordnet. Pro Freiheitsgrad gibt es je einen Drehgeber am Motor und einen Endanschlags-Taster am Ende der Linearführung. Der Automat für den inkrementellen Drehgeber kann sich in zwei Zuständen befinden: i) vorwärts drehend und ii) rückwärts drehend. Jedes Mal, wenn der Drehgeber einen Schritt in positiver Richtung misst, wechselt er in den Zustand „vorwärts drehend“ und erhöht den Schrittzähler des Freiheitsgrades um eins. Das Umgekehrte gilt, wenn sich der Motor in die andere Richtung dreht. Die Endanschlagstaster können sich entweder im Zustand „frei“ oder „gedrückt“ befinden. Geht der Taster-Zustandsautomat in den Zustand „gedrückt“ über, wird der korrespondierende Aktor gestoppt.

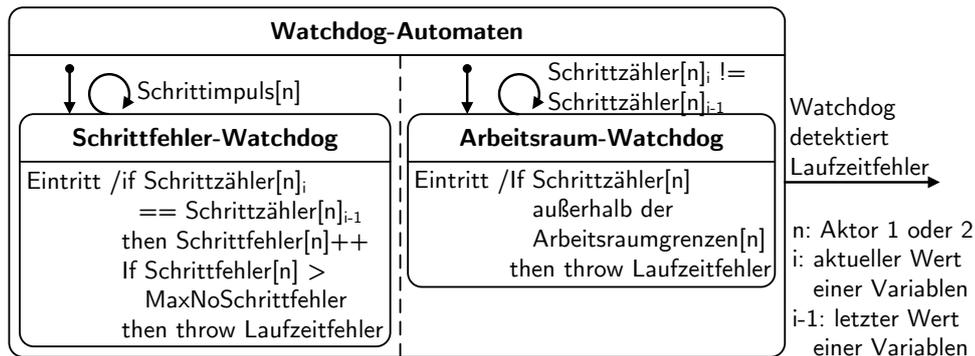


Abbildung 3.23: Hierarchische endliche Zustandsmaschine – Watchdogs.

Sicherheitsmechanismen und Watchdogs Es gibt zwei globale Sicherheitsmechanismen pro Freiheitsgrad in Form von Watchdogs, die Fehler in der Manipulatorsteuerung abfangen (Abb. 3.23).

- Der *erste Watchdog* sorgt dafür, dass der Manipulator bei zu vielen Schrittfehlern abgeschaltet wird. Ein Schrittfehler tritt auf, wenn der Motortakter einen Schrittipuls an den Schrittmotortreiber sendet, der inkrementelle Drehgeber am Schrittmotor aber keinen Schritt misst. Schrittfehler können beispielsweise passieren, wenn sich die Kinematik verklemmt. Um Schrittfehler zu detektieren, wird nach jedem Schrittipuls überprüft, ob der Drehgeber auch einen Schritt gemessen hat. Hat der Drehgeber keinen Schritt gemessen, dann wird die Variable **Schrittfehler** um eins erhöht. Überschreitet **Schrittfehler** den Schwellwert **MaxNoSchrittfehler**, dann wirft (engl. (to) throw) der *Schrittfehler-Watchdog* einen Laufzeitfehler, der zum Abschalten der Manipulatorsteuerung führt.
- Der *zweite Watchdog* dient als zusätzliche Instanz zur Überprüfung der Arbeitsraumgrenzen, um zu verhindern, dass beispielsweise die eingebaute US-Sonde durch eine Kollision beschädigt wird. Ändert sich der Schrittzähler eines Freiheitsgrades, dann überprüft der *Arbeitsraum-Watchdog*, ob der zulässige Arbeitsbereich des Effektors verlassen wurde. Wird eine Arbeitsraumverletzung festgestellt, dann wirft der *Arbeitsraum-Watchdog* einen Laufzeitfehler und schaltet dadurch die Manipulatorsteuerung ab.

Zusätzlich zu den softwareseitigen Sicherheitsstrategien gibt es hardwareseitige Sicherheitsfunktionen wie zum Beispiel einen *Brownout*-Schutz am Mikrocontroller der Steuerung oder eine Überprüfung, ob das Sensorkabel angeschlossen ist. Unter einem Brownout, als Vorstufe zum Blackout, versteht man das Absinken der Versorgungsspannung unterhalb eines kritischen Schwellwert, was zu undeterministischem Verhalten des Mikrocontrollers führen kann. Da in diesem Zustand nicht abzusehen ist, wie der Mikrocontroller reagiert, wird dieser durch den Brownout-Schutz neu gestartet. Bei der Initialisierung werden die Schlitten beider Freiheitsgrade solange in Richtung der Endanschlagstaster verfahren, bis diese auslösen. Ist das Sensorkabel nicht angeschlossen, können die Taster nicht auslösen und der Manipulator würde beschädigt werden. Aus diesem Grund wird bei jedem Systemstart überprüft, ob die Sensoren des Manipulators an die Steuerbox angeschlossen sind.

Integration des Manipulators und der Positioniervorrichtungen in den klinischen Arbeitsfluss

Präoperativ

Unter dem OP-Tisch wird die Sonic-CT-Verteilerstation untergebracht und mit dem Stromnetz sowie einem Erdungsanschluss verbunden. Mit Hilfe einer der Positioniervorrichtungen wird der Manipulator, wie im Folgenden beschrieben, am Patienten ausgerichtet. Dabei ist darauf zu achten,

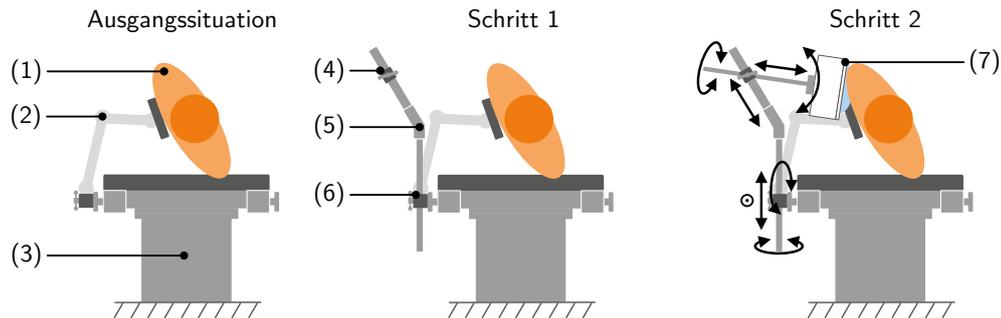


Abbildung 3.24: Benutzungsablauf beim Einsatz des passiven Haltearms: In der *Ausgangssituation* befindet sich der Patient (1) bereits seitlich lagernd auf dem OP-Tisch (3). Durch ein Stützpolster (2) wird er vor dem Umfallen bewahrt. In *Schritt 1* wird der passive Haltearm (5) mit einem OP-Tisch-Kloben (6) an den seitlichen Führungsschienen des OP-Tisches befestigt. Am oberen Ende des Haltearms befindet sich ein weiterer Kloben (4) zur Aufnahme des Manipulators. In *Schritt 2* wird der Manipulator am Haltearm befestigt und so ausgerichtet, dass das Zielgebiet, beispielsweise die Niere mit Tumor, in den US-Aufnahmen sichtbar ist.

dass die flexible Membran des Manipulators im gesamten Arbeitsbereich des Assistenzsystems mit dem Patienten in Kontakt ist:

- *Passiver Haltearm:* Wenn der Sonic-CT mit dem *passiven Haltearm* am OP-Tisch befestigt wird, liegt der Patient bereits auf dem OP-Tisch (vgl. Abb. 3.24). Für die Befestigung des Haltearms wird das äußere Schienensystem konventioneller OP-Tische benutzt. Am Schienensystem wird der Haltearm mit einem OP-Tisch-Kloben so befestigt, dass später keine horizontale Verschiebung mehr notwendig ist. Mittels eines Adapters wird der Manipulator am oberen Ende des Haltearms befestigt. Über die zur Verfügung stehenden Freiheitsgrade des Haltearms wird der Manipulator so ausgerichtet, dass das Zentrum des späteren Operationsgebietes, das heißt der Tumor, bereits zu erkennen ist. Der Operateur muss dann während der Operation die US-Sonde nur noch minimal nachpositionieren.
- *OP-Tisch-Einsatz:* Soll der Patient von unten geschallt werden, dann wird der Manipulator mittels des *Einsatzes* in den OP-Tisch eingelassen, bevor sich der Patient auf den Tisch legt (Abb. 3.25). Sobald die zu untersuchende Person auf dem Tisch liegt, wird die Höhe des Manipulators so lange mit der Drehkurbel angepasst, bis der gewünschte Anpressdruck erreicht ist. Der gewünschte Anpressdruck ist dann erreicht, wenn die Kontaktfläche der Membran so groß ist wie der Arbeitsraum der US-Sonde im Manipulator. Befindet sich der Manipulator in der gewünschten Stellung, kann die Kurbel abgenommen werden, um niemanden zu behindern.
- *Mobile Positioniervorrichtung:* Wird der Manipulator mit der mobilen Positioniervorrichtung betrieben, kann der Patient direkt auf den OP-Tisch gebettet werden (Abb. 3.26). Um den Sonic-CT zu benutzen, wird dieser mit der mobilen Positioniervorrichtung an den OP-Tisch geschoben. Über die Hubmechanik wird der Manipulator in die richtige Höhe gebracht. Mit der Vorrichtung auf der Hubplattform lässt sich der Sonic-CT in allen drei rotatorischen Freiheitsgraden wie gewünscht ausrichten. Um den richtigen Anpressdruck herzustellen, wird der gesamte Aufbau soweit wie notwendig an den Patienten herangeschoben. Um ein späteres Wegrollen zu verhindern, werden die Rollen über die eingebauten Feststellbremsen arretiert.

Allen Positioniervorrichtungen ist gemein, dass die flexible Membran des Manipulators mit US-Transmissionsgel eingerieben werden muss. Bei Bedarf wird die Front des Manipulators mit einer sterilen Folie bedeckt. Dort wo die Folie auf der Membran aufliegt, wird auch sie mit US-Transmissionsgel eingerieben und glatt gezogen um Luftblasen zu vermeiden. Die US-Sonde im

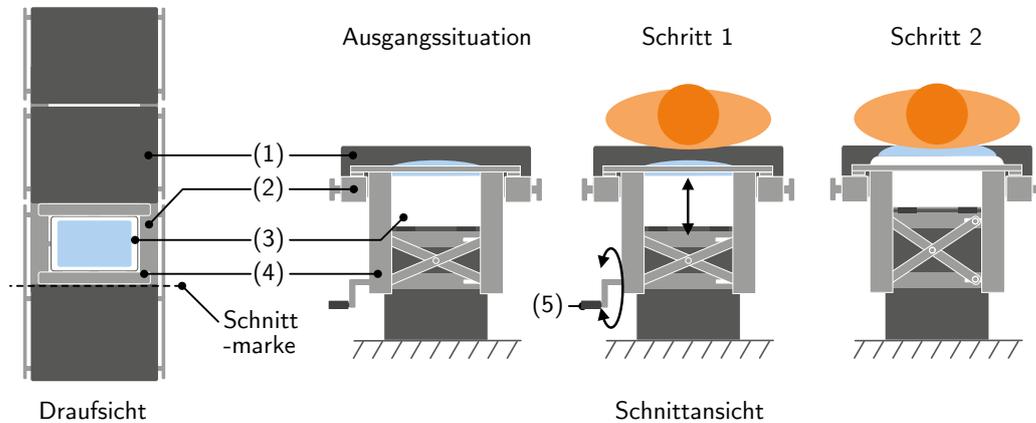


Abbildung 3.25: Benutzungsablauf bei Verwendung des OP-Tisch-Einsatzes. *Ausgangssituation:* Der Manipulator (3) ist bereits zu Beginn mit Hilfe des OP-Tisch-Einsatzes (4) auf dem OP-Tisch-Rahmen (2) installiert. Er ersetzt eines der OP-Tisch-Polster. *Schritt 1:* Der Patient wird wie üblich auf dem OP-Tisch (1) abgelegt. Über die Kurbel (5) kann der Benutzer den Anpressdruck des Manipulators an den Patienten manuell einstellen. *Schritt 2:* Befindet sich der Manipulator in der Zielposition, wird die Kurbel abgezogen.

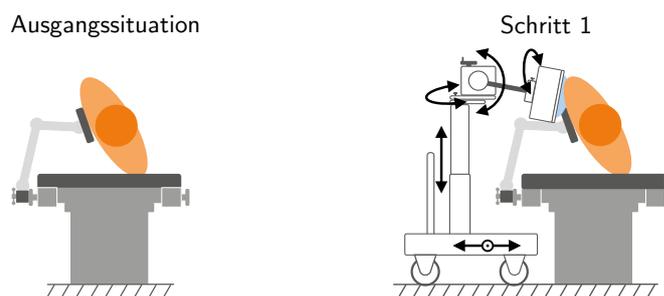


Abbildung 3.26: Benutzungsablauf der mobilen Positioniervorrichtung: Wie beim passiven Haltearm befindet sich der Manipulator bereits zu Beginn seitlich liegend auf dem OP-Tisch. Durch ein Stützpolster wird seine Position fixiert. *Schritt 1:* die Mobile Positioniervorrichtung wird mitsamt des Manipulators an den OP-Tisch herangefahren. Mit Hilfe der feststellbaren Rollen wird die Basis vor dem Wegrollen geschützt. Über die integrierte Positionierkinematik wird der Manipulator so ausgerichtet, dass das Zielgebiet, beispielsweise die Niere, in den US-Aufnahmen sichtbar ist.

Manipulator wird mit dem US-Gerät verbunden. Das US-Gerät wird eingeschaltet und die Voreinstellungen für den Sonic-CT geladen. Ist der Manipulator in der gewünschten Stellung ausgerichtet, wird er mit der Verteilerstation verbunden. Die Verteilerstation wird eingeschaltet und der Manipulator beginnt sich automatisch zu kalibrieren.

Intraoperativ

Intraoperativ ist es weder notwendig, am Manipulator Änderungen vorzunehmen, noch an einer der Positioniervorrichtungen.

Postoperativ

Nach der OP wird der Manipulator samt Verteilerstation und Positioniervorrichtung, in umgekehrter Reihenfolge zum Aufbau, wieder abgebaut, gereinigt und verpackt.

3.7 Mensch-Maschine-Schnittstelle

Die Mensch-Maschine-Schnittstelle des Sonic-CT besitzt drei Bedienmodule, die der Benutzer zum Steuern des Geräts nutzen kann. Es gibt ein Modul zur halbautonomen Steuerung, bei der ein OP-Instrument automatisiert gesucht und verfolgt wird und zwei Module zur Steuerung per Telemanipulation. Die Bedienmodule werden über die Verteilerstation mit dem Manipulator verbunden (vgl. Abb. 3.27). Die Mensch-Maschine-Schnittstelle des Sonic-CT zeichnet sich durch folgende Eigenschaften aus:

- *Modularität:* Die Mensch-Maschine-Schnittstelle enthält mehrere Steuermodule, die sowohl einzeln als auch in Kombination betrieben werden können. Durch die Kombination mehrerer Bedienmodule ist es möglich Synergieeffekte zu erzielen, die zu einer besseren Steuerbarkeit des Systems führen.
- *Einsatz von Redundanz:* Es können mehrere Bedienmodule gleichzeitig an der Verteilerstation angeschlossen werden. Beim Ausfall eines der Module kann sofort auf ein anderes gewechselt werden.
- *Adaptierbarkeit:* Durch den modularen Aufbau der Mensch-Maschinen-Schnittstelle ist es ohne großen Aufwand möglich, die Bedienmodule zu wechseln und so die Steuerung an die jeweiligen situationsbedingten Anforderungen anzupassen. Durch die Wahl von standardisierten Schnittstellen in Kombination mit einem dokumentierten Kommunikationsprotokoll ist es möglich, die Mensch-Maschine-Schnittstelle an zukünftige Anforderungen weiter zu adaptieren.

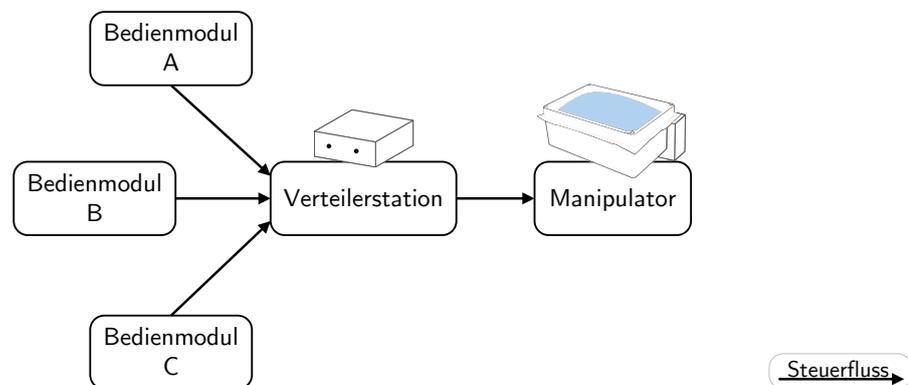


Abbildung 3.27: Architektur der Mensch-Maschine-Schnittstelle des Sonic-CT.

- *Dynamische Rekonfigurierbarkeit*: Die Mensch-Maschine-Schnittstelle bietet zwei Optionen zur dynamischen Rekonfigurierbarkeit: i) Alle Bedienmodule sind „Hot-Plug“-fähig, das heißt sie können zur Laufzeit bei Bedarf an- und abgesteckt werden. Zur Laufzeit konfigurieren sich die Bedienmodule selbstständig entsprechend der aktuellen Systemkonfiguration. ii) Über ein Fußpedal kann der Operateur zur Laufzeit kurzzeitig zwischen zwei Bedienmodulen wechseln, beispielsweise von der manuellen Steuerung per Telemanipulation hin zur automatisierten Steuerung mittels getracktem Instrument.

Kommunikationsarchitektur

Alle Module des Sonic-CT kommunizieren per Feldbus. Das Kommunikationsprotokoll des Sonic-CT ist in der Diplomarbeit von Pfeiffer (2013) dokumentiert und ist eine Erweiterung des Protokolls, das in der Diplomarbeit von Träger (2010) vorgestellt wurde.

3.7.1 Verteilerstation

Um den Manipulator möglichst klein und leicht zu halten, wurden die Netzteile zur Stromversorgung und die externen Kommunikationsschnittstellen inklusive dazugehöriger Logik in ein zusätzliches Gerät ausgelagert, die Verteilerstation. Die Verteilerstation versorgt die Module des Sonic-CT, das heißt den Manipulator und die Bediengeräte mit Energie. Über die Schnittstellen können beliebige externe Geräte angeschlossen werden, die kompatibel mit der Kommunikationsarchitektur des Sonic-CT sind, beispielsweise die Bedienmodule oder ein Computer.

Bedienkonzept

Das der Verteilerstation zugrunde liegende Bedienkonzept ist wie folgt aufgebaut: An der Verteilerstation können mehrere Bedienmodule für den Manipulator angeschlossen werden. Ist das Fußpedal angeschlossen, können sich die Bedienmodule in den Zuständen i) „freigeschaltet“, ii) „nicht freigeschaltet“ und iii) „Schnellwechsel-Wartestellung“ befinden:

- *Freigeschaltet* bedeutet, dass die Steuerbefehle des Bedienmoduls zum Manipulator weitergeleitet werden. Zu jedem Zeitpunkt kann nur ein Bedienmodul im Zustand „freigeschaltet“ sein. Über die Taste „Control-Select“ an der Verteilerstation kann der Benutzer wählen, welches Bedienmodul sich im Zustand „freigeschaltet“ befindet.
- *Nicht freigeschaltet* sind alle Module, die weder freigeschaltet noch in der „Schnellwechsel-Wartestellung“ sind.
- Geräte in der *Schnellwechsel-Wartestellung* sind nicht freigeschaltet. Drückt der Operateur das an der Verteilerstation angeschlossene Fußpedal, dann tauschen das Bedienmodul im Zustand „freigeschaltet“ und das Bedienmodul im „Schnellwechsel-Wartestellung“ Zustand die Steuer-Zustände, solange das Fußpedal gedrückt ist. Der Zustand „Schnellwechsel-Wartestellung“ steht nur zur Verfügung, wenn das Fußpedal angeschlossen ist. Über die Taste „Quickswitch-Select“ an der Verteilerstation kann der Benutzer wählen, welches Bedienmodul sich im Zustand „freigeschaltet“ befindet.

Ist kein Fußpedal angeschlossen, dann steht der „Schnellwechsel-Wartestellung“ Zustand nicht zur Verfügung. Das freigeschaltete Bedienmodul wird dann über die Taste „Control-Select“ an der Verteilerstation ausgewählt.

Statische Systembeschreibung

Die Verteilerstation hat einen Mikrocontroller, eine Schnittstelle zum Manipulator, drei Schnittstellen für Bedienmodule, eine Schnittstelle für ein Fußpedal, den Control-Select-Taster, den Quickswitch-Select-Taster und zwei medizinische zugelassene Netzteile (siehe Abb. 3.28). Der Mikrocontroller steuert den Steuer- und Datenfluss in der Verteilerstation. Zur Erfüllung dieser Aufgabe hat er ein Echtzeitbetriebssystem mit mehreren Zustandsautomaten, die im nächsten Abschnitt beschrieben werden. An die Verteilerstation können neben dem Manipulator ein Fußpedal und bis zu

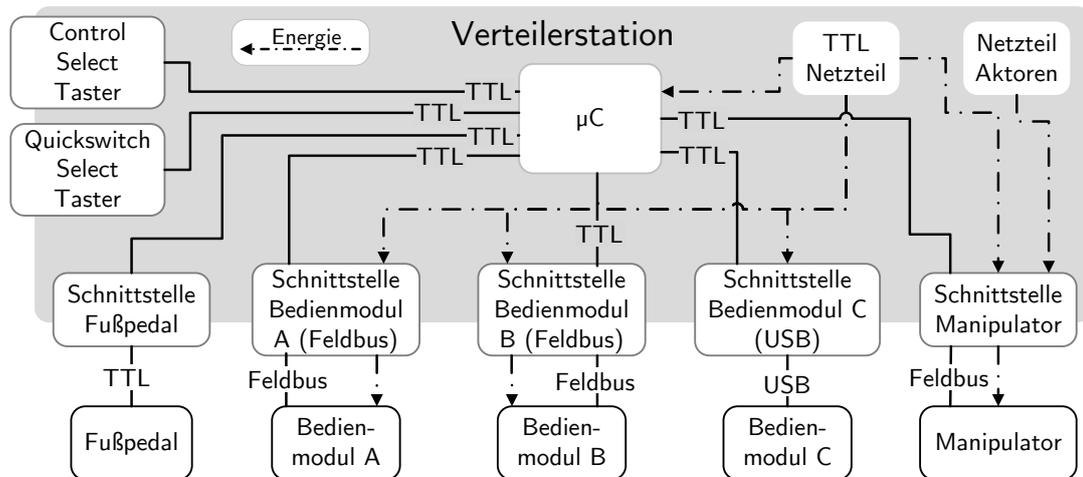


Abbildung 3.28: Verteilerstation – Statische Systembeschreibung

drei weitere Bedienmodule (2 × über Feldbus, 1 × über USB) angeschlossen werden. Über den Control-Select-Taster stellt der Benutzer ein, welches Bedienmodul zur Steuerung des Manipulators freigeschaltet ist. Über den Quickswitch-Select-Taster wählt der Benutzer das Bedienmodul für die Schnellwechsel-Wartestellung. Zur Laufzeit hat der Benutzer dann die Option per Fußpedal, zwischen dem freigeschalteten und dem Steuermodul in der Schnellwechsel-Wartestellung zu wechseln. Die Verteilerstation hat aus Sicherheitsgründen zwei getrennte, medizinisch zugelassene Netzteile, eines zur Stromversorgung der Recheneinheiten und eines für die Aktoren. Eine Trennung der Stromkreise ist wichtig, da es passieren kann, dass die Aktoren Stromspitzen verursachen, die die Spannung am Netzteil kurzzeitig einbrechen lassen. Ein derartiger Spannungseinbruch kann bei einem Mikrocontroller zu einem undefinierten Zustand führen, der im Idealfall einen Systemneustart auslöst und im ungünstigen Fall sowohl falsche Berechnungen, als auch Speicherfehler verursacht.

Dynamische Systembeschreibung

Der Informationsfluss (Steuer- und Datenfluss) innerhalb der Verteilerstation ist in Abb. 3.29 dargestellt. Das zentrale Element ist der Mikrocontroller (μC), über den alle Informationsströme laufen. Steuerbefehle werden von den Bedienmodulen, dem Fußpedal, dem Control-Select-Taster und dem Quickswitch-Select-Taster erzeugt. Die Bedienmodule erzeugen Steuerbefehle für den Manipulator. Über das Fußpedal sowie die Select-Taster kann der Benutzer beeinflussen, welche Steuerbefehle zum Manipulator weitergeleitet werden. Vom Manipulator zurück kommt ein Datenstrom mit Informationen über dessen aktuellen Zustand, der von den angeschlossenen Bedienmodulen weiterverarbeitet wird.

Der μC hat ein eigenes Betriebssystem, um die anstehenden Aufgaben abzuwickeln. Das Betriebssystem lässt sich über fünf parallel laufende Zustandsmaschinen abbilden (siehe Abb. 3.30):

- a: Die *Interpreter-Zustandsmaschine* verarbeitet die eintreffenden Informationsströme und löst entsprechend den enthaltenen Informationen weitere Aktionen in den betroffenen Zustandsmaschinen aus. Der Aufbau entspricht im Wesentlichen dem in Abschnitt 3.6.2 beschriebenen Interpreter-Zustandsautomat. Nachrichtenpakete, die von nicht freigeschalteten Steuermodulen kommen, werden im Eingangsscanner direkt verworfen. Wenn die Nachricht frei von Übertragungsfehler ist, führt der Parser drei Analysen durch: lexikalisch, Syntax und Semantik. Mittels des Parsers soll überprüft werden, ob die Nachricht frei von Syntaxfehlern ist, um die Weiterleitung notfalls zu unterbinden. In der Semantikanalyse wird der Empfänger identifiziert und die Nachricht, falls der Empfänger vorhanden ist, weitergeleitet.
- b: Die *Bedienmodul-Zustandsmaschinen* (Abb. 3.31) sind hierarchische Zustandsmaschine. Bei den Bedienmodulen wird zwischen den Zuständen „angeschlossen“ und „angemeldet“ unterschieden.

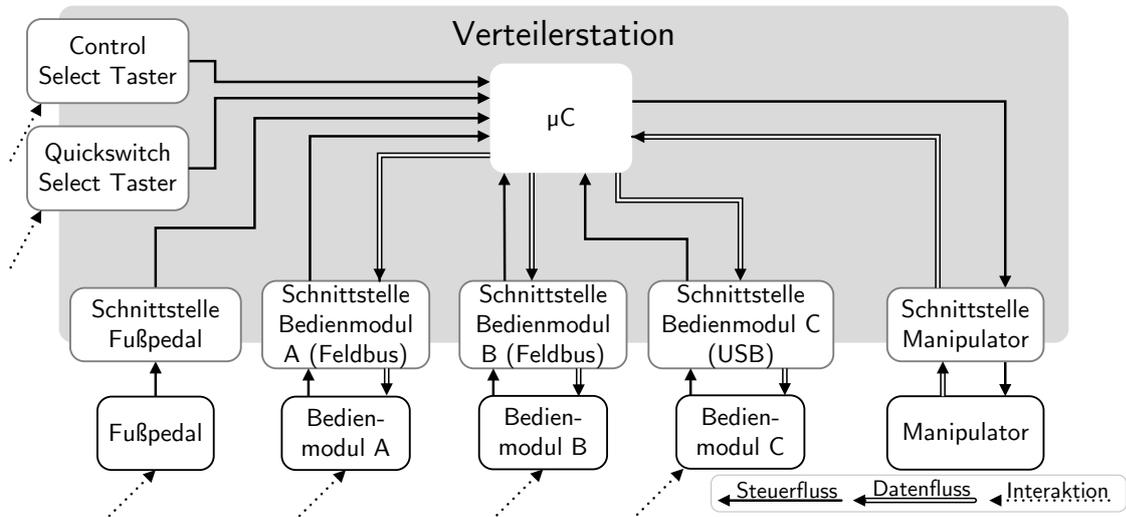


Abbildung 3.29: Verteilerstation – Steuer- und Datenfluss.

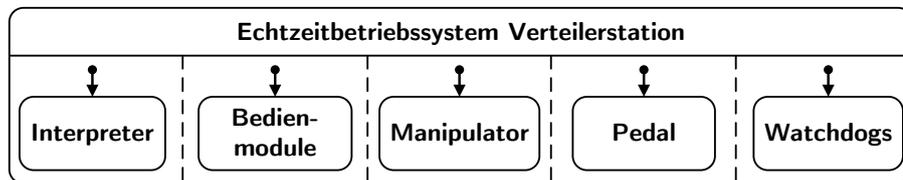
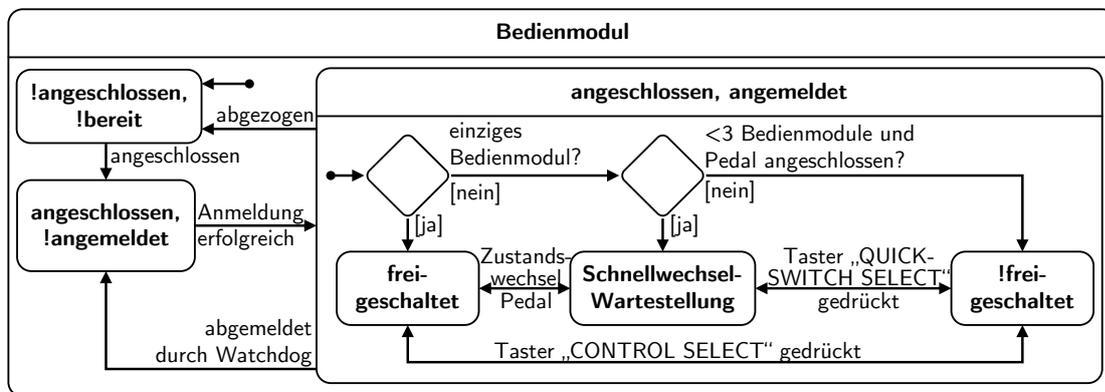


Abbildung 3.30: Hierarchische endliche Zustandsmaschine – Verteilerstation-Betriebssystem.



!: Negierung

Abbildung 3.31: Hierarchische endliche Zustandsmaschine – Verteilerstation-Bedienmodul.

Sobald ein Bedienmodul mit der Verteilerstation verbunden ist, befindet es sich im Zustand „angeschlossen“. Danach befindet sich das Bedienmodul in der Konfigurationsphase. Wurde diese erfolgreich abgeschlossen, meldet sich das Bedienmodul an der Verteilerstation an. Um angemeldet zu bleiben, schickt das Bedienmodul mit einer Frequenz von 10 Hz eine „betriebsbereit“-Nachricht an die Verteilerstation. Hört das Bedienmodul auf die „betriebsbereit“-Nachricht zu schicken, wird es vom Watchdog der Verteilerstation abgemeldet. Im betriebsbereiten Zustand (angeschlossen, angemeldet) kann sich das Steuermodul in den Zuständen i) „freigeschaltet“, ii) „Schnellwechsel-Wartestellung“ und iii) „nicht freigeschaltet“ befinden. Die vom Bedienmodul generierten Steuerbefehle werden nur im Zustand „freigeschaltet“ weitergeleitet. Befindet sich das Modul im Zustand „Schnellwechsel-Wartestellung“ kann der Benutzer das Modul über einen Druck auf das, an die Verteilerstation angeschlossene, Pedal freischalten.

- c: Die *Pedal-Zustandsmaschine* sorgt dafür, dass so lange das Fußpedal gedrückt ist, die beiden Bedienmodule in den Zuständen „freigeschaltet“ und „Schnellwechsel-Wartestellung“ ihr Zustände tauschen. Wird das Fußpedal losgelassen, wechseln die Module wieder in ihren ursprünglichen Zustand.
- d: Über die *Manipulator-Zustandsmaschine* wird kontrolliert, ob sich der Manipulator im betriebsbereiten Zustand befindet. Die Anmeldeprozedur läuft analog zum Anmeldeprozess der Bedienmodule. Nur wenn der Manipulator „angeschlossen“ und „angemeldet“ ist, werden die Steuerdaten an den Manipulator-Schnittstelle weitergeleitet.
- e: Für jede Schnittstelle gibt es einen *Watchdog*. Der Watchdog überprüft für das an der Schnittstelle angeschlossene Gerät, ob es noch Lebenszeichen von sich gibt. Falls nicht, wird es in den Zustand „abgemeldet“ versetzt.

Benutzungsablauf

Präoperativ

1. Aufstellen der Verteilerstation in der Nähe des Manipulators und verbinden mit dem Stromnetz.
2. Verbinden des Manipulators und der gewünschten Bedienmodule mit der Verteilerstation sowie bei Bedarf das Fußpedal. Danach Einschalten der Verteilerstation. Ein nachträgliches An- / Abstecken der Bedienmodule ist möglich, da die Verteilerstation „Hot-Plug“-fähig ist.
3. Auswählen des freigeschalteten Bedienmoduls über den Control-Select-Taster. Sind zwei oder mehr Bedienmodule angeschossen sowie das Fußpedal, kann über den Quickswitch-Select-Taster das Modul in der Schnellwechsel-Wartestellung ausgewählt werden.

Intraoperativ

- Der Chirurg operiert wie gewohnt und benutzt dabei den Sonic-CT für zusätzliche Bildgebung. Ist das Fußpedal mit mehreren Bedienmodulen angeschossen, kann der Chirurg nun über das Fußpedal die Bedienmodule wechseln, beispielsweise zwischen Telemanipulation und automatischer Steuerung.

Postoperativ

- Nach der Operation wird die Verteilerstation abgeschaltet, alle verbundenen Geräte abgezogen, gereinigt und sicher verwahrt.

3.7.2 pControl – Automatisiertes Suchen und Verfolgen von OP-Instrumenten

pControl ist ein halbautomatisches Bedienmodul zu Positionssteuerung des Sonic-CT mittels Telemanipulation. Der Name pControl leitet sich aus dem englischen *positioning control* ab, da mit dieser Methode die Position der US-Sonde direkt durch den Benutzer vorgegeben werden kann.

Bei pControl kann der Operateur über die Spitze eines laparoskopischen Instruments festlegen, an welcher Position sich die US-Sonde im Sonic-CT ausrichtet. Der Operateur kann dadurch US-Aufnahmen von der Stelle sehen, die ihn interessiert, ohne zu überlegen, wie die US-Sonde mit Hilfe des Sonic-CT dorthin navigiert werden kann.

Um diesen Ansatz umzusetzen, ist es notwendig zu wissen, wo sich die Spitze des laparoskopischen Instruments relativ zur US-Bildebene befindet. Die *Pose* des laparoskopischen Instruments lässt sich beispielsweise mit einem Trackinggerät bestimmen. Um die *Pose* des laparoskopischen Instruments relativ zur US-Bildebene zu bestimmen, ist es notwendig die Koordinatensysteme des Tracking-Geräts und des Sonic-CT aufeinander zu registrieren.

Zur Verfolgung eines laparoskopischen Instruments eignen sich optische oder EM-Trackingsysteme. In Folge des zwingenden Sichtkontaktes zwischen der Stereokamera und dem Tracker ist optisches Tracking für den Einsatz weniger geeignet, da sich der optische Tracker weit weg von der Spitze, am Handgriff des laparoskopischen Instruments, befindet. Diese lange Distanz zwischen Tracker und Instrumentenspitze führt dazu, dass unvermeidbare Messfehler zu großen Abweichungen führen, die durch die Biegsamkeit des Instrumentenschafts weiter anwachsen können. EM-Sensoren haben den Vorteil, dass sie näher an der Instrumentenspitze befestigt werden können, weil kein Sichtkontakt zum EM-Feldgenerator notwendig ist. Durch die kürzere Distanz fallen Messfehler und die Durchbiegung des Instrumentenschafts weniger stark ins Gewicht. Aufgrund der potentiell höheren Messgenauigkeit wird ein EM-Trackingsystem für pControl benutzt.

Um die Positioniergenauigkeit weiter zu erhöhen, wird die EM-Tracking basierte Steuerung um einen US-Bilddaten basierten Visual-Servoing Ansatz ergänzt. Hierbei wird die US-Sonde, basierend auf den in den US-Aufnahmen enthaltenen Informationen, positioniert, mit dem Ziel das laparoskopischen Instrument zu fokussieren.

In Abb. 3.32 wird das Funktionsprinzip visualisiert. Zuerst wird die US-Sonde an der mittels fehlerbehafteter Trackingdaten bestimmten Position der Instrumentenspitze ausgerichtet. Um die Messfehler des Trackinggeräts auszugleichen, wird die Sonde auf Basis segmentierter US-Bilder

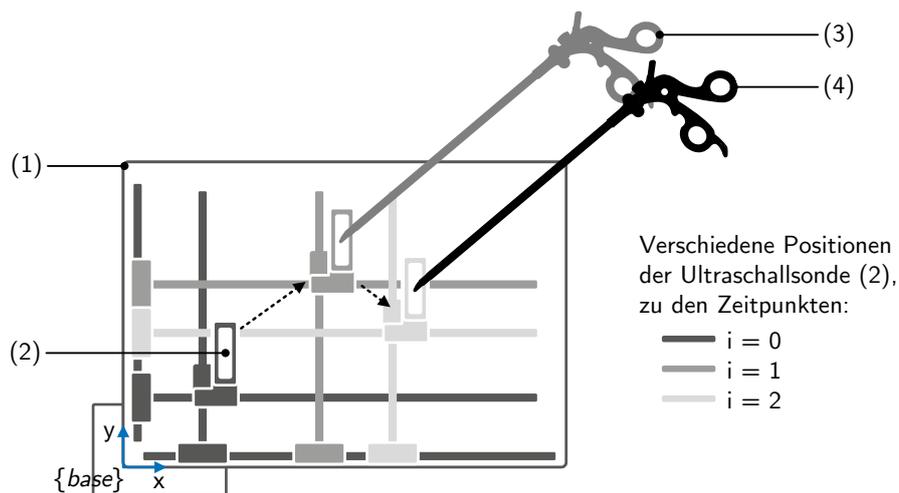


Abbildung 3.32: pControl – Funktionsprinzip: pControl arbeitet in zwei Schritten: In Schritt 1 wird die US-Sonde von der Startposition (dunkelgrau) ausgehend zur Position (3) gesteuert, an der sich das Instrument laut Trackingdaten befindet (mittelgrau). Diese Position ist in der Regel fehlerbehaftet, das heißt das Instrument befindet sich leicht versetzt an einer anderen Stelle (4). Um die korrekte Position (hellgrau) zu finden wird die US-Sonde nun mittels Visual-Servoing exakt positioniert.

exakt auf das Instrument ausgerichtet. Bei kleineren Bewegungen kann das Instrument danach mittels Visual-Servoing verfolgt werden.

Zusammenfassend lässt sich sagen:

pControl ist das weltweit erste Bedienmodul, dass ein Trackingsystem in Kombination mit Visual-Servoing zur Steuerung eines medizinischen Assistenzsystems nutzt.

Durch pControl ergeben sich folgende *Vorteile*:

- Der Operateur muss die Hände zum Steuern nicht vom Instrument nehmen → Zeitersparnis.
- Der Operateur muss nicht überlegen, wie er die Sonde steuern muss → Zeitersparnis, Komfortgewinn.
- Die US-Sonde fährt auf kürzestem Wege ins Zielgebiet → Zeitersparnis.

Statische Systembeschreibung

Koordinatensysteme und Transformationen

Für pControl sind sechs Koordinatensysteme von Bedeutung (siehe Abb. 3.33):

- $\{base\}$: Das Basis-Koordinatensystem des Sonic-CT, das sich am oberen Rand des unteren Gehäuseteils in der Ecke mit den Aktoren befindet. Die x-Achse ist parallel zur Führungsschiene des langen Freiheitsgrades des Sonic-CT und die y-Achse parallel zur Führungsschiene des kurzen Freiheitsgrades. Die z-Achse ist orthogonal zu der Ebene, die durch die x- und y-Achse aufgespannt wird, und zeigt aus dem Manipulator heraus.
- $\{tcp\}$: Das „Tool-Centerpoint“-Koordinatensystem, das sich in der oberen Ecke, der den Motoren zugewandten Kante, des Flansches zur Befestigung der US-Sonde befindet. Das $\{tcp\}$ Koordinatensystem hat die gleiche Orientierung wie das $\{base\}$ Koordinatensystem.
- $\{img\}$: Das Bild-Koordinatensystem befindet sich in der linken unteren Ecke der US-Aufnahmen. x- und y-Achse liegen in der Bildebene. Die z-Achse ist orthogonal dazu und zeigt aus der Bildebene heraus.

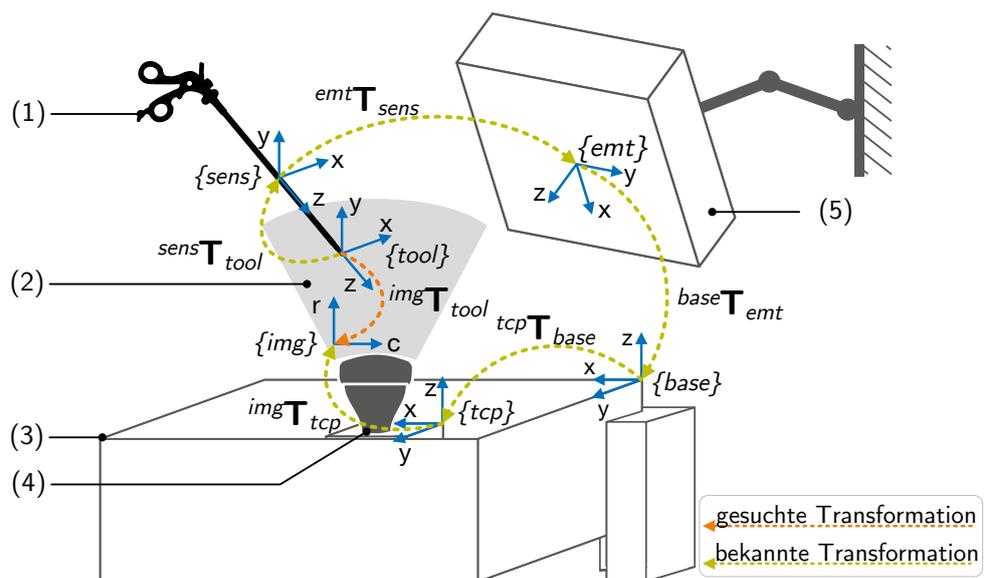


Abbildung 3.33: pControl – Koordinatensysteme und Transformationen.

- $\{tool\}$: Das „Tool“-Koordinatensystem liegt an der Spitze des laparoskopischen Instruments, über das der Sonic-CT gesteuert werden soll. Die Orientierung des „Tool“-Koordinatensystems ist identisch mit der des Sensor-Koordinatensystems.
- $\{sens\}$: Das Sensor-Koordinatensystem liegt im EM-Sensor, der am laparoskopischen Instrument befestigt ist. Die z-Achse des $\{sens\}$ -Koordinatensystems ist parallel zum Instrumentenschaft. Die x- und y-Achse spannen zusammen eine dazu orthogonale Ebene auf. Die Orientierung dieser Ebene hängt von der Befestigung des Sensors ab.
- $\{emt\}$: Das Koordinatensystem des EM-Trackinggeräts hat seinen Ursprung auf der Vorderseite im Zentrum des Feldgenerators. Die z-Achse zeigt aus dem Feldgenerator hinaus. x- und y-Achse liegen in der Ebene, die durch die Front des Feldgenerators verläuft.

Um pControl benutzen zu können, müssen die Transformationen zwischen folgenden Koordinatensystemen bekannt sein:

- $^{tcp}\mathbf{T}_{img}$: ist statisch und wird durch die formschlüssige Halterung der US-Sonde bestimmt.
- $^{base}\mathbf{T}_{tcp}$: ist dynamisch und hängt von der jeweiligen Position des Effektors ab.
- $^{sens}\mathbf{T}_{tool}$: ist während des Einsatzes statisch, muss aber vor jedem Einsatz registriert werden.
- $^{emt}\mathbf{T}_{sens}$: ist dynamisch und wird durch das EM-Trackinggerät bestimmt.
- $^{base}\mathbf{T}_{emt}$: ist während des Einsatzes statisch, muss aber vor jedem Einsatz registriert werden.

Um während des Betriebs die Position der Instrumentenspitze im Bildkoordinatensystem zu bestimmen, muss folgendes Gleichungssystem gelöst werden:

$${}^{img}\mathbf{T}_{tool} = \underbrace{{}^{img}\mathbf{T}_{tcp}}_{\text{statisch}} \cdot \underbrace{{}^{tcp}\mathbf{T}_{base}}_{\text{dynamisch}} \cdot \underbrace{{}^{base}\mathbf{T}_{emt}}_{\text{statisch}} \cdot \underbrace{{}^{emt}\mathbf{T}_{sens}}_{\text{dynamisch}} \cdot \underbrace{{}^{sens}\mathbf{T}_{tool}}_{\text{statisch}} \quad (3.7)$$

Die statischen Anteile sind entweder vorkonfiguriert, wie $^{tcp}\mathbf{T}_{img}$ oder werden, wie $^{sens}\mathbf{T}_{tool}$ durch eine Registrierung kurz vor dem Einsatz bestimmt.

Das Ziel von pControl ist es die Spitze ($\{tool\}$) im US-Bild ($\{img\}$) anzuzeigen, indem die US-Sonde im Sonic-CT entsprechend verfahren wird. Formal bedeutet dies, dass die Spitze des laparoskopischen Instruments sich innerhalb des Definitionsbereiches des US-Bildes befinden soll.

Definition 22 (Instrumentenspitze sichtbar in US-Bild):

$${}^{img}\mathbf{T}_{tool} = \left\{ \begin{array}{c} {}^{img}x_{tool} \\ \mathbf{R} \quad {}^{img}y_{tool} \\ {}^{img}z_{tool} \\ \mathbf{0} \quad 1 \end{array} \right\} :$$

$${}^{img}x_{tool} = \{ {}^{img}x_{tool} \in \mathbb{N} \mid 0 \leq {}^{img}x_{tool} \leq {}^{img}x_{max} \} \wedge$$

$${}^{img}y_{tool} = \{ {}^{img}y_{tool} \in \mathbb{N} \mid 0 \leq {}^{img}y_{tool} \leq {}^{img}y_{max} \} \wedge$$

$${}^{img}z_{tool} = \{ {}^{img}z_{tool} \in \mathbb{Z} \mid 0 - \epsilon \leq {}^{img}z_{tool} \leq 0 + \epsilon \}$$

${}^{img}x_{tool}$, ${}^{img}y_{tool}$, ${}^{img}z_{tool}$ ist die aktuelle Position der Instrumentenspitze im US-Koordinatensystem. Der Definitionsbereich der US-Aufnahme im US-Bildkoordinatensystem ist $\{x \in \mathbb{N} \mid 0 \leq x \leq {}^{img}x_{max}\}$, $\{y \in \mathbb{N} \mid 0 \leq y \leq {}^{img}y_{max}\}$, $\{z \in \mathbb{Z} \mid 0 - \epsilon \leq z \leq 0 + \epsilon\}$. Obwohl es sich um ein 2D-Bild handelt, wird die Aufnahme mit einer Dicke von 2ϵ spezifiziert, da in den echten US-Aufnahmen aufgrund der Streuung der US-Wellen auch Informationen außerhalb der eigentlichen Bildebene enthalten sind.

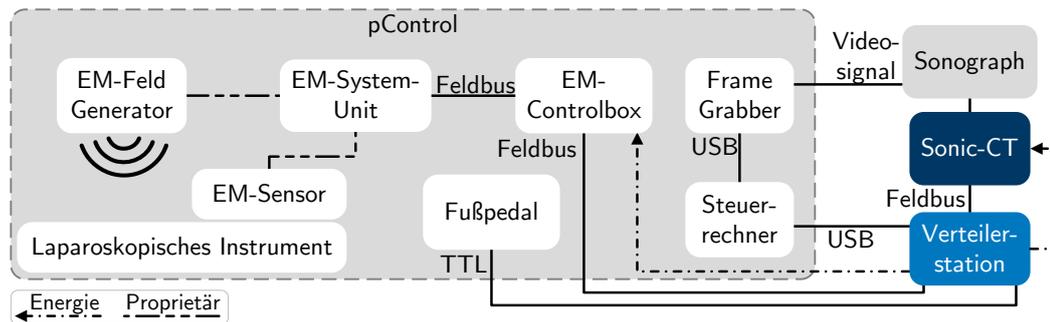


Abbildung 3.34: pControl – Statische Systembeschreibung.

Komponenten von pControl

Zusätzlich zum Sonic-CT, der Verteilerstation und dem US-Gerät sind für pControl folgende Komponenten notwendig (Abb. 3.34). Für jede Komponente sind die Transformationsmatrizen angegeben, die durch diese definiert werden:

- Ein *Steuerrechner* mit Framegrabber zum Einlesen und Segmentieren der US-Bilder. Der Steuerrechner führt die Algorithmen für die Visual-Servoing basierte Steuerung aus ${}^{base}\mathbf{T}_{img}$, um die US-Sonde auf das laparoskopische Instrument zu fokussieren ${}^{img}\mathbf{T}_{tool}$.
- Die *EM-Controlbox*, bestehend aus einem μC -basierten Elektronik-Modul. Die EM-Controlbox hat folgende Aufgaben: i) Registrieren der getrackten laparoskopischen Instrumente auf den EM-Trackingsensor ${}^{sens}\mathbf{T}_{tool}$, ii) Registrieren der Koordinatensysteme des EM-Tracking-systems $\{emt\}$ und des Sonic-CT $\{base\}$ ${}^{base}\mathbf{T}_{emt}$, iii) Auswerten der Pose des laparoskopischen Instruments ${}^{emt}\mathbf{T}_{tool}$ über das EM-Trackinggerät um Steuerbefehle ($pCMD$) für den Sonic-CT zu erzeugen.
- Das *EM-getrackte laparoskopische Instrument* bestehend aus einem konventionellen laparoskopischen Instrument, an dem ein EM-Tracking Sensor befestigt ist.
- Das *EM-Tracking-System* bestehend aus der *System-Unit* und dem *EM-Feldgenerator*. An der *System-Unit* werden der EM-Feldgenerator, die EM-Tracking-Sensoren und die EM-Controlbox angeschlossen. Die *System-Unit* wertet die Messwerte der Tracking-Sensoren aus und bietet deren aktuelle Pose als homogene Transformationsmatrix zum Abruf für angeschlossene Geräte an.
- Einem *Fußpedal* zur Aktivierung von pControl, das an der Verteilerstation angeschlossen wird.

Steuerungsarchitektur

pControl ist als *hierarchische Steuerung* konzipiert (Abb. 3.35). Dieses Steuerungsarchitekturkonzept besteht aus mehreren hierarchisch angeordneten Ebenen und wurde zum ersten Mal von Albus u. a. (1980) beschrieben. Die unterste Ebene repräsentiert die physikalischen Komponenten des Systems, das heißt Sensoren und Aktoren. Jede darüber liegende Ebene behandelt die darunter liegende Schicht wieder als Sensor-Aktor Ebene. Je weiter entfernt eine Ebene von der untersten Ebene liegt, desto mehr werden Informationen über den aktuellen Zustand des Systems situationsbezogen interpretiert. Auf der obersten Ebene entsteht dadurch ein Zustandsmodell, über das die optimalen Stellgrößen für die Aktoren abgeleitet werden (Lüth, 1998).

Bei pControl werden drei unterschiedliche Sensortypen eingesetzt: i) Sensoren zur Kontrolle der Mechanik des Manipulators, ii) die US-Sonde im Manipulator und iii) der EM-Tracking-Sensor, der an einem laparoskopischen Instrument befestigt ist.

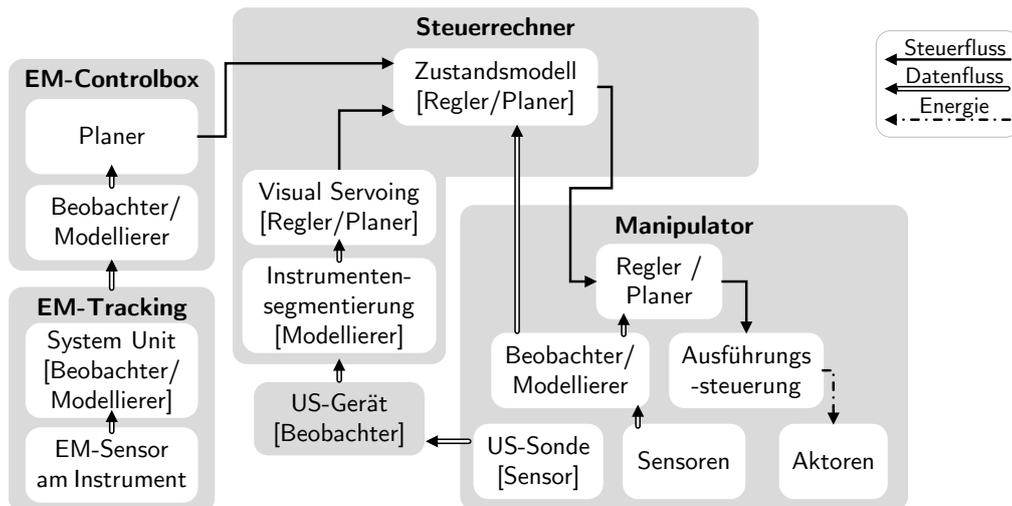


Abbildung 3.35: pControl – Hierarchische Steuerungsarchitektur.

Die Sensoren der Manipulatoremechanik werden vom Beobachter in der Manipulatorsteuerung ausgewertet, um den aktuellen Zustand der Mechanik zu modellieren, das heißt die Position des Effektors. Die ausgewerteten Daten werden zum einen an den internen Regler/Planer der Manipulatorsteuerung und zum anderen an das zentrale *Zustandsmodell* im Steuerrechner weitergegeben. Die US-Sonde ist mit dem US-Gerät verbunden, das die Sensordaten auswertet und ein US-Bild erzeugt. Das US-Bild wird am Steuerrechner eingelesen, um darin sichtbare Instrumente zu segmentieren. Die durch die Segmentierung gewonnenen Daten werden von einem Visual-Servoing Algorithmus benutzt, um Steuerbefehle für den Sonic-CT zu erzeugen. Die Steuerbefehle werden an das zentrale *Zustandsmodell* übergeben.

Die Daten des EM-Tracking Sensors am laparoskopischen Instrument werden von der *System-Unit* des EM-Trackingsystems ausgewertet und an die *EM-Controlbox* weitergeleitet. Die *EM-Controlbox* interpretiert die Daten des Trackingsystems und generiert daraus einen Steuerbefehl für den Sonic-CT, der an das zentrale *Zustandsmodell* übergeben wird.

Das *Zustandsmodell*, das sich in der obersten Ebene befindet, liest die Steuerbefehle und den aktuellen Systemzustand der Sonic-CT ein und erzeugt einen Steuerbefehl für den Sonic-CT. Dieser Befehl wird an den Planer der Sonic-CT Steuerung geschickt und mittels der Ausführungssteuerung in Bewegungen der Aktoren umgesetzt.

Sterilisationskonzept

Für die Benutzung von pControl muss nur das EM-getrackte Instrument steril sein. Alle anderen Komponenten, die sich in der Nähe des Operationsgebietes befinden, wie zum Beispiel der EM-Feld Generator, können bei Bedarf mit einer sterilen Folie verpackt werden. Das sterile laparoskopische Instrument muss kurz vor der OP manuell mit einem sterilen EM-Trackingsensor bestückt werden, da bis zum Zeitpunkt der Abgabe der Dissertation noch keine laparoskopischen Instrumente mit integrierten EM-Sensoren verfügbar waren. Die Befestigung kann beispielsweise mit einem sterilen Klebeband geschehen. Die exakte Position ist nicht kritisch, da diese sowieso über eine Kalibrierung vor der Benutzung bestimmt wird.

Dynamische Systembeschreibung

Informationsfluss

Der Benutzer kann die Steuerung des Sonic-CT mittels pControl über das an die Verteilerstation angeschlossene Fußpedal freigeben (Abb.3.36). Bei pControl wird der Sonic-CT über Positions-

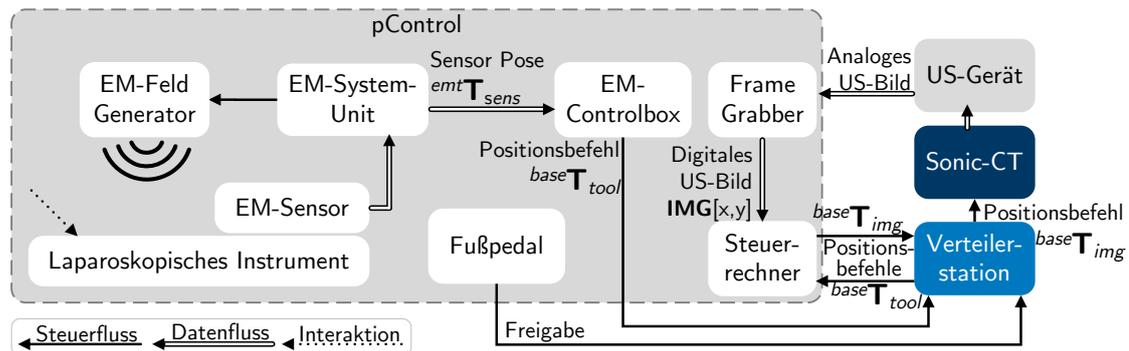


Abbildung 3.36: pControl – Flussdiagramm.

befehle gesteuert, die von der Verteilerstation koordiniert weitergeleitet werden. Positionsbefehle, die von der EM-Controlbox geschickt werden, sind an den Steuerrechner adressiert und werden nicht an den Sonic-CT weitergeleitet. Die EM-Controlbox generiert die Steuerbefehle auf Basis der Sensorposen, die sie von der *System-Unit* des EM-Trackinggeräts erhält. Der Steuerrechner liest mittels eines Framegrabbers die US-Bilder ein, die das US-Gerät mit Hilfe der Sonde im Sonic-CT generiert. Anhand der US-Bilder und der Steuerbefehle der EM-Controlbox generiert der Steuerrechner die Steuerkommandos zur Ausrichtung des Sonic-CT. In den folgenden Absätzen wird detaillierter beschrieben, wie die Befehle erzeugt werden.

Zustandsautomaten

Das auf der obersten Ebene der Steuerungsarchitektur angesiedelte Zustandsmodell enthält einen Zustandsautomaten, der die Steuerungsprozesse in pControl kontrolliert. Wie in Abb. 3.37 visualisiert, befindet sich das System nach dem Start im Initialisierungszustand und wechselt danach in den „Stand-By“-Zustand. Erteilt der Operator durch das Fußpedal die Freigabe, dann wird für die Dauer der Freigabe in den *Halbautomatischen Steuermodus* gewechselt. Das System bleibt zunächst so lange im Leerlauf, bis es einen gültigen Positionsbefehl mit der Position der getrackten Instrumentenspitze von der EM-Controlbox erhält. Trifft ein gültiger Positionsbefehl ein, dann wird dieser an den Sonic-CT weitergeleitet, damit er die US-Sonde an der Zielposition ausrichten kann. An der Zielposition angekommen, wechselt das System in den *Scannen*-Zustand. Im Scannen-Zustand soll die Spitze des laparoskopischen Instruments in den US-Aufnahmen gefunden werden, damit dieses verfolgt werden kann. Kann das Instrument an der aktuellen Sondenposition nicht erfolgreich segmentiert werden, wird die US-Sonde in kleinen Schritten solange senkrecht zur Bildebene verfahren, bis das Instrument gefunden wird oder ein „neuer“ gültiger Positionsbefehl von der EM-Controlbox empfangen wird. Ein Positionsbefehl gilt dann als „neu“, wenn er sich signifikant vom alten Befehl unterscheidet, das heißt der Operator hat das Instrument aktiv an eine neue Stelle bewegt. Nicht „neue“ Positionen entstehen durch das natürliche Zittern des Menschen oder durch das Grundrauschen des EM-Trackinggeräts. Diese Positionen können über einen einfachen Filter abgefangen werden, der alle Positionen herausfiltert, die nicht weiter als ein Abstand D_{min} von der letzten Zielposition entfernt sind. Wird das Instrument erfolgreich segmentiert, wird in den *Visual Servoing*-Zustand gewechselt. Im Visual-Servoing-Zustand wird die Spitze des laparoskopischen Instruments auf Basis der Bilddaten verfolgt. Wird die Spitze verloren, wird wieder in den Scannen-Zustand gewechselt, um die Sonde wieder zu suchen. Empfängt das Zustandsmodell eine „neue“ getrackte Position der Instrumentenspitze, wird der Visual-Servoing-Zustand verlassen und wieder in den *EMT-Ziel-anfahren*-Zustand gewechselt.

Zustand – Initialisierung

Im Zustand *Initialisierung* werden unter Zuhilfenahme der EM-Controlbox beziehungsweise des darin enthaltenen μ Cs, die Koordinatensysteme der Instrumentenspitze des laparoskopischen In-

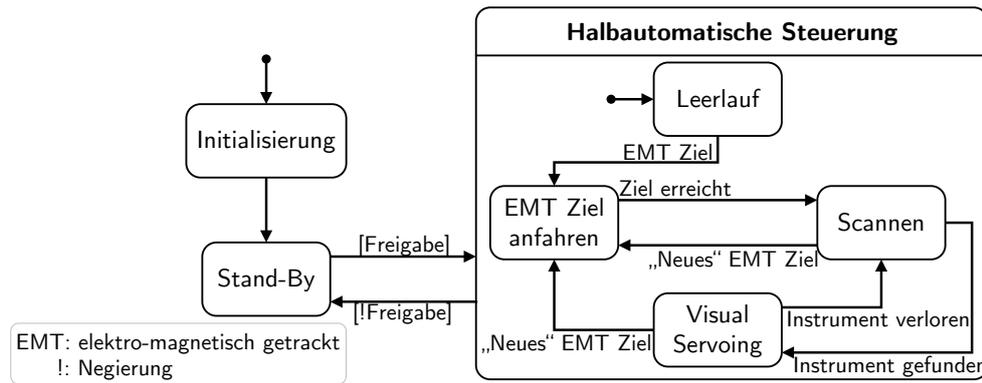


Abbildung 3.37: pControl – Zustandsautomat des Zustandsmodells der auf der obersten Stufe der hierarchischen Steuerungsarchitektur (siehe Abb. 3.35).

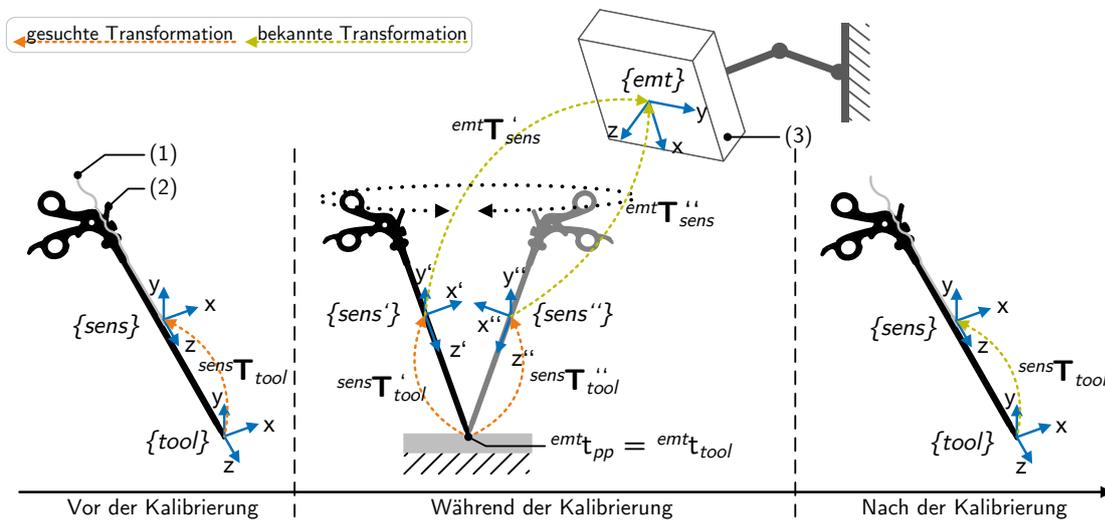


Abbildung 3.38: pControl – Pivot-Punkt Kalibrierung.

struments $\{tool\}$ und des EM-Sensors $\{sens\}$ registriert ebenso wie die Koordinatensysteme des Sonic-CT $\{base\}$ und des EM-Trackingsystems $\{tool\}$.

Mikrocontrollerbasierte Registrierung der Instrumentenspitze

Das Ziel der Registrierung ist es, die Transformation $^{sens}\mathbf{T}_{tool}$ zwischen den Koordinatensystemen des EM-Sensor $\{sens\}$ und der Instrumentenspitze $\{tool\}$ zu bestimmen, um die Position der Instrumentenspitze im Betrieb zu messen. Die Rotation der Koordinatensysteme muss nicht gemessen werden, da diese per Definition Null ist. Es reicht daher den Translationsvektor $^{sens}\mathbf{t}_{tool}$ zwischen beiden Koordinatensystemen zu bestimmen.

$$^{sens}\mathbf{T}_{tool} = \begin{bmatrix} ^{sens}\mathbf{R}_{tool} & ^{sens}\mathbf{t}_{tool} \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{I}_3 & ^{sens}\mathbf{t}_{tool} \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

Die z-Achsen des Sensor- und des Instrumentenspitze-Koordinatensystems sind parallel zum Instrumentenschaft ausgerichtet (vgl. Abb. 3.38).

Die Registrierung der Koordinatensysteme erfolgt über die Drehung des Instruments um einen Pivot-Punkt (Abb. 3.38), wie sie beispielsweise von Lavallée u. a. (1995) beschrieben wird. Für die

Registrierung wird die Instrumentenspitze in eine zum EM-Trackingsystem ortsinvariante Mulde abgelegt, die als Pivot-Punkt ${}^{emt}\mathbf{t}_{pp}$ dient. Die Mulde muss so beschaffen sein, dass die Spitze darin nur rotiert aber nicht verschoben werden kann. Da die z-Achse des Sensors parallel zum Instrumentenschaft verläuft, schneiden sich die z-Achsen der verschiedenen Sensorposen ${}^{emt}\mathbf{T}_{sens}$ zum Zeitpunkt i während der Registrierung im Pivot-Punkt, an dem sich auch die Instrumentenspitze ${}^{emt}\mathbf{t}_{tool}$ befindet.

$$\begin{aligned} {}^{emt}\mathbf{t}_{pp} &= {}^{emt}\mathbf{t}_{tool} = {}^{emt}\mathbf{T}_{sens}[i] \cdot {}^{sens}\mathbf{t}_{tool} \\ &= \begin{bmatrix} {}^{emt}\mathbf{R}_{sens}[i] & {}^{emt}\mathbf{t}_{sens}[i] \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} {}^{sens}\mathbf{t}_{tool} \\ 1 \end{bmatrix} \\ &= {}^{emt}\mathbf{R}_{sens}[i] \cdot {}^{sens}\mathbf{t}_{tool} + {}^{emt}\mathbf{t}_{sens}[i] \end{aligned} \quad (3.9)$$

Um den Translationsvektor ${}^{sens}\mathbf{t}_{tool}$ und die Position der Instrumentenspitze ${}^{emt}\mathbf{t}_{pp}$ zu bestimmen, reicht es die Instrumentenpose an zwei unterschiedlichen Stellen zu den Zeitpunkten i, j zu messen, da es sechs Unbekannte und sechs Gleichungen gibt.

$$\begin{aligned} {}^{emt}\mathbf{t}_{pp} &= {}^{emt}\mathbf{R}_{sens}[i] \cdot {}^{sens}\mathbf{t}_{tool} + {}^{emt}\mathbf{t}_{sens}[i] \\ {}^{emt}\mathbf{t}_{pp} &= {}^{emt}\mathbf{R}_{sens}[j] \cdot {}^{sens}\mathbf{t}_{tool} + {}^{emt}\mathbf{t}_{sens}[j] \end{aligned} \quad (3.10)$$

Zieht man beide Gleichungen voneinander ab, erhält man:

$$0 = {}^{sens}\mathbf{t}_{tool} \cdot ({}^{emt}\mathbf{R}_{sens}[i] - {}^{emt}\mathbf{R}_{sens}[j]) + {}^{emt}\mathbf{t}_{sens}[i] - {}^{emt}\mathbf{t}_{sens}[j] \quad (3.11)$$

$${}^{sens}\mathbf{t}_{tool} = ({}^{emt}\mathbf{t}_{sens}[j] - {}^{emt}\mathbf{t}_{sens}[i]) \cdot ({}^{emt}\mathbf{R}_{sens}[i] - {}^{emt}\mathbf{R}_{sens}[j])^{-1} \quad (3.12)$$

Dieses Gleichungssystem ist ausreichend, um ${}^{sens}\mathbf{t}_{tool}$ eindeutig zu bestimmen. In der Praxis zeigt sich jedoch, dass die Messungen eines EM-Trackingsystems sehr rauschbehaftet sind und zwei Messungen nicht ausreichen, um ein brauchbares Ergebnis zu erzielen. Es ist daher notwendig, die Registrierungswerte zu optimieren. Die Optimierung erfolgt mit der *Methode der kleinsten Quadrate* und einer Erhöhung der Anzahl an Messwerten auf n . Zu beachten ist, dass aufgrund der vielfachen Überbestimmtheit keine eindeutige Lösung mehr berechnet werden kann, sondern nur die bestmögliche Schätzung. Für die Optimierung wird Gleichung 3.9 wie folgt umgestellt:

$${}^{emt}\mathbf{R}_{sens}[i] \cdot {}^{sens}\mathbf{t}_{tool} - {}^{emt}\mathbf{t}_{pp} = -{}^{emt}\mathbf{t}_{sens}[i] \quad (3.13)$$

Zur Optimierung stellen wir mit den n Messungen ein lineares Gleichungssystem auf, das der Form $\mathbf{A} \cdot \mathbf{x} = \mathbf{b}$ entspricht:

$$\underbrace{\begin{bmatrix} {}^{emt}\mathbf{R}_{sens}[i] & -\mathbf{I}_3 \\ {}^{emt}\mathbf{R}_{sens}[i+1] & -\mathbf{I}_3 \\ \vdots & \vdots \\ {}^{emt}\mathbf{R}_{sens}[n] & -\mathbf{I}_3 \end{bmatrix}}_{\mathbf{A}_{3 \cdot n \times 6}} \cdot \underbrace{\begin{bmatrix} {}^{sens}\mathbf{t}_{tool} \\ {}^{emt}\mathbf{t}_{pp} \end{bmatrix}}_{\mathbf{x}_{6 \times 1}} = \underbrace{\begin{bmatrix} -{}^{emt}\mathbf{t}_{sens}[i] \\ -{}^{emt}\mathbf{t}_{sens}[i+1] \\ \vdots \\ -{}^{emt}\mathbf{t}_{sens}[n] \end{bmatrix}}_{\mathbf{b}_{3 \cdot n \times 1}} \quad (3.14)$$

Das Ziel ist \mathbf{x} zu bestimmen. Dafür ist die Inverse von \mathbf{A} notwendig, die man jedoch nicht bilden kann, da \mathbf{A} nicht quadratisch ist. Alternativ kann man die *Pseudoinverse* $\mathbf{A}^+ = (\mathbf{A}^T \cdot \mathbf{A})^{-1} \cdot \mathbf{A}^T$ nach Moore-Penrose bilden:

$$\begin{aligned} \mathbf{A} \cdot \mathbf{x} &= \mathbf{b} \\ \mathbf{A}^T \cdot \mathbf{A} \cdot \mathbf{x} &= \mathbf{A}^T \cdot \mathbf{b} \\ \mathbf{x} &= \underbrace{(\mathbf{A}^T \cdot \mathbf{A})^{-1} \cdot \mathbf{A}^T}_{\mathbf{A}^+} \cdot \mathbf{b} \\ \mathbf{x} &= \mathbf{A}^+ \cdot \mathbf{b} \end{aligned} \quad (3.15)$$

Es ergibt sich folgendes Gleichungssystem, das sich mittels der Methode der kleinsten Quadrate lösen lässt:

$$\begin{bmatrix} {}^{sens}\mathbf{t}_{tool} \\ {}^{emt}\mathbf{t}_{pp} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^{emt}\mathbf{R}_{sens}[i] & -\mathbf{I}_3 \\ {}^{emt}\mathbf{R}_{sens}[i+1] & -\mathbf{I}_3 \\ \vdots & \vdots \\ {}^{emt}\mathbf{R}_{sens}[n] & -\mathbf{I}_3 \end{bmatrix}^+ \cdot \begin{bmatrix} -{}^{emt}\mathbf{t}_{sens}[i] \\ -{}^{emt}\mathbf{t}_{sens}[i+1] \\ \vdots \\ -{}^{emt}\mathbf{t}_{sens}[n] \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

Die Lösung dieses Gleichungssystems ist nun mit einem leistungsstarken Rechner möglich, mit einem Mikrocontroller jedoch nicht ohne weiteres. Hierfür müssen weitere Vereinfachungen durchgeführt werden:²

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} {}^{sens}\mathbf{t}_{tool} \\ {}^{emt}\mathbf{t}_{pp} \end{bmatrix} &= \left(\begin{bmatrix} \mathbf{R}[i]^T & \dots & \mathbf{R}[n]^T \\ -\mathbf{I}_3^T & \dots & -\mathbf{I}_3^T \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \mathbf{R}[i] & -\mathbf{I}_3 \\ \vdots & \vdots \\ \mathbf{R}[n] & -\mathbf{I}_3 \end{bmatrix} \right)^{-1} \\ &\quad \cdot \begin{bmatrix} \mathbf{R}[i]^T & \dots & \mathbf{R}[n]^T \\ -\mathbf{I}_3^T & \dots & -\mathbf{I}_3^T \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -\mathbf{t}[i] \\ -\mathbf{t}[i+1] \\ \vdots \\ -\mathbf{t}[n] \end{bmatrix} \\ &= \left(\begin{bmatrix} \mathbf{R}[i]^T \cdot \mathbf{R}[i] + \dots + \mathbf{R}[n]^T \cdot \mathbf{R}[n] & -\mathbf{R}[i]^T - \dots - \mathbf{R}[n]^T \\ -\mathbf{R}[i] - \dots - \mathbf{R}[n] & \mathbf{I}_3 + \dots + \mathbf{I}_3 \end{bmatrix} \right)^{-1} \\ &\quad \cdot \begin{bmatrix} -\mathbf{R}[i]^T \cdot \mathbf{t}[i] - \dots - \mathbf{R}[n]^T \cdot \mathbf{t}[n] \\ \mathbf{t}[i] + \dots + \mathbf{t}[n] \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} \sum_{j=i}^n \mathbf{R}[j]^T \cdot \mathbf{R}[j] & -\sum_{j=i}^n \mathbf{R}[j]^T \\ -\sum_{j=i}^n \mathbf{R}[j] & \sum_{j=i}^n \mathbf{I}_3 \end{bmatrix}^{-1} \cdot \begin{bmatrix} -\sum_{j=i}^n \mathbf{R}[j]^T \cdot \mathbf{t}[j] \\ \sum_{j=i}^n \mathbf{t}[j] \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3.17)$$

Da $\mathbf{R}[j]$ [$j = i \dots n$] orthogonale Matrizen sind, gilt $\mathbf{R}[j]^T = \mathbf{R}[j]^{-1}$ und folglich

$$\mathbf{R}[j]^T \cdot \mathbf{R}[j] = \mathbf{R}[j]^{-1} \cdot \mathbf{R}[j] = \mathbf{I}_3 \quad (3.18)$$

damit vereinfacht sich Gleichung 3.17 zu:

Definition 23 (Microcontrollerbasierte Registrierung der Instrumentenspitze):

$$\begin{bmatrix} {}^{sens}\mathbf{t}_{tool} \\ {}^{emt}\mathbf{t}_{pp} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{j=i}^n \mathbf{I}_3 & -\sum_{j=i}^n \mathbf{R}[j]^T \\ -\sum_{j=i}^n \mathbf{R}[j] & \sum_{j=i}^n \mathbf{I}_3 \end{bmatrix}^{-1} \cdot \begin{bmatrix} -\sum_{j=i}^n \mathbf{R}[j]^T \cdot \mathbf{t}[j] \\ \sum_{j=i}^n \mathbf{t}[j] \end{bmatrix}$$

${}^{sens}\mathbf{t}_{tool} :=$ Gesuchte Translation vom EM-Trackingsensor am Instrument zur Instrumentenspitze.

${}^{emt}\mathbf{t}_{pp} :=$ Position des Registrierungs-Pivot-Punkts im Koordinatensystem des EM-Trackingsystems $\{\text{emt}\}$.

$\mathbf{R}[j] = {}^{emt}\mathbf{R}_{sens}[j] :=$ Relative Rotation des Sensorkoordinatensystems $\{\text{sens}\}$ zum EM-Trackingkoordinatensystem $\{\text{emt}\}$ zum Messzeitpunkt j .

$\mathbf{t}[j] = {}^{emt}\mathbf{t}_{sens}[j] :=$ Position des EM-Trackingsensors $\{\text{sens}\}$ im EM-Trackingkoordinatensystem $\{\text{emt}\}$ zum Messzeitpunkt j .

$\mathbf{I}_3 :=$ Dreispaltige Einheitsmatrix.

$n :=$ Anzahl der Instrumentenpositionen, die für die Registrierung benutzt werden. Je höher die Anzahl, desto genauer die Messung.

Die Darstellung als Summen erlaubt eine schrittweise Berechnung, die auch von einem Mikrocontroller bewältigbar ist. Nachdem die Inverse der Matrix mittels des Gauß-Jordan-Verfahrens gebildet wurde, kann die Gleichung mittels Matrix-Vektormultiplikation aufgelöst werden.

²Im Folgenden wird aus Platzgründen ${}^{emt}\mathbf{R}_{sens}$ mit \mathbf{R} abgekürzt und ${}^{emt}\mathbf{t}_{sens}$ mit \mathbf{t} .

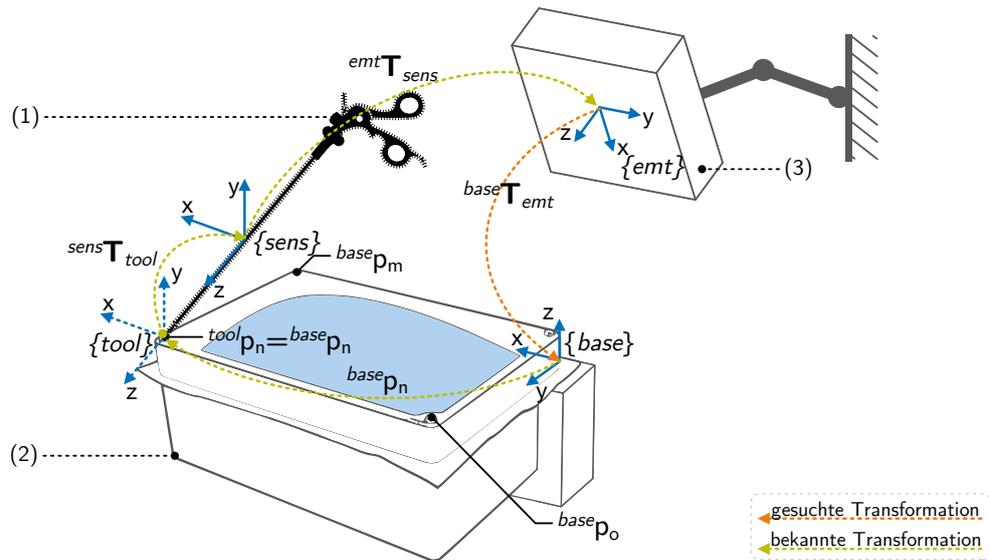


Abbildung 3.39: Registrierung des Koordinatensystems des EM-Trackingsystems $\{emt\}$ auf das Koordinatensystem des Sonic-CT $\{base\}$.

Mikrocontrollerbasierte Registrierung: EM-Tracking auf Sonic-CT

Ziel der Registrierung ist es, die Übergangsmatrix $base T_{emt}$ zwischen den Koordinatensystemen des Sonic-CT und des EM-Trackingsystems zu bestimmen, um die Position der Instrumentenspitze im Koordinatensystem des Sonic-CT zu kennen (Abb. 3.39). Diese Transformation wird durch eine *punktbasierte Registrierung* ermittelt. Bei der punktbasierten Registrierung wird die Transformation zwischen zwei Koordinatensystemen bestimmt, indem man bekannte Punkte, sogenannte Landmarken, aus dem einen Koordinatensystem nimmt und misst, wo diese im anderen Koordinatensystem liegen. Kennt man die Lage der Punkte in beiden Koordinatensystemen, ist es möglich die Übergangsmatrix zwischen beiden Koordinatensystemen zu berechnen. Für die punktbasierte Registrierung sind folgende Schritte notwendig:

- Schritt 1: Definition der Landmarken – Festlegen und Vermessen der Landmarken im ersten Koordinatensystem – manuell vor der ersten Benutzung.
- Schritt 2: Erfassen und Verifizieren der Landmarken im zweiten Koordinatensystem – manuell zu Beginn der Laufzeit.
- Schritt 3: Übergangsmatrix berechnen und Registrierung abschließen – automatisiert zu Beginn der Laufzeit.

Im Einzelnen stellt sich dieser Vorgang wie folgt dar:

Schritt 1: Definition der Landmarken Vor dem ersten Einsatz müssen die Landmarken, die für die Registrierung benutzt werden, festgelegt und vermessen werden. Im beschriebenen System befinden sich die Landmarken direkt am Sonic-CT beziehungsweise auf einem Registrieraufsatz. Im beschriebenen System werden fünf Landmarken verwendet, um die optimale Registrierengenauigkeit zu erreichen. Die Landmarken müssen im Bezugssystem ortsinvariant sein und dürfen nicht auf einer Geraden oder Ebene liegen. Als Landmarken eignen sich definierte Punkte am Gehäuse des Sonic-CT oder eines Registrieraufsatzes. Vor der ersten Benutzung werden die Positionen der Landmarken im $\{base\}$ Koordinatensystem vermessen, beispielsweise mit einer 3D-Koordinatenmessmaschine, und zur Kompilierzeit der EM-Controlbox übergeben.

Schritt 2: Erfassen und verifizieren der Landmarken im zweiten Koordinatensystem Während des Registriervorgangs werden Landmarken am Sonic-CT ($^{base}\mathbf{p}_n$) mit der Spitze des EM-getrackten laparoskopischen Instruments ($^{tool}\mathbf{p}_n$) abgetastet und dadurch folgende Gleichung für jede der n Registrierpunkte bestimmt:

$$^{base}\mathbf{p}_n = ^{base}\mathbf{T}_{emt} \cdot ^{emt}\mathbf{T}_{sens} \cdot ^{sens}\mathbf{T}_{tool} \cdot ^{tool}\mathbf{p}_n \quad (3.19)$$

Man beachte, dass es sich bei $^{base}\mathbf{p}_n := [b_x^n, b_y^n, b_z^n, 1]^T$ und $^{tool}\mathbf{p}_n := [t_x^n, t_y^n, t_z^n, 1]^T$ um identische Punkte im Weltkoordinatensystem handelt. Da $^{emt}\mathbf{T}_{sens}$ und $^{sens}\mathbf{T}_{tool}$ bereits bekannt sind, schreiben wir verkürzt:

$$^{base}\mathbf{p}_n = ^{base}\mathbf{T}_{emt} \cdot ^{emt}\mathbf{p}_n \quad (3.20)$$

Um die Registrierung robuster gegenüber Fehlern zu machen, kann die Reihenfolge, in der die Registrierpunkte vom Benutzer erfasst werden, frei gewählt werden. Um die automatisierte Zuordnung der Messpunkte zu den vorher definierten Landmarken p zu ermöglichen, müssen alle Abstände zwischen zwei Landmarken einzigartig sein

$$|\mathbf{p}_i - \mathbf{p}_j| \neq |\mathbf{p}_k - \mathbf{p}_l| : \forall i, j, k, l \in \{\mathbb{N} \leq 5\} \wedge i \neq j \wedge k \neq l, \quad (3.21)$$

da sonst nicht eindeutig bestimmt werden kann, welcher Registrierpunkt erfasst wurde.

Die Position des ersten erfassten Registrierpunktes muss vom System als wahr angenommen werden, eine Fehlerdetektion ist nicht möglich. Ab der zweiten korrekt erfassten Landmarke ist es bereits möglich zu erkennen, welche Landmarken vermessen wurden, da die Abstände einzigartig sind. Es ist aber nicht möglich zu erkennen, welcher Registrierpunkt sich wo befindet, da $|\mathbf{p}_i - \mathbf{p}_j| = |\mathbf{p}_j - \mathbf{p}_i|$ gilt. Ab der dritten vermessenen Landmarke wäre es bereits möglich, die Übergangsmatrix zu berechnen, aus Genauigkeitsgründen werden jedoch fünf Landmarken verwendet.

Befindet sich die EM-Controlbox im Sonic-CT-Registrierzustand werden alle aufgezeichneten Positionen der Instrumentenspitze in einer FIFO-Queue mit n_F Einträgen abgelegt. Sobald die Queue zum ersten Mal mit n Einträgen gefüllt ist, wird kontinuierlich nach jeder Messung der Mittelwert

$$\overline{^{emt}\mathbf{p}_i} = \frac{1}{n_F} \sum_{j=0}^{n_F} ^{emt}\mathbf{p}_i[j] = \frac{1}{n_F} \sum_{j=0}^{n_F} \begin{bmatrix} e_x^i[j] \\ e_y^i[j] \\ e_z^i[j] \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (3.22)$$

und die Varianz

$$\sigma_i^2 = \frac{1}{n_F - 1} \sum_{j=0}^{n_F} \left(^{emt}\mathbf{p}_i[j] - \overline{^{emt}\mathbf{p}_i} \right)^2 \quad (3.23)$$

der aufgezeichneten Positionen berechnet.

Hält der Benutzer das Instrument an eine Landmarke, dann sinkt die Varianz der Messwerte, weil sich die Spitze nicht mehr bewegt. Sobald die Varianz unter einen Schwellwert $\theta_{startReg}$ fällt

$$\sigma_i^2 \leq \theta_{startReg} \quad (3.24)$$

wird der Mittelwert der Positionswerte in der FIFO-Queue als Registrierpunkt interpretiert.

Dieser neuer Registrierpunkt muss nun verifiziert werden, d.h. die Abstände zwischen diesem neuen Registrierpunkt und allen bisher erfassten Registrierpunkten muss gültig sein:

$$\begin{aligned} \mathbf{p}_{neu} &:= \text{Verifizierte Landmarke} \\ &\Leftrightarrow \forall \mathbf{p}_j \in \{ \text{Menge der bisher verifizierten Landmarken} \} : \\ &|\mathbf{p}_{neu} - \mathbf{p}_j| \pm \epsilon_{reg} \in \{ \text{Menge aller gültigen Abstände zwischen zwei Landmarken} \} \end{aligned} \quad (3.25)$$

mit $\epsilon_{reg} :=$ Toleranzbereich für Messungenauigkeiten bei der Registrierung. Ist die Position des erfassten Registrierpunktes nicht verifiziertbar, kann die Erfassung des Messpunktes bis zu zwei Mal wiederholt werden, bevor die Registrierung automatisch abgebrochen wird. Die Zuordnung des neuen, verifizierten Registrierpunktes zu einer in *Schritt 1* offline vermessenen Landmarke erfolgt mittels Tiefensuche anhand der Abstände.

Eine zusätzliche Auswertung des quadratischen mittleren Fehlers der Registrierung erfolgt nicht mehr, da die Landmarken bereits einzeln verifiziert wurden.

Schritt 3: Übergangsmatrix berechnen und Registrierung abschließen Mit den im letzten Schritt erfassten n Registrierpunkten ${}^{emt}\mathbf{p}_i : i \in \{0 \dots n\}$ und den offline vermessen Landmarken ${}^{base}\mathbf{p}_i : i \in \{0 \dots n\}$ lässt sich nun auf Basis von Gleichung 3.20 folgendes Gleichungssystem aufstellen:

$$\underbrace{\begin{bmatrix} {}^{base}\mathbf{p}_1 & {}^{base}\mathbf{p}_2 & \dots & {}^{base}\mathbf{p}_n \end{bmatrix}}_{\mathbf{B}_{4 \times n}} = \underbrace{{}^{base}\mathbf{T}_{emt}}_{\mathbf{X}_{4 \times 4}} \cdot \underbrace{\begin{bmatrix} {}^{emt}\mathbf{p}_1 & {}^{emt}\mathbf{p}_2 & \dots & {}^{emt}\mathbf{p}_n \end{bmatrix}}_{\mathbf{A}_{4 \times n}} \quad (3.26)$$

das sich unter Zuhilfenahme der in Gleichung 3.15 beschriebenen Moore-Penrose Pseudoinversen lösen lässt:

$${}^{base}\mathbf{T}_{emt} = \mathbf{B} \cdot \mathbf{A}^+ = \mathbf{B} \cdot \mathbf{A}^T \cdot (\mathbf{A} \cdot \mathbf{A}^T)^{-1} \quad (3.27)$$

Nachdem die Matrizen multipliziert sind, bestehen die einzelnen Einträge aus Summen, die sich mit einem Mikrocontroller nach jedem neu erfassten und verifizierten Registrierpunkt berechnen lassen:

Definition 24 (Microcontrollerkompatible punkt-basierte Registrierung für n Landmarken):

$${}^{base}\mathbf{T}_{emt} = \begin{bmatrix} \sum b_{x_p^i} \cdot e_{x_p^i} & \sum b_{x_p^i} \cdot e_{y_p^i} & \sum b_{x_p^i} \cdot e_{z_p^i} & \sum b_{x_p^i} \\ \sum b_{y_p^i} \cdot e_{x_p^i} & \sum b_{y_p^i} \cdot e_{y_p^i} & \sum b_{y_p^i} \cdot e_{z_p^i} & \sum b_{y_p^i} \\ \sum b_{z_p^i} \cdot e_{x_p^i} & \sum b_{z_p^i} \cdot e_{y_p^i} & \sum b_{z_p^i} \cdot e_{z_p^i} & \sum b_{z_p^i} \\ \sum e_{x_p^i} & \sum e_{y_p^i} & \sum e_{z_p^i} & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \sum (e_{x_p^i})^2 & \sum e_{x_p^i} \cdot e_{y_p^i} & \sum e_{x_p^i} \cdot e_{z_p^i} & \sum e_{x_p^i} \\ \sum e_{y_p^i} \cdot e_{x_p^i} & \sum (e_{y_p^i})^2 & \sum e_{y_p^i} \cdot e_{z_p^i} & \sum e_{y_p^i} \\ \sum e_{z_p^i} \cdot e_{x_p^i} & \sum e_{z_p^i} \cdot e_{y_p^i} & \sum (e_{z_p^i})^2 & \sum e_{z_p^i} \\ \sum e_{x_p^i} & \sum e_{y_p^i} & \sum e_{z_p^i} & 1 \end{bmatrix}^{-1}$$

alle Summen laufen von $i = 0$ bis n . Die Summanden sind die Koordinaten des Registrierpunktes i im $\{base\}$ Koordinatensystem ${}^{base}\mathbf{p}_i := [b_{x_p^i}, b_{y_p^i}, b_{z_p^i}, 1]^T$ und im $\{emt\}$ Koordinatensystem ${}^{emt}\mathbf{p}_i := [e_{x_p^i}, e_{y_p^i}, e_{z_p^i}, 1]^T$.

Nachdem die Inverse der Matrix mittels des Gauß-Jordan-Verfahrens gebildet wurde, kann die Gleichung mittels Matrix-Vektormultiplikation gelöst werden.

Zustand – EMT Ziel anfahren

Mithilfe des EM getrackten Instruments und dem auf das $\{base\}$ Koordinatensystem des Sonic-CT registrierten EM-Trackingsystems ist es nun möglich dem Sonic-CT die aktuelle Position des laparoskopischen Instruments in US-Bildkoordinaten ${}^{img}\mathbf{p}_{tip}$ zu übermitteln, damit dieser die integrierte US-Sonde dort ausrichten kann. Die Position der Instrumentenspitze wird mittels folgendem Gleichungssystem in das Bildkoordinatensystem transformiert:

Definition 25 (Aktuelle Instrumentenposition in Ultraschallbilddaten):

$${}^{img}\mathbf{p}_{tip} = {}^{img}\mathbf{T}_{base} \cdot {}^{base}\mathbf{T}_{emt} \cdot {}^{emt}\mathbf{T}_{sens} \cdot {}^{sens}\mathbf{T}_{tool} \cdot {}^{tool}\mathbf{p}_{tip}$$

Wie bereits zuvor beschrieben, sind die Messdaten eines EM-Trackingsystems rauschbehaftet. In Kombination mit dem natürlichen Tremor (Zittern) der menschlichen Hand variiert die Position der Instrumentenspitze ständig. Da ein Nachregeln der Sondenposition auf Basis dieser kleinen Bewegungen nicht nur unnötig ist, sondern den Benutzer sogar stört, werden die Positionen der Instrumentenspitze mit einem Schwellwertfilter gefiltert. Durch den Schwellwertfilter werden alle Instrumentenpositionen gefiltert, die sich innerhalb eines Radius' r_{thNeu} um die letzte gültige Instrumentenposition befinden:

Definition 26 (Schwellwertfilter für neue Instrumentenpositionen):

$$\mathbf{p}_{tip}[i] = \begin{cases} \mathbf{p}_{tip}[i-1] & \text{für } |\mathbf{p}_{tip}[i] - \mathbf{p}_{tip}[i-1]| \leq r_{thNeu} \\ \mathbf{p}_{tip}[i] & \text{für } |\mathbf{p}_{tip}[i] - \mathbf{p}_{tip}[i-1]| > r_{thNeu} \end{cases}$$

Zustand – Scannen

Bevor die Spitze des laparoskopischen Instruments automatisiert mittels Visual Servoing verfolgt werden kann, ist es zunächst notwendig, die Spitze in den US-Aufnahmen zu finden.

Ist das laparoskopische Instrument bereits zu erkennen, wenn die von der EM-Controlbox vorgegebene Position ${}^{base}\mathbf{T}_{tool}$ erreicht wurde, kann direkt zu einer der beiden folgenden Suchstrategien übergegangen werden. Ist das Instrument noch nicht zu sehen, dann wird die US-Sonde solange in Schleifen orthogonal zur Bildebene verfahren, bis das Instrument gefunden ist oder bis eine „neue“ Zielvorgabe von der EM-Controlbox empfangen wird.

Die optimale Suchstrategie, um die Spitze des laparoskopischen Instruments zu finden, hängt von der Orientierung des Instruments im Verhältnis zur US-Bildebene ab.

- Ist das *Instrument parallel zur Bildebene ausgerichtet* und endet im US-Bild, ist es mit dem im folgenden Absatz (*Templatefreies, automatisiertes Segmentieren eines laparoskopischen Instruments in Ultraschallaufnahmen*) beschriebenen Segmentierungs-Algorithmus unmittelbar möglich das Ende des Instruments zu finden. Liegt die Spitze außerhalb der US-Aufnahme, muss man die Sonde solange verschieben bis man die tiefste Stelle – die Spitze – des Instruments gefunden hat. Diese Annahme ist nicht allgemeingültig, trifft aber in jedem Fall bei der angestrebten Anwendung zu, da sich der Sonic-CT auf der Rückseite des Patienten befindet und der Operateur durch die Bauchdecke hindurch operiert. Aufgrund dieser Ausrichtung taucht das Instrument immer von oben in die US-Aufnahmen ein.
- Schneidet das *Instrument die US-Aufnahmen nicht parallel*, ist es anhand einer einzigen US-Aufnahme nicht möglich zu entscheiden, welche Stelle des laparoskopischen Instruments zu sehen ist. Zur besseren Vorstellung ist dieses Problem in Abb. 3.40 visualisiert. Um die US-Sonde dennoch auf die Spitze des laparoskopischen Instruments zu fokussieren, wird bei pControl folgende Strategie angewandt, sobald ein Teil des Instrumentes mit dem im folgenden Absatz (*Templatefreies, automatisiertes Segmentieren eines laparoskopischen Instruments in Ultraschallaufnahmen*) beschriebenen Algorithmus segmentiert wurde:
 1. Verfahren der US-Sonde bis kurz vor die Spitze des laparoskopischen Instruments. [Dies ist möglich, da durch den EM-Sensor die Ausrichtung des laparoskopischen Instruments bekannt ist. Die z-Achse des $\{tool\}$ -Koordinatensystems ist parallel zum Instrumentenschaft und zeigt zur Instrumentenspitze. Sowie das Instrument zu sehen ist, verfährt man die US-Sonde in Richtung der Instrumentenspitze, bis nichts mehr vom Instrument zu sehen ist.]
 2. Schrittweise Rückwärtsbewegung in Richtung der Instrumentenspitze, bis diese zu erkennen ist.

Wurde die Spitze des laparoskopischen Instruments erkannt, wird sie automatisiert mittels Visual-Servoing verfolgt.

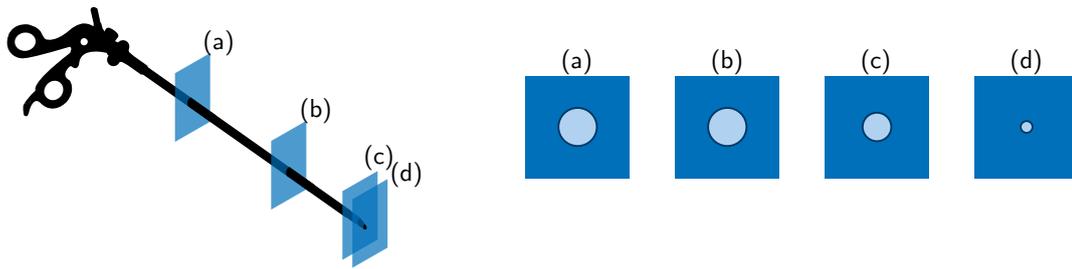


Abbildung 3.40: Ultraschallschnittbilder (a bis d) an verschiedenen Stellen eines laparoskopischen Instruments.

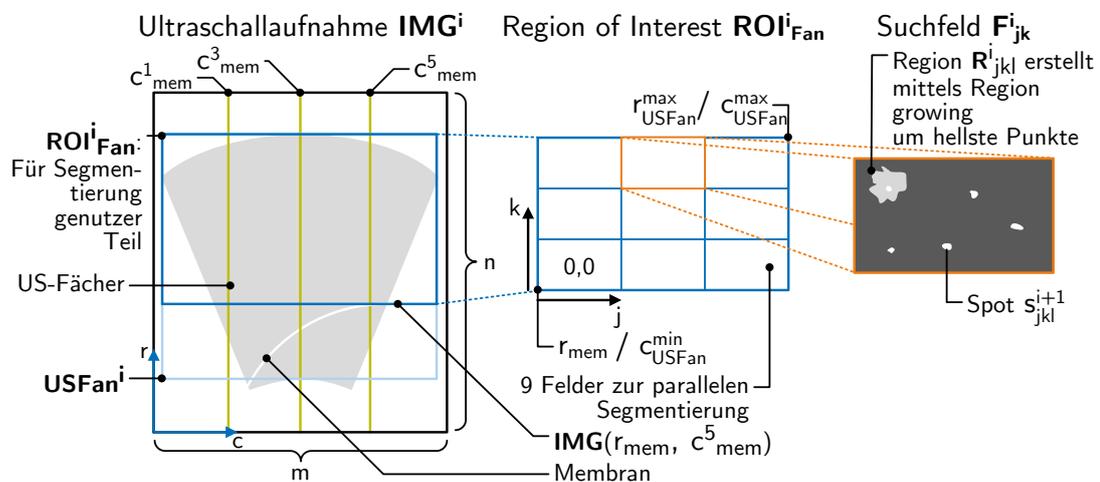


Abbildung 3.41: Bildaufteilung zur Instrumentensegmentierung: *Links*: Vollständige Bildmatrix IMG^i , die die eigentlichen US Bilddaten enthält. *Mitte*: Region of Interest ROI^i_{Fan} innerhalb von IMG^i , die für die Segmentierung genutzt wird. *Rechts*: Eines von neun Suchfeldern F^i_{jkl} innerhalb von ROI^i_{Fan} mit den fünf hellsten Spots s_{jkl} .

Templatefreies, automatisiertes Segmentieren eines laparoskopischen Instruments in Ultraschallaufnahmen

Um ein laparoskopisches Instrument in den US-Aufnahmen zu finden, geht der Algorithmus so vor wie ein Mensch vorgehen würde: Er schaut nach etwas Auffälligem, das heißt in diesem Fall nach einem markanten Objekt, das sich anders als alle anderen Objekte in den US-Aufnahmen bewegt.

Da die Spitze des laparoskopischen Instruments aus Metall besteht, reflektiert sie US-Wellen stärker als ihre Umgebung und ist daher als heller Fleck in den US-Aufnahmen gut zu identifizieren. Das laparoskopische Instrument wird von Hand geführt und bewegt sich folglich unabhängig von seiner Umgebung. Um das Instrument in den Aufnahmen zu finden, muss man also nach einem hellen Fleck suchen, der sich anders als seine Umgebung bewegt. Diese Suchstrategie wird auf folgende Weise umgesetzt.

Die US-Aufnahmen des in dieser Dissertation verwendeten US-Geräts enthalten Bereiche, die für die Segmentierung uninteressant sind, wie zum Beispiel Informationen über die aktuellen Systemeinstellungen. Die relevanten Informationen sind in einem fächerförmigen Ausschnitt enthalten, dem $USFan$ (vgl. Abb. 3.41). Der $USFan$ ist wie folgt definiert.

Definition 27 (Bildausschnitt Ultraschallfächer **USFan**):

$$\begin{aligned}
 \mathbf{USFan} \subset \mathbf{IMG} : r_{\mathbf{USFan}}^{\min} \leq r < r_{\mathbf{USFan}}^{\max} \wedge c_{\mathbf{USFan}}^{\min} \leq c < c_{\mathbf{USFan}}^{\max} \\
 r_{\mathbf{USFan}}^{\min} &:= \text{Oberes Ende des Fächers: } r_{\mathbf{USFan}}^{\min} \in \{\mathbb{N} \mid 0 \leq r_{\mathbf{USFan}}^{\min} < r_{\mathbf{USFan}}^{\max}\} \\
 r_{\mathbf{USFan}}^{\max} &:= \text{Unteres Ende des Fächers: } r_{\mathbf{USFan}}^{\max} \in \{\mathbb{N} \mid r_{\mathbf{USFan}}^{\min} < r_{\mathbf{USFan}}^{\max} \leq n\} \\
 c_{\mathbf{USFan}}^{\min} &:= \text{Linkes Ende des Fächers: } c_{\mathbf{USFan}}^{\min} \in \{\mathbb{N} \mid 0 \leq c_{\mathbf{USFan}}^{\min} < c_{\mathbf{USFan}}^{\max}\} \\
 c_{\mathbf{USFan}}^{\max} &:= \text{Rechtes Ende des Fächers: } c_{\mathbf{USFan}}^{\max} \in \{\mathbb{N} \mid c_{\mathbf{USFan}}^{\min} < c_{\mathbf{USFan}}^{\max} \leq m\} \\
 m, n &:= \text{Anzahl der Spalten, Zeilen der US-Aufnahme}
 \end{aligned}$$

Der Bildausschnitt, in dem sich der Fächer befindet, ist geräteabhängig und muss einmalig vor dem Programmstart manuell in einer Konfigurationsdatei hinterlegt werden.

Wie in Abschnitt 3.6.1 beschrieben, befindet sich die flexible Membran des Sonic-CT im Schallweg zwischen der US-Sonde und dem Operationsgebiet. Da sich das laparoskopische Instrument niemals im Inneren des Manipulators befindet, kann dieser Bereich in den US-Aufnahmen von der Bildverarbeitung ausgenommen werden. Der restliche Teil der US-Aufnahme ist die „Region of Interest“ \mathbf{ROI}_{Fan} , in der die Spitze des laparoskopischen Instruments gesucht werden soll (vgl. Abb. 3.41):

Definition 28 (Region of Interest innerhalb des **USFan** \mathbf{ROI}_{Fan}):

$$\mathbf{ROI}_{Fan} \subseteq \mathbf{USFan} : r > r_{mem} \geq r_{\mathbf{USFan}}^{\min} \quad (3.28)$$

$$\begin{aligned}
 w_{\mathbf{ROI}_F} &:= \text{Breite der } \mathbf{ROI}_{Fan}: w_{\mathbf{ROI}_F} = w_{\mathbf{USFan}} \\
 h_{\mathbf{ROI}_F} &:= \text{Höhe der } \mathbf{ROI}_{Fan}: h_{\mathbf{ROI}_F} = r_{\mathbf{USFan}}^{\max} - r_{mem} \\
 r_{mem} &:= \text{höchste sichtbare Zeile der Membran des Sonic-CT}
 \end{aligned}$$

Das Innere des Sonic-CT ist mit einer ultraschall-leitenden Flüssigkeit gefüllt, innerhalb der keine Schallwellen reflektiert werden. In Folge dessen wird dieser Bereich in den US-Aufnahmen als Schwarz dargestellt. Über einen Schwellwertfilter kann man, wenn man von der Sonde ausgehend sucht, die Zeile r_{mem} in den US-Aufnahmen bestimmen, ab der die Membran beginnt. Zur Steigerung der Effizienz wird nicht jede Zeile komplett durchsucht, sondern nur drei Pixel pro Zeile an den Stellen

$$c_{mem}^j := c_{\mathbf{USFan}}^{\min} + \frac{j}{4} \cdot (c_{\mathbf{USFan}}^{\max} - c_{\mathbf{USFan}}^{\min}) : j \in [1, 2, 3] \quad (3.29)$$

Um r_{mem} zu bestimmen wird jede Spalte solange abgesucht, bis zum ersten Mal ein Wert über θ_{mem} erreicht wird, aber maximal bis zur Bildmitte.

$$r_{mem} := \max\{r_{mem}^j\} + \delta_{mem} : \nexists r' < r_{mem}^j : \mathbf{IMG}(r', c_{mem}^j) \geq \theta_{mem} \quad (3.30)$$

mit $\delta_{mem} :=$ Dicke der Membran in Pixeln in den US-Aufnahmen und $j \in [1, 2, 3]$.

Nachdem die \mathbf{ROI}_{Fan} festgelegt ist, wird sie in neun gleich große Felder \mathbf{F}_{jk} unterteilt, die wie folgt definiert sind:

Definition 29 (\mathbf{ROI}_{Fan} Suchfelder \mathbf{F}_{jk}):

$$\begin{aligned}
 \mathbf{F}_{jk} \subset \mathbf{ROI}_{Fan} : j, k \in \{\mathbb{N}^2 \mid 0 \leq j, k < 3\} \\
 \mathbf{F}_{jk} &:= \left\{ \mathbf{IMG}(r, c) \mid j \cdot \frac{w_{\mathbf{ROI}_F}}{3} \leq c < (j+1) \cdot \frac{w_{\mathbf{ROI}_F}}{3} \right. \\
 &\quad \left. \wedge k \cdot \frac{h_{\mathbf{ROI}_F}}{3} \leq r < (k+1) \cdot \frac{h_{\mathbf{ROI}_F}}{3} \right\}
 \end{aligned} \quad (3.31)$$

In jedem Suchfeld \mathbf{F}_{jk} werden nun die fünf hellsten Pixel (engl. *spots*) s_{jkl} markiert, die wie folgt definiert sind. Alle Spots, die in Frage kommen müssen heller als $\theta_{s_{min}}$ sein und einen Mindestabstand von $\delta_{s_{min}}$ zueinander haben.

Definition 30 (Fünf hellste Spots s_{jkl} im Suchfeld \mathbf{F}_{jk}):

$$\begin{aligned}
s_{jkl} &= \mathbf{IMG}(r_{jkl}, c_{jkl}) \\
&:= \max(\mathbf{F}_{jk} \setminus s_{jkl'}) \quad \forall l' < l : \\
&\quad l, l' \in \{\mathbb{N}^2 \mid 0 \leq l, l' < 4\} \\
&\quad \wedge s_{jk0} := \max(\mathbf{F}_{jk}) \\
&\quad \wedge s_{jkl} \in \mathbf{F}_{jk} \\
&\quad \wedge s_{jkl} > \theta_{s_{min}} \\
&\quad \wedge \forall l' : \sqrt{(r_{jkl} - r_{jkl'})^2 + (c_{jkl} - c_{jkl'})^2} > \delta_{s_{min}}
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\theta_{s_{min}} &:= \text{unterer Schwellwert für } s_{jkl} \\
\delta_{s_{min}} &:= \text{Mindestabstand zwischen zwei } s_{jkl}
\end{aligned}$$

Um jeden Spot s_{jkl} wird nun eine zusammenhängende Region \mathbf{R}_{jkl} mittels eines vereinfachten *Region growing* Ansatzes markiert, die mindestens die Größe $\theta_{RS_{min}}$ hat und bei der alle Werte mindestens die Helligkeit θ_R haben.

Definition 31 (Vereinfachtes Regiongrowing):

$$\begin{aligned}
\mathbf{R}_{jkl} &\subseteq \mathbf{ROI}_{Fan} \\
\mathbf{R}_{jkl} &:= \{ \mathbf{IMG}(r, c) \mid \mathbf{IMG}(r, c) > \theta_R \} : \\
&\quad \exists \mathbf{IMG}(r', c') : \mathbf{IMG}(r', c') \in \mathbf{R}_{jkl} \\
&\quad \wedge \delta(\mathbf{IMG}(r, c), \mathbf{IMG}(r', c')) \leq \sqrt{2} \\
&\quad \wedge s_{jkl} \in \mathbf{R}_{jkl} \\
&\quad \wedge |\mathbf{R}_{jkl}| \geq \theta_{RS_{min}}
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\text{Distanz zwischen zwei Pixeln:} &\quad \delta(\mathbf{IMG}(r, c), \mathbf{IMG}(r', c')) := \sqrt{(r - r')^2 + (c - c')^2} \\
\text{Unterer Schwellwert für Pixel in } \mathbf{R}_{jkl}: &\quad \theta_R := s_{jkl} \cdot sf_{s_{jkl}} \\
\text{Skalierungsfaktor zum Setzen des unteren Schwellwerts:} &\quad sf_{s_{jkl}} \\
\text{Mindestgröße der Region:} &\quad \theta_{RS_{min}}
\end{aligned}$$

In zwei aufeinander folgenden Bildern $\mathbf{IMG}[i - 1]$ und $\mathbf{IMG}[i]$ werden nun identische Regionen gesucht (vgl. Abb. 3.42). Zu diesem Zweck werden alle Regionen in der ersten und der zweiten Aufnahme miteinander über den *Region Similarity Coefficient* verglichen.

Definition 32 (Region Similarity Coefficient RSC):

$$\begin{aligned}
RSC(jkl, mno) &:= \sqrt{QMR^2(jkl, mno) + Q\mu R^2(jkl, mno)} : \\
&\quad \mathbf{R}_{jkl} \in \mathbf{IMG}[i], \mathbf{R}_{mno} \in \mathbf{IMG}[i - 1]
\end{aligned}$$

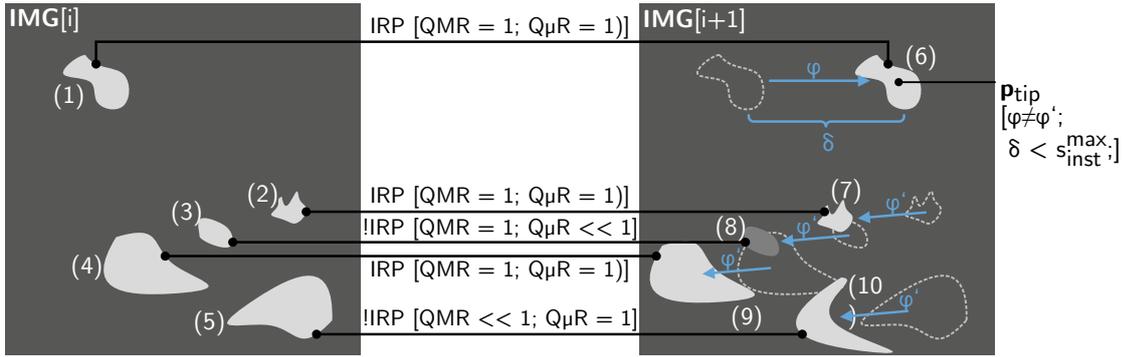


Abbildung 3.42: Identifikation der Instrumentenspitze \mathbf{p}_{tip} in zwei aufeinander folgenden US-Aufnahmen. Als identische Regionen wurden (1, 6), (2, 7) und (4, 9) erkannt. Die anderen Regionen wurden nicht als zusammengehörend identifiziert, da sich entweder deren Grauwert zu sehr unterscheiden (3, 8) oder deren Mächtigkeit (5, 10). Als Position des Instruments wurde der Schwerpunkt von (6) gewählt, da sich diese Region im Vergleich zur letzten Aufnahme anders bewegt hat als die restlichen Regionen ($\varphi \neq \varphi'$).

$$\begin{array}{l} \text{Quotient der} \\ \text{Mächtigkeiten:} \end{array} \quad QMR(jkl, mno) := \begin{cases} \frac{MR(jkl)}{MR(mno)} & \text{falls } \mu MR(mno) \geq \mu MR(jkl) \\ \frac{MR(mno)}{MR(jkl)} & \text{falls } \mu MR(jkl) > \mu MR(mno) \end{cases}$$

$$\begin{array}{l} \text{Mächtigkeit der} \\ \text{Region } \mathbf{R}_{jkl}: \end{array} \quad MR(jkl) := |\mathbf{R}_{jkl}|$$

$$\begin{array}{l} \text{Quotient der mittleren} \\ \text{Helligkeiten:} \end{array} \quad Q\mu R(jkl, mno) := \begin{cases} \frac{\mu R(jkl)}{\mu R(mno)} & \text{falls } \mu R(mno) \geq \mu R(jkl) \\ \frac{\mu R(mno)}{\mu R(jkl)} & \text{falls } \mu R(jkl) > \mu R(mno) \end{cases}$$

$$\begin{array}{l} \text{Mittlere Helligkeit der} \\ \text{Region } \mathbf{R}_{jkl}: \end{array} \quad \mu R(jkl) := \frac{\sum_{\mathbf{IMG}(r,c) \in \mathbf{R}_{jkl}} \mathbf{IMG}(r,c)}{MR(jkl)}$$

Es werden immer die zwei Regionen in zwei aufeinander folgenden US-Aufnahmen als identisch betrachtet, bei denen der RSC den Maximalwert annimmt und größer als der Schwellwert θ_{IRP} ist. Dieses Regionenpaar wird als 2-Tupel zusammengefasst:

Definition 33 (Identisches Regionenpaar IRP in zwei US-Aufnahmen):

$$\begin{aligned} IRP &= (\mathbf{R}_{jkl}, \mathbf{R}_{mno}) \\ &:= \max(RSC(jkl, mno)) \forall \mathbf{R}_{jkl} \in \mathbf{IMG}[i], \mathbf{R}_{mno} \in \mathbf{IMG}[i-1] : \\ &\quad \max(RSC(jkl, mno)) > \theta_{IRP} \end{aligned}$$

$\theta_{IRP} :=$ Minimaler Ähnlichkeitsgrenzwert für zwei Regionen um als identisch zu gelten

Für jede Region wird nun anhand des geometrischen Schwerpunkts

Definition 34 (Geometrischer Schwerpunkt S der Region \mathbf{R}_{jkl}):

$$S(R_{jkl}) := \mathbf{IMG}(r_{sr}, c_{sr}) :$$

$$r_{sr} := \left[\begin{array}{c} \sum_{\mathbf{IMG}(r,c) \in \mathbf{R}_{jkl}} r \cdot MR(jkl)^{-1} \\ \mathbf{IMG}(r,c) \in \mathbf{R}_{jkl} \end{array} \right]$$

$$c_{sr} := \left[\begin{array}{c} \sum_{\mathbf{IMG}(r,c) \in \mathbf{R}_{jkl}} c \cdot MR(jkl)^{-1} \\ \mathbf{IMG}(r,c) \in \mathbf{R}_{jkl} \end{array} \right]$$

$MR(jkl) :=$ Mächtigkeit der Region \mathbf{R}_{jkl} : $MR(jkl) = |\mathbf{R}_{jkl}|$

ermittelt, wie weit (δ_{IRP}) und in welchem Winkel (φ_{IRP}) sich die Region zwischen den beiden Aufnahmen bewegt hat.

$$\delta_{IRP} := |S(R_{jkl}) - S(R_{mno})| = \sqrt{\left(r_{sr}^{jkl} - r_{sr}^{mno}\right)^2 + \left(c_{sr}^{jkl} - c_{sr}^{mno}\right)^2} :$$

$$\varphi_{IRP} := \tan \left(\frac{c_{sr}^{jkl} - c_{sr}^{mno}}{r_{sr}^{jkl} - r_{sr}^{mno}} \right) \quad (3.32)$$

Unter allen „identischen Regionenpaaren“ IRP muss nun das Paar IRP_{tip} identifiziert werden, welches das laparoskopische Instrument repräsentiert. Unter der Annahme, dass abgesehen vom laparoskopischen Instrument nur das zusammenhängende Gewebe des Patienten in der US-Aufnahme sichtbar ist, kann davon ausgegangen werden, dass sich die Bewegungsrichtung des laparoskopischen Instrumentes $\varphi_{IRP_{tip}}$ vom Rest unterscheidet. In zwei aufeinander folgenden Bildern kann man nun die Region des laparoskopischen Instruments daran erkennen, dass diese sich anders als die anderen Regionen bewegt.

Als einfaches Ausschlusskriterium zur Auswahl von IRP_{tip} kann δ_{IRP} benutzt werden, wenn man davon ausgeht, dass der Operateur das laparoskopische Instrument mit einer Maximalgeschwindigkeit von $v_{inst}^{max} \left[\frac{px}{s} \right]$ bewegt. Daraus ergibt sich die Maximaldistanz s_{inst}^{max} , die das Instrument zwischen zwei mit einer Frequenz f_{img} eingelesenen US-Aufnahmen zurücklegen kann

$$s_{inst}^{max} = v_{inst}^{max} \cdot \frac{1}{f_{img}} \quad (3.33)$$

Hat sich die Region zu weit zwischen zwei Aufnahmen bewegt ($\delta_{IRP} > s_{inst}^{max}$), ist davon auszugehen, dass es sich um ein Artefakt handelt. Die Region kann verworfen werden. Bewegen sich mehrere Regionen unabhängig vom Rest, wird die Region gewählt, die den höchsten mittleren Grauwert $\mu R(jkl)$ hat, weil diese Region mit höchster Wahrscheinlichkeit dem laparoskopischen Instrument entspricht, da das Instrument aufgrund seiner metallischen Oberfläche US-Wellen stark reflektiert.

Definition 35 (Segmentierung der Instrumentenspitze \mathbf{p}_{tip}):

$$\mathbf{p}_{tip} := \begin{bmatrix} r_{tip} \\ c_{tip} \end{bmatrix} = \begin{cases} S(IRP) & \text{falls } \exists! IRP \in \mathbf{IMG} : \{ \forall IRP' \in \mathbf{IMG} | \\ & \varphi_{IRP} < \varphi_{IRP'} - \epsilon_\varphi \vee \varphi_{IRP} > \varphi_{IRP'} + \epsilon_\varphi \\ & \wedge \delta_{IRP} < s_{inst}^{max} \} \\ S(\max(\mu R(jkl))) & \text{sonst} \end{cases}$$

$S(IRP)$	$:=$	Schwerpunkt der Region IRP
φ_{IRP}	$:=$	Bewegungsrichtung der Region IRP zwischen zwei Frames
ϵ_φ	$:=$	Toleranzbereich, um den sich zwei Bewegungsrichtungen unterscheiden müssen, um als unterschiedlich zu gelten
s_{inst}^{max}	$:=$	Maximal mögliche Bewegung des Instruments zwischen zwei Frames
$S(max(\mu R(jkl)))$	$:=$	Schwerpunkt der Region mit der hellsten mittleren Helligkeit aller Regionen $R_{jkl} \in \mathbf{IMG}$

Ausgehend von IRP_{tip} wird eine Suchvorlage (engl. *template*) fester GröÙer erstellt und abgespeichert, die im *Visual Servoing* Zustand dazu benutzt wird, das Instrument wieder zu finden.

Definition 36 (Template):

$$\mathbf{T}(r_T, c_T) := \mathbf{IMG} \left(\left(r_s - \frac{h_T}{2} \right) + r_T, \left(c_s - \frac{w_T}{2} \right) + c_T \right) : \quad (3.34)$$

$$r_T = \{\mathbb{N} \mid 0 \leq r_T < h_T\}, c_T = \{\mathbb{N} \mid 0 \leq c_T < w_T\}$$

r_s, c_s	$:$	Position des Instruments in der letzten Aufnahme
h_T, w_T	$:$	Höhe und Breite des Templates
$\mathbf{IMG}(r, c)$	$:$	US-Bild in dem das Instrument zum letzten Mal gefunden wurde.

Nachdem das *Template* erstellt wurde, wird in den *Visual-Servoing* Zustand gewechselt. Das *Template* wird in diesem Zustand nicht mehr verändert. Kann anhand des Templates kein Instrument gefunden werden, wird wieder in den *Scannen* Zustand gewechselt, um das Instrument wieder zu finden.

Zustand – Ultraschall basiertes Visual-Servoing

Nachdem im *Scannen*-Zustand das laparoskopische Instrument in den US-Aufnahmen identifiziert wurde, wechselt das System in den *Visual-Servoing*-Zustand. In diesem Zustand ist es das Ziel, die US-Sonde automatisiert so zu verfahren, dass das laparoskopische Instrument auch bei Bewegungen in den US-Aufnahmen sichtbar bleibt. Dieses Ziel soll mit einem *bildbasierten Visual-Servoing Ansatz* (engl. *image-based visual servo control*) (Sanderson und Weiss, 1980), erreicht werden, das heißt nur mit Informationen, die durch Bildverarbeitung der US-Aufnahmen gewonnen werden. Ist das laparoskopische Instrument nicht mehr in den US-Aufnahmen zu sehen, wechselt das System wieder in den *Scannen*-Zustand zurück, um das Instrument wiederzufinden.

Visual-Servoing Regelkreis

Das Visual-Servoing wird über einen geschlossenen Regelkreis realisiert, der wie folgt abläuft und in Abb. 3.43 visualisiert ist:

1. Der Image Feature Extraction Algorithmus (IFEA) erhält vom US-Gerät ein neues US-Bild $\mathbf{IMG}[i]$ und extrahiert die darin enthaltene Position des laparoskopischen Instruments ${}^{img}\mathbf{p}_{tip}[i]$.
2. Die Differenz zwischen der Instrumentenposition ${}^{img}\mathbf{p}_{tip}[i]$ und dem Bildzentrum ${}^{img}\mathbf{p}_{center}$ ist die Regelabweichung $e[i]$:

$$e[i] = {}^{img}\mathbf{p}_{tip}[i] - {}^{img}\mathbf{p}_{center} \quad (3.35)$$

3. Auf Basis der Regelabweichung erstellt der *Bildraum Geschwindigkeitsregler* einen Geschwindigkeitsbefehl für den Sonic-CT.
4. Die Steuerbox setzt den Geschwindigkeitsbefehl in Motorströme um, die die Motoren im Manipulator antreiben und die US-Sonde ausrichten.

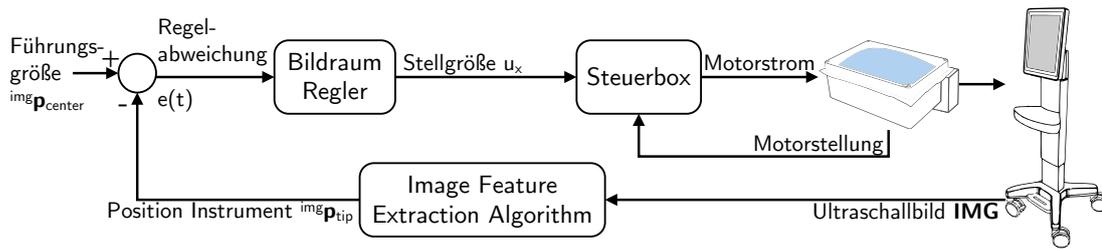


Abbildung 3.43: Sonic-CT– Image-based Visual-Servoing Regelkreis.

- Das US-Gerät erzeugt über die US-Sonde im Inneren des Manipulators wieder eine neue US-Aufnahme $\mathbf{IMG}[i+1]$, die vom Steuerrechner eingelesen und vom IFEA (Schritt 1) verarbeitet wird.

Für den optimalen Betrieb des Reglers ist das Ziel eine möglichst hohe Abtastfrequenz. Der Begrenzung für die Abtastfrequenz ist im vorliegenden Regelkreis die Frequenz f_{img} , mit der die US-Bilder eingelesen werden. f_{img} liegt in der Regel bei unveränderlichen 20 Hz, das heißt es wird alle $T_{img} = 50$ ms ein US-Bild eingelesen. Um die Abtastfrequenz nicht weiter zu senken, müssen alle im Regelkreis darauffolgenden Verarbeitungsschritte abgeschlossen sein, bevor ein neues US-Bild eingelesen wird. Die Durchlaufzeiten (engl. *lead time*) folgender Verzögerungsglieder müssen dabei beachtet werden:

- der *Image Feature Extraction Algorithmus* mit einer Durchlaufzeit von LT_{IFEA} und
- der *Bildraum Geschwindigkeitsregler* (engl. *image space controller*) mit einer Durchlaufzeit von LT_{ISC} .

Damit ergibt sich eine Gesamtdurchlaufzeit LT_{total} , die kleiner sein muss als die Periode T_{img} , mit der die US-Aufnahmen eingelesen werden:

$$T_{img} \geq LT_{total} = LT_{IFEA} + LT_{ISC} \quad (3.36)$$

Zusätzlich sind im Regelkreis noch folgende Totzeiten (engl. *dead times*) enthalten:

- die Totzeit DT_{US} ab dem Moment, ab dem US-Sonde die rückkehrenden Schallwellen in elektrische Signale umwandelt bis zu dem Moment, ab dem das neue US-Bild nach der Digitalisierung durch Framegrabber des Steuerrechners für den IFEA bereit liegt und
- die Totzeit DT_{SCT} vom Aussenden des Steuerbefehls an den Sonic-CT bis zum Bewegen der US-Sonde.

Zusammen ergibt sich dadurch eine Totzeit DT_{total} vom Senden des Steuerbefehls bis zum Einlesen des neuen US-Bildes von

$$DT_{total} = DT_{US} + DT_{SCT}, \quad (3.37)$$

die bei der Auslegung des Reglers berücksichtigt werden muss.

Zur Umsetzung des Regelkreises wurden zwei Komponenten neu erforscht:

- der *Image Feature Extraction Algorithmus* zur Bestimmung der Position des laparoskopischen Instruments in den US-Aufnahmen und
- der *Bildraum Geschwindigkeitsregler* zur dynamischen Minimierung der Regelabweichung, die im Folgenden beschrieben werden.

Bildraum Geschwindigkeitsregler

Der *Bildraum Geschwindigkeitsregler* hat die Aufgabe, die Regelabweichung $e[i]$ (3.35) zu minimieren, das heißt den Sonic-CT so zu steuern, dass das laparoskopische Instrument ${}^{img}\mathbf{p}_{tip}[i] = [{}^i r_t, {}^i c_t]^T$ im Zentrum der US-Aufnahmen ${}^{img}\mathbf{p}_{center} = [{}^i r_c, {}^i c_c]^T$ zu sehen ist.

Um die Sonde zielgerichtet steuern zu können, muss der Geschwindigkeitsregler wissen wie sich die Position des laparoskopischen Instruments ${}^{img}\dot{\mathbf{p}}_{tip} = [{}^i \dot{r}_t, {}^i \dot{c}_t]^T$ im Bildraum ändert, wenn sich die US-Sonde mit der Geschwindigkeit ${}^{base}\mathbf{v}_{us} = [{}^b v_{x,u}, {}^b v_{y,u}]^T$ bewegt. Dieser Zusammenhang wird über die *Interaktionsmatrix* oder *Bild-Jacobimatrix* \mathbf{J}_v definiert:

$${}^{img}\dot{\mathbf{p}}_{tip} = \mathbf{J}_v \cdot {}^{base}\mathbf{v}_{us} \quad (3.38)$$

mit $\mathbf{J}_v \in \mathbb{R}^{k \times m}$; k ist die Anzahl der Freiheitsgrade in denen der Effektor bewegt werden kann, das heißt $k = 2$ für den Sonic-CT; m ist die Anzahl der Freiheitsgrade des Raumes in dem sich der Effektor bewegt, das heißt $m = 6$.

Im Folgenden wird die *Bild-Jacobimatrix* für den Sonic-CT hergeleitet.

US-Aufnahmen sind Schnittbilder durch den menschlichen Körper, das heißt, sie stellen nur die Informationen dar, die sich in der Schnittebene befinden, die von den US-Wellen durchquert werden. Formal ausgedrückt handelt es sich dabei um eine skalierte orthogonale Projektion, die einen Punkt im kartesischen 3D Raum auf eine 2D Bildmatrix abbildet. Da beim Sonic-CT die xz -Ebene des $\{base\}$ -Koordinatensystems parallel zur Bildebene der US-Sonde liegt (vgl. Abb. 3.33), ist die orthogonale Projektion der Instrumentenspitze ${}^{base}\mathbf{p}_{tip} = [{}^b x_t, {}^b y_t, {}^b z_t]^T$ an die Position ${}^{img}\mathbf{p}_{tip} = [{}^i r_t, {}^i c_t]^T$ im US-Bild mit dem Skalierungsfaktor s wie folgt definiert

Definition 37 (Skalierte Orthogonalprojektion):

$${}^{img}\mathbf{p}_{tip} = s \cdot {}^{base}\mathbf{p}_{tip} \Rightarrow \begin{bmatrix} {}^i r \\ {}^i c \end{bmatrix} = s \begin{bmatrix} {}^b z_t \\ {}^b x_t \end{bmatrix} \Rightarrow {}^b x_t = \frac{{}^i c}{s}, {}^b y_t = 0, {}^b z_t = \frac{{}^i r}{s} \quad (3.39)$$

Im Gegensatz zur perspektivischen Projektion spielt bei der orthogonalen Projektion der Abstand zur Kameraebene (hier: ${}^b y_t$) keine Rolle.

Nehmen wir nun die allgemeinen Bewegungsgleichungen :

$${}^{base}\dot{\mathbf{p}}_{tip} = {}^{base}\mathbf{v}_{cam} + {}^{base}\boldsymbol{\omega}_{cam} \times {}^{base}\mathbf{p}_{tip} \Leftrightarrow \begin{cases} {}^b \dot{x}_t = {}^b v_{x,c} + {}^b z_t \cdot {}^b \omega_{y,c} - {}^b y_t \cdot {}^b \omega_{z,c} \\ {}^b \dot{y}_t = {}^b v_{y,c} + {}^b x_t \cdot {}^b \omega_{z,c} - {}^b z_t \cdot {}^b \omega_{x,c} \\ {}^b \dot{z}_t = {}^b v_{z,c} + {}^b y_t \cdot {}^b \omega_{x,c} - {}^b x_t \cdot {}^b \omega_{y,c} \end{cases} \quad (3.40)$$

mit einer verallgemeinerten Darstellung der Bewegungen der US-Sonde durch einen translatorischen ${}^{base}\mathbf{v}_{cam}$ und einen rotatorischen ${}^{base}\boldsymbol{\omega}_{cam}$ Anteil:

$${}^{base}\boldsymbol{\nu}_{cam} = \begin{bmatrix} {}^{base}\mathbf{v}_{cam} \\ {}^{base}\boldsymbol{\omega}_{cam} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^b v_{x,c} \\ {}^b v_{y,c} \\ {}^b v_{z,c} \\ {}^b \omega_{x,c} \\ {}^b \omega_{y,c} \\ {}^b \omega_{z,c} \end{bmatrix} \quad (3.41)$$

Ausgehend von den zeitlichen Ableitungen der Projektionsgleichungen aus (3.39), erhalten wir

$$\begin{aligned}
{}^i\dot{r} &= s \cdot {}^b\dot{z}_t \\
&= s \cdot \left({}^bv_{z,c} + {}^by_t \cdot {}^b\omega_{x,c} - {}^bx_t \cdot {}^b\omega_{y,c} \right) \quad | {}^b\dot{z}_t \text{ substituiert durch (3.40)} \\
&= s \cdot \left(-\frac{{}^ic}{s} \cdot {}^b\omega_{y,c} + {}^bv_{z,c} \right) \quad | {}^bx_t, {}^by_t \text{ substituiert mit (3.39)} \\
&= -{}^ic \cdot {}^b\omega_{y,c} + s \cdot {}^bv_{z,c}
\end{aligned} \tag{3.42}$$

und analog

$${}^i\dot{c} = {}^ir \cdot {}^b\omega_{y,c} + s \cdot {}^bv_{x,c} \tag{3.43}$$

(3.42) und (3.43) können wie folgt notiert werden

$${}^{img}\dot{\mathbf{p}}_{tip} = \mathbf{J}_v \cdot {}^{base}\boldsymbol{\nu}_{cam} \tag{3.44}$$

mit der Bild-Jacobimatrix

$$\mathbf{J}_v = \begin{bmatrix} 0 & 0 & s & 0 & -{}^ic & 0 \\ s & 0 & 0 & 0 & {}^ir & 0 \end{bmatrix}. \tag{3.45}$$

Im Falle des Sonic-CT hat die US-Sonde jedoch nur zwei Freiheitsgrade. Dadurch vereinfacht sich (3.41) zu

$${}^{base}\boldsymbol{\nu}_{us} = \begin{bmatrix} {}^bv_{x,u} \\ {}^bv_{y,u} \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \tag{3.46}$$

und dadurch (3.44) zu

$$\begin{aligned}
{}^{base}\dot{\mathbf{p}}_{tip} &= \mathbf{J}_v \cdot {}^{base}\boldsymbol{\nu}_{us} \\
\begin{bmatrix} {}^i\dot{r} \\ {}^i\dot{c} \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & s & 0 & -{}^ic & 0 \\ s & 0 & 0 & 0 & {}^ir & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} {}^bv_{x,u} \\ {}^bv_{y,u} \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}. \\
\Rightarrow \quad \dot{c} &= s \cdot {}^bv_{x,u}
\end{aligned} \tag{3.47}$$

Stellen wir (3.47) um, erhalten wir den Zusammenhang zwischen der Verschiebung des Instruments im US-Bild \dot{c} und der dazugehörigen Bewegung der US-Sonde in x-Richtung

$${}^bv_{x,u} = \frac{\dot{c}}{s}. \tag{3.48}$$

Aufgrund der orthogonalen Projektion ändert eine Verschiebung der US-Sonde in y-Richtung nichts an der Abbildung. Das Optimierungsproblem reduziert sich dadurch auf eine Dimension.

Um den Sonic-CT steuern zu können, definieren wir nun einen einfachen Proportional-Regler, der die Soll-Geschwindigkeit der US-Sonde in Abhängigkeit von der Regelabweichung angibt.

Definition 38 (Proportional Geschwindigkeitsregler):

$$u_x[i] = k_p \cdot \frac{1}{s} \cdot ({}^ic_c - {}^ic_t[i]) \tag{3.49}$$

- $u_x[i]$:= Soll Geschwindigkeit der US-Sonde in x -Richtung zum Zeitpunkt $[i]$
 k_p := Verstärkungsfaktor des Proportionalreglers: $k_p > 0$
 s := Skalierungsfaktor der orthogonalen Projektion
 ${}^i c_c$:= Spalte des Zentrums des US-Bildes
 ${}^i c_t[i]$:= Spalte der aktuelle Position der Spitze des laparoskopischen Instruments

Image Feature Extraction – Algorithmus (IFEA)

Da der in Abschnitt *Templatefreies, automatisiertes Segmentieren eines laparoskopischen Instruments in Ultraschallaufnahmen* beschriebene Algorithmus zu rechenintensiv ist, wurde für die Verfolgung des Instruments ein zweiter Algorithmus mit besserer Performance erforscht. Der Segmentierungsalgorithmus besteht im Kern aus einer optimierten Version des *Sequential Similarity Detection Algorithmus*' (Barnea und Silverman, 1972) mit dynamisch adaptierten Suchfeld, der im Folgenden Sequential Similarity Detection optimiert (SSDo) bezeichnet wird.

Im Gegensatz zu dem im *Scannen*-Zustand benutzten Algorithmus benötigt der SSDo eine Suchvorlage (engl. *template*). Das *Template* wird beim Verlassen des *Scannen*-Zustands erstellt. Ziel des SSDo ist es nun die Stelle im aktuellen US-Bild zu finden, die dem *Template* am ähnlichsten ist. Das Ähnlichkeitskriterium ist die Differenz der Grauwerte zwischen dem *Template* und der aktuell verglichenen Stelle. Je kleiner die Summe der Grauwertdifferenzen für einen Bereich ist, desto ähnlicher ist der Bereich dem *Template*. Um den Bereich mit der höchsten Ähnlichkeit zu finden, wird das *Template* nun Pixel für Pixel über das US-Bild geschoben und die Ähnlichkeit wie folgt bestimmt:

Definition 39 (Ähnlichkeit E einer Vergleichsposition mit dem *Template*):

$$E(u, v) := \sum_{r=0}^{h_T-1} \sum_{c=0}^{w_T-1} |\mathbf{T}(r, c) - \mathbf{IMG}(v + r, u + c)| \quad (3.50)$$

mit u, v := aktuelle Vergleichsposition.

Überschreitet E für eine Vergleichsposition den Grenzwert θ_E^{max} , wird die Suche an dieser Stelle sofort abgebrochen und die nächste Position ausgewertet. Nachdem das gesamte US-Bild ausgewertet wurde, wird die aktuelle Position des laparoskopischen Instruments wie folgt bestimmt:

Definition 40 (Position Instrumentenspitze \mathbf{p}_{tip} im aktuellen US-Bild):

$$\begin{aligned}
 \mathbf{p}_{tip} &:= \begin{pmatrix} r_{tip} \\ c_{tip} \end{pmatrix} : \\
 \mathbf{IMG}(r_{tip}, c_{tip}) &:= \mathbf{IMG}\left(u + \left(\frac{h_T}{2}\right), v + \left(\frac{w_T}{2}\right)\right), \\
 E(u, v) &= \min(E(i, j)) \quad \forall i, j \in \mathbf{IMG}(i, j) \\
 \wedge \theta_{inst}^{min} &< \frac{1}{(h_T - 1) \cdot (w_T - 1)} \sum_{r=0}^{h_T-1} \sum_{c=0}^{w_T-1} \mathbf{IMG}(v + r, u + c)
 \end{aligned} \quad (3.51)$$

$$\begin{aligned}
\mathbf{IMG}(r,c) &:= \text{aktuelle US-Aufnahme} \\
E(u,v) &:= \text{Ähnlichkeit des Templates mit der Position } u,v \text{ (siehe Definition 39)} \\
\min(E(i,j)) &:= \begin{cases} \min(E(i,j)) & \text{falls } \exists E(i,j) < \theta_E^{\max} \\ \max(A(i,j)) & \text{falls } \nexists E(i,j) < \theta_E^{\max} \wedge \exists A(i,j) > \theta_A^{\min} \\ \{\} & \text{sonst} \end{cases} \\
A(i,j) &:= \text{Pixelanzahl bis Abbruchkriterium } \theta_E^{\max} \text{ für die Auswertung von } E(i,j) \text{ erreicht} \\
&= r_{\max} \cdot (w_T - 1) + (h_T - 1) \cdot c_{\max} : \\
\theta_E^{\max} &= \sum_{r=0}^{r_{\max}-1} \sum_{c=0}^{w_T-1} |\mathbf{T}(r,c) - \mathbf{IMG}(i+r, j+c)| \\
&\quad + \sum_{c=0}^{c_{\max}} |\mathbf{T}(r_{\max}, c) - \mathbf{IMG}(i+r_{\max}, j+c)| \\
\theta_A^{\min} &:= \text{Untere Schwelle für } A(i,j) \\
\theta_{inst}^{\min} &:= \text{Untere Schwelle für die Mittlere Helligkeit des Vergleichsfensters}
\end{aligned}$$

Um die Suche zu beschleunigen, wird das Suchfeld, das heißt die Definitionsmenge von u, v , auf den maximalen Bewegungsradius begrenzt, den das laparoskopische Instrument zwischen zwei US-Aufnahmen haben kann. Da der Operateur das laparoskopische Instrument mit einer Maximalgeschwindigkeit von $v_{inst}^{\max} [\frac{px}{s}]$ bewegt, kann sich das Instrument zwischen zwei US-Aufnahmen, die mit einer Frequenz f_{img} eingelesen werden, maximal

$$s_{inst}^{\max} = v_{inst}^{\max} \cdot \frac{1}{f_{img}} \quad (3.52)$$

bewegen (vgl. Abb. 3.44). Daraus ergibt sich folgender von der letzten bekannten Instrumentenposition $\mathbf{p}_{tip} = \mathbf{IMG}(r_{tip}, c_{tip})$ ausgehender Suchbereich:

$$\begin{aligned}
u &\in \left\{ \mathbb{N} \mid r_{tip} - s_{inst}^{\max} - \frac{h_T}{2} \leq u \leq r_{tip} + s_{inst}^{\max} + \frac{h_T}{2} \right\} \\
v &\in \left\{ \mathbb{N} \mid c_{tip} - s_{inst}^{\max} - \frac{w_T}{2} \leq v \leq c_{tip} + s_{inst}^{\max} + \frac{w_T}{2} \right\}
\end{aligned} \quad (3.53)$$

mit $h_T, w_T :=$ Höhe, Breite des Templates.

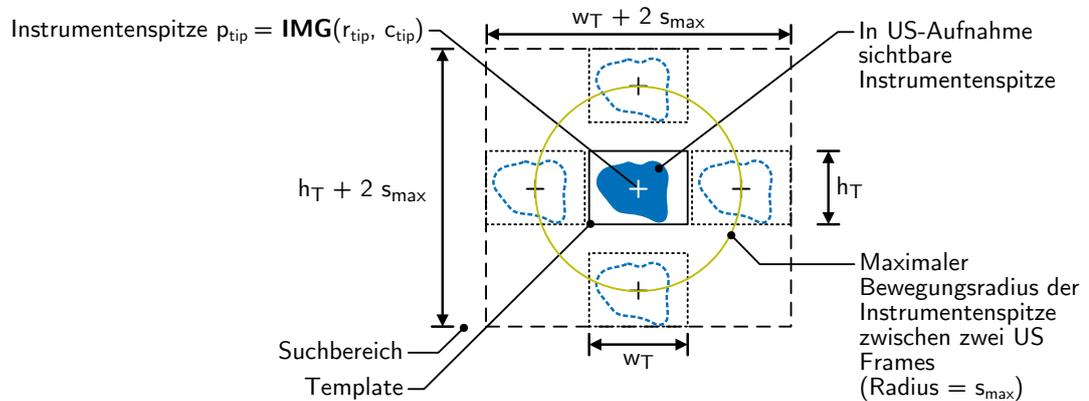


Abbildung 3.44: SSDo – Bildefinitionen.

pControl – Benutzungsablauf

Während der Operation kann der Sonic-CT über pControl gesteuert werden. Im Folgenden sind die einzelnen Schritte beschrieben, die notwendig sind um pControl einzusetzen.

Präoperativ

1. Aufbauen des Sonic-CTs mit der Verteilerstation, dem Fußpedal und dem US-Gerät. Das US-Gerät einschalten.
2. Aufstellen und Einschalten des Steuerrechners mit integriertem Framegrabber. Den Framegrabber mit dem Videoausgang des US-Geräts verbinden und den Steuerrechner mit der Verteilerstation verbinden.
3. Die EM-Controlbox aufstellen und mit der Verteilerstation verbinden.
4. Die *EM-System-Unit* aufstellen und mit der EM-Controlbox verbinden.
5. Den EM-Feldgenerator am OP-Tisch befestigen und so ausrichten, dass das Zentrum des generierten Feldes im OP-Gebiet liegt. Danach mit der *EM-System-Unit* verbinden.
6. Das sterile laparoskopische Instrument mit dem sterilen laparoskopischen EM-Sensor aus der Verpackung nehmen und mit der *EM-System-Unit* verbinden.
7. Das Fußpedal zur Aktivierung von pControl an der Verteilerstation anschließen.
8. Die Verteilerstation, die EM-Controlbox und die *EM-System-Unit* einschalten.
9. Den EM-Trackingsensor am laparoskopischen Instrument über die Pivot-Punkt-Kalibrierung kalibrieren.
10. Den Sonic-CT auf das EM-Tracking Koordinatensystem registrieren.

Intraoperativ

1. Operieren.
2. Getrackte Instrumentenspitze im Zielgebiet positionieren und pControl durch Drücken des Fußpedals freischalten. US-Sonde kann beliebig oft neu positioniert werden.
3. Fußpedal loslassen um pControl zu deaktivieren.
4. zurück zu 1.

Postoperativ

- Abbau, Reinigen und Verpacken aller pControl Komponenten.

3.7.3 iControl – Telemanipuliertes Steuern mit OP-Instrumenten

iControl ist ein Bedienmodul zur Geschwindigkeitssteuerung des Sonic-CT mittels Telemanipulation. iControl steht für den englischen Ausdruck *Instrument Control*, da der Operateur bei diesem Bedienmodul den Sonic-CT über kontrollierte Bewegungen eines der laparoskopischen Instrumente steuert.

In Abb. 3.45 sind die Bewegungsfreiheitsgrade eines laparoskopischen Instruments dargestellt. Das Instrument kann durch den Trokar ein- und ausgeführt werden, sich um die eigene Achse drehen und auf einer sphärischen Bewegung um den Eintrittspunkt in den Körper bewegt werden. Wenn man die sphärischen Bewegungen auf zwei zueinander orthogonale lineare Kreisbogenbewegungen reduziert, kann man diese auf die Freiheitsgrade des Manipulators abbilden und dadurch den Manipulator steuern. Die Kreisbogenbewegungen müssen mit einem Sensor gemessen und danach ausgewertet werden, um damit den Manipulator steuern zu können. Als Sensortechnologie eignen

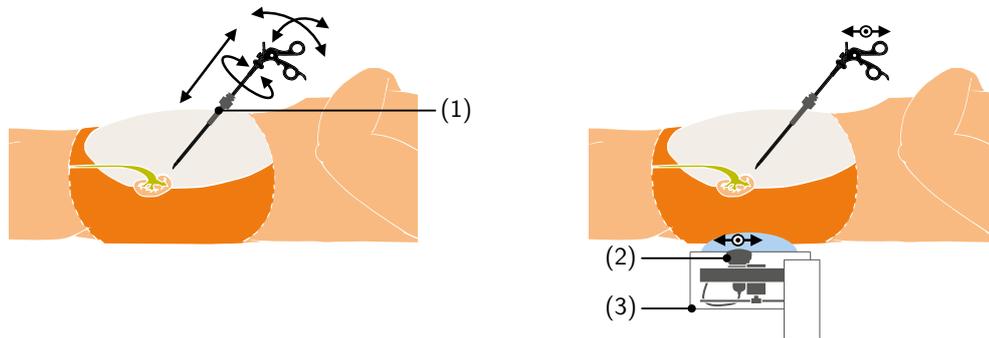


Abbildung 3.45: iControl – Steuerbewegungen: *Links*: Mit einem laparoskopischen Instrument lassen sich nur Bewegungen um einen (1) Pivot-Punkt (die Einstichstelle des Trokars) durchführen. Es stehen vier Freiheitsgrade zur Verfügung. *Rechts*: Da der (3) Sonic-CT nur zwei Freiheitsgrade zum Ausrichten der (2) US-Sonde hat, werden nur zwei Bewegungsrichtungen des laparoskopischen Instruments für die Steuerung benötigt. Für eine intuitive Steuerung eignen sich dafür am besten Bewegungen des Instrumentenschaftes, die parallel zu den Freiheitsgraden des Sonic-CT verlaufen.

sich in der Medizintechnik gängige Trackingmethoden, beispielsweise optisch oder elektromagnetisch. Diese Trackingmethoden verlangen jedoch teure Spezialgerätschaften, die nicht immer in der Klinik vorhanden sind. Alternativ bietet sich hier der Einsatz eines Inertialtrackingsystems an, wenn der Hauptnachteil dieser Methodik, die Messungenauigkeit, durch entsprechende Toleranzen kompensiert werden kann. Eine Kompensation ist durch die Reduktion der Geschwindigkeitsstufen möglich, in denen man den Manipulator ansteuern kann, beispielsweise auf zwei pro Freiheitsgrad.

Durch iControl ergeben sich folgende Vorteile:

- Der Operateur kann die Hände zum Steuern am Instrument lassen → Zeitersparnis in der Bedienung.
- Der Operateur weiß direkt, wohin sich die Sonde bewegt, da diese der Bewegungsrichtung des laparoskopischen Instruments folgt → Komfort während der Bedienung.
- Es muss kein zusätzliches Equipment am OP-Tisch aufgebaut werden → Zeitersparnis beim Aufbauen, keine Behinderung des OP-Personals.

Statische Systembeschreibung

Das iControl Bedienmodul besteht aus einem *Instrumenten-Add-on* für laparoskopische Instrumente und einer *Empfangseinheit* mit *Fußpedal* (Abb. 3.46). Das iControl-Instrumenten-Add-on wertet die Bewegungen des Operateurs aus und generiert mit diesen Informationen Steuerbefehle für den Sonic-CT. Die Steuerbefehle werden per Funk an die iControl-Empfangseinheit übertragen. Die iControl-Empfangseinheit ist mit der Verteilerstation verbunden, um die empfangenen Steuerbefehle an den Sonic-CT weiterleiten zu können.

Das iControl-Instrumenten-Add-on besteht aus einem mittels Additive Manufacturing hergestellten Gehäuse, in dem sich ein Elektronikmodul befindet. Das Gehäuse kann über eine Schnappverbindung an den Handgriff eines laparoskopischen Instruments angeklemt werden. Das Elektronikmodul ist akkubetrieben und hat einen μC , einen Beschleunigungssensor und ein Funkmodul zur Kommunikation.

Die iControl-Empfangseinheit enthält einen μC , ein Funkmodul zur Kommunikation mit dem iControl-Instrumenten-Add-on und einen Pegelwandler zur Kommunikation mit der Verteilerstation.

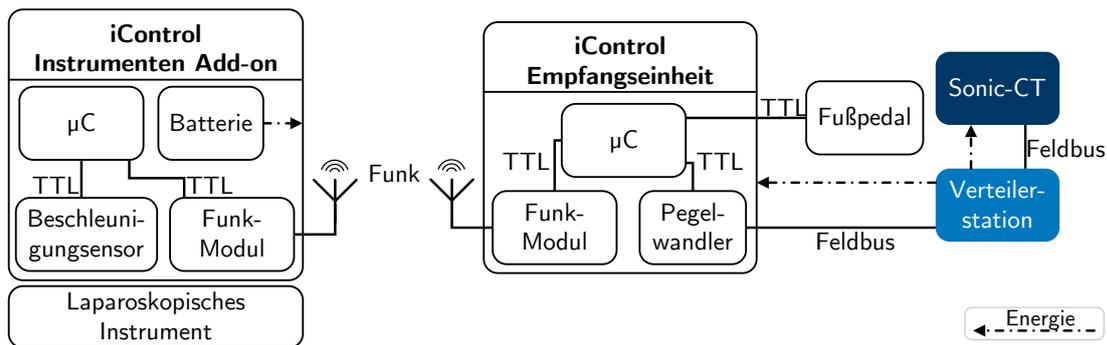


Abbildung 3.46: iControl – Statische Systembeschreibung.

Die iControl-Empfangseinheit wird über die Verteilerstation mit Energie versorgt. An der iControl-Empfangseinheit kann ein Fußpedal angeschlossen werden, mit dem der Operator iControl aktiviert wird.

Sterilisationskonzept

Das iControl-Instrumenten-Add-on wird direkt an einem laparoskopischen Instrument befestigt und muss daher eine sterile Oberfläche haben. Da sich die Elektronik inklusive Batterie nicht autoklavieren lässt, ist ein passendes Sterilisationskonzept notwendig, wie es bereits von Hurka (2013) beschrieben wurde. Bei dem von Hurka erforschten Konzept werden die für eine Dampfsterilisation geeigneten Komponenten autoklaviert, steril verpackt und im OP-Saal mit den unsterilen Komponenten kombiniert. Ein geeignetes System muss so aufgebaut sein, dass sich die unsterilen Komponenten dicht verschlossen im Inneren befinden und dadurch keine Kontaminationsgefahr besteht. Der intraoperative Zusammenbau muss so gestaltet sein, dass eine Kontaminierung der Oberfläche ausgeschlossen ist. Setzt man die von Hurka beschriebene Strategie für das iControl-Instrumenten-Add-on um, dann bedeutet dies, dass das Gehäuse des iControl-Instrumenten-Add-on getrennt von der Elektronik autoklaviert und steril verpackt wird. Im OP-Saal wird das Gehäuse mit den Elektronik-Komponenten inklusive Batterie bestückt und dicht verschlossen. Das Gehäuse des iControl-Instrumenten-Add-on bleibt steril, während sich im Inneren die unsterilen Elektronikkomponenten befinden.

Dynamische Systembeschreibung

Prozessbeschreibung

Um iControl zu aktivieren, drückt der Operateur das Fußpedal. Die Empfangseinheit schickt daraufhin einen Freigabebefehl per Funk zum iControl-Instrumenten-Add-on (Abb. 3.47). Nachdem das iControl-Instrumenten-Add-on einen Freigabebefehl von der iControl-Empfangseinheit bekommen hat, generiert es die Geschwindigkeitsbefehle für den Sonic-CT und schickt diese per Funk an die Empfangseinheit. Die iControl-Empfangseinheit leitet die Steuerbefehle an die Verteilerstation weiter und die Verteilerstation an den Sonic-CT.

Zustandsautomat

iControl kann sich in zwei Zuständen befinden: i) Leerlauf und ii) Steuern. Zu Beginn befindet sich iControl im Leerlauf (vgl. Abb. 3.48). Sobald der Benutzer das an die Empfangseinheit angeschlossene Fußpedal drückt, erhält das iControl-Instrumenten-Add-on einen Freigabebefehl und wertet die Bewegungen des Benutzers solange aus, bis dieser wieder das Fußpedal loslässt. Erhält iControl eine Fehlermeldung vom Sonic-CT, dann wechselt es wieder zurück in den Leerlauf.

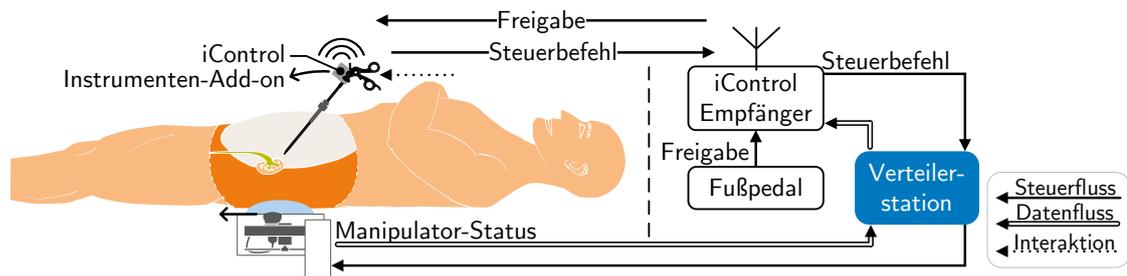


Abbildung 3.47: iControl – Flussdiagramm.

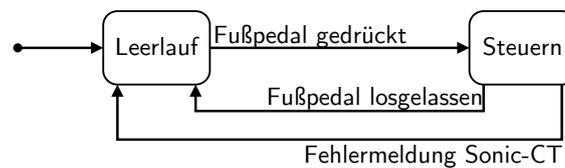


Abbildung 3.48: iControl – Zustandsautomat – Systemzustände.

Kalibrierung des iControl-Instrumenten-Add-on

Auf den Beschleunigungssensor wirken neben den Beschleunigungskräften, die durch den Benutzer erzeugt werden, auch die Erdbeschleunigung g ein. Die Erdbeschleunigung ist konstant und nicht von Interesse für die Steuerung des Sonic-CT. Darum ist es notwendig die Auswirkungen der Erdbeschleunigung auf den Beschleunigungssensor mit einer Kalibrierung zu bestimmen, um sie während des Betriebs neutralisieren zu können. Die Kalibrierung erfolgt in der Startposition, während der Benutzer das iControl-Instrumenten-Add-on einen kurzen Moment ruhig hält. Während der Kalibrierung wird das *arithmetische Mittel* der Beschleunigungswerte für jeden Freiheitsgrad des Beschleunigungssensors im Zeitraum $\Delta t_{iControl-Kalib}$ mit der Messfrequenz $f_{iControl}$ berechnet. Da der Sensor während der Kalibrierung ruhig gehalten wird, entsprechen die gemessenen Beschleunigungswerte der Erdbeschleunigung und können später als Offset während der Steuerbefehlseingabe verwendet werden.

Definition 41 (Kalibrierung des iControl-Instrumenten-Add-ons):

$$\text{Mittlere Erdbeschleunigung in Achse } i \quad \bar{g}_i := \frac{1}{n} \sum_{j=0}^n a_i[j] \quad (3.54)$$

mit $a_i[j] :=$ Beschleunigungswert in Achse i zum Zeitpunkt j und der Anzahl der Messwerte während der Kalibrierung $n := \Delta t_{iControl-Kalib} \cdot f_{iControl}$.

Der Offset, der während der Kalibrierung für jede Achse berechnet wird, wird hinterher automatisch von jedem gemessenen Beschleunigungswert abgezogen. Wird im Folgenden von Beschleunigungswerten gesprochen, dann sind damit immer die kalibrierten Werte gemeint.

Filter des iControl-Instrumenten-Add-on

Durch Messfehler haben Beschleunigungssensoren ein unerwünschtes Grundrauschen und eine unerwünschte Streuung in ihren Beschleunigungsmesswerten. Zur Kompensation dieser Messfehler hat das iControl-Instrumenten-Add-on zwei Filter i) einen Schwellwertfilter und ii) einen Tiefpass.

- Der Schwellwertfilter filtert das Grundrauschen des Beschleunigungssensors indem er alle Beschleunigungswerte unterhalb eines Schwellwerts a_{th} verwirft.

Definition 42 (iControl – Beschleunigungsschwellwertfilter):

$$a_t[i] := \begin{cases} 0 & \text{für } a[i] \leq a_{th} \\ a[i] & \text{für } a[i] > a_{th} \end{cases} \quad (3.55)$$

mit $a[i] :=$ Beschleunigungswert zum Zeitpunkt i ; $a_{th} :=$ Schwellwert.

- Der Tiefpass ist dem Schwellwertfilter nachgelagert und filtert Ausreiser über einen ungewichteten gleitenden Mittelwert (engl. *moving average*).

Definition 43 (iControl – Tiefpass):

$$a_{MA}^{w_{MA}}[i] := \frac{1}{w_{MA}} \sum_{j=0}^{w_{MA}-1} a[i-j] \quad (3.56)$$

mit $w_{MA} :=$ Breite des Filters; $a[i] :=$ Beschleunigungswert zum Zeitpunkt i .

Das Filtern über den gleitenden Mittelwert führt zu einer Verzögerung der Gruppenlaufzeit τ_{gr} der Sonic-CT Bedienung um $\frac{w_{MA}-1}{2}$ (w_{MA} : Breite des gleitenden Mittelwerts). Die Verzögerung hängt von der Ordnung n ($n := w_{MA} + 1$) des Filters ab.

Algorithmus zur Generierung der Steuerbefehle

Wie bereits zuvor beschrieben, soll der Manipulator über zwei orthogonal zueinander liegende Kreisbogenbewegungen gesteuert werden (vgl. Abb. 3.45). Da es sich bei den Steuerbewegungen nur um kleine Bewegungen handelt, werden diese zwecks einfacherer Auswertung als lineare Bewegungen approximiert. Für die Umsetzung der Instrumentenbewegungen in Steuerbefehle sind zwei unterschiedliche Ansätze denkbar:

- i) *kontinuierliche Geschwindigkeitssteuerung*: Analog zu einem Joystick entspricht hier die Zielgeschwindigkeit der US-Sonde der Auslenkung des Instruments in die Zielrichtung. Wird das Instrument von einem virtuellen Startpunkt ausgehend stark ausgelenkt, dann bewegt sich die US-Sonde schnell in diese Richtung. Positioniert man das Instrument näher am Startpunkt, dann bewegt sich die US-Sonde wieder langsamer. Für diesen Ansatz müssen die Beschleunigungswerte zweimal integriert werden, um die aktuelle Position des Instruments zu berechnen.
- ii) *diskrete Geschwindigkeitssteuerung*: Ähnlich wie bei einem Ruderboot kann man hier die Geschwindigkeit der US-Sonde nur Schlag für Schlag erhöhen. Mit jeder abgeschlossenen Auslenkbewegung in die Zielrichtung wird die Geschwindigkeit um eine Stufe erhöht. Bei einer Bewegung in die Gegenrichtung wird sie um eine Stufe gesenkt. Für diesen Ansatz ist es ausreichend, die Beschleunigungswerte einmalig zu Geschwindigkeitswerten zu integrieren um zu bestimmen, wann die Auslenkbewegung zu Ende ist.

Wie bereits oben erwähnt, kommt es bei Beschleunigungssensoren oft zu Messfehlern, die bei einer zweifachen Integration zu einer höheren Fehleranfälligkeit führen als bei einer einfacheren Integration. Aus diesem Grunde wurde für iControl die diskrete Geschwindigkeitssteuerung gewählt. Um die Steuerung benutzerfreundlich zu halten, wird iControl mit einer reduzierten Anzahl an Geschwindigkeitsstufen eingesetzt.

Um die Bewegungen des Operators interpretieren zu können, muss man den Anfang und das Ende einer Bewegung sowie die Richtung kennen. Diese Informationen erhält man, wenn man die gemessenen Beschleunigungswerte zu Geschwindigkeiten integriert.

Da der Beschleunigungssensor im iControl-Instrumenten-Add-on zu diskreten Zeitpunkten abgetastet wird, bietet sich eine digitale Integration an. Bei der digitalen Integration wird die zu integrierende Funktion in kleine Segmente unterteilt, für die sich der Flächeninhalt direkt berechnen lässt.

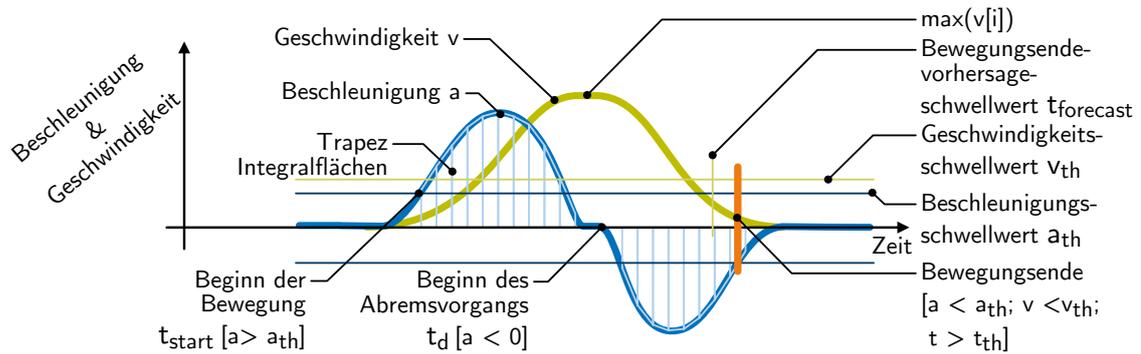


Abbildung 3.49: iControl – Beschleunigungswerte a und integrierte Geschwindigkeit v am iControl-Instrumenten-Add-on.

Um das Integral der Funktion zu erhalten, werden die Flächen der Funktionssegmente addiert. Zur Erhöhung der Messgenauigkeit werden für die Integration trapezförmige Segmente benutzt (vgl. Abb. 3.49).

Definition 44 (Digitale Integration zur Geschwindigkeitsberechnung):

$$v[i] := \frac{1}{2} \cdot (a[i] + a[i - 1]) \cdot T_a + v[i - 1] \quad (3.57)$$

mit $a[i] :=$ Beschleunigungswert zum Zeitpunkt i ; $T_a :=$ Abtastperiode des Beschleunigungssensor.

Untersuchungen haben gezeigt, dass die Abbremskurve bei kurzen Bewegungen immer ähnlich verläuft wie die Beschleunigungskurve. Es ist also möglich das Ende des Bewegungsablaufs vorherzusehen, wenn man die Beschleunigungskurve kennt. Diese Vorhersage wird benutzt, um die Bewegungserkennung robuster zu machen, in dem man ein, durch einen Messfehler verursachtes, zu frühes Ende der Bewegung, abfängt. Die Vorhersage über das voraussichtliche Bewegungsende wird gemacht, sobald der Abbremsvorgang einsetzt, das heißt, wenn die Beschleunigungswerte negativ werden. Bei der Vorhersage wird davon ausgegangen, dass der Abbremsvorgang ungefähr so lange dauert wie die Beschleunigung. Neben der Dauer des Beschleunigungsvorgangs hängt die Vorhersage noch von einem konstanten empirisch ermittelten Skalierungsfaktor ab.

Definition 45 (iControl-Schwellenzeit Bewegungsende):

$$t_{forecast} := (t_d - t_{start}) \cdot c_{forecast} + t_{start} \quad (3.58)$$

mit $t_d :=$ Beginn des Abbremsvorgangs; $t_{start} :=$ Beginn der Steuerbewegung; $c_{forecast} :=$ Schwellenzeit Skalierungsfaktor.

Für das Bewegungsende müssen insgesamt folgende drei Bedingungen erfüllt sein:

- i) die berechnete Schwellenzeit $t_{forecast}$ für das Bewegungsende ist überschritten.
- ii) die Geschwindigkeit des laparoskopischen Instruments ist kleiner als eine Schwellwertgeschwindigkeit v_{th} .

Definition 46 (iControl-Untere Schwellengeschwindigkeit):

$$v_{th} := \max(v[i]) \cdot c_{v_{th}} \quad (3.59)$$

mit $\max(v[i]) :=$ größter berechnete Geschwindigkeit seit Beginn der Steuerbewegung; $c_{v_{th}} :=$ Skalierungsfaktor zur Berechnung der Schwellengeschwindigkeit.

iii) die Beschleunigung fällt unter den in Definition 42 gesetzten Schwellwert a_{th} .

Ist das Ende der Steuerbewegung erreicht, wird der Geschwindigkeitsbefehl für den Sonic-CT erzeugt. In Abhängigkeit von der aktuellen Geschwindigkeitsstufe von iControl wird die Zielgeschwindigkeit wie folgt berechnet:

Definition 47 (iControl-Berechnung der Zielgeschwindigkeit):

$$v_{target}[i] := v_{target}[i - 1] + dir \cdot \frac{512}{n_{vs}} \quad (3.60)$$

mit $i := \text{aktueller Zeitpunkt}$; $dir := \text{Bewegungsrichtung der Steuerbewegung } [-1; 1]$ und $n_{vs} := \text{Anzahl der mit iControl ansteuerbaren Geschwindigkeitsstufen}$.

Der Steuerbefehl wird so lange verschickt, bis der Manipulator entweder seine Arbeitsraumgrenzen erreicht hat und eine Fehlermeldung zurücksendet, oder bis der Benutzer die Zielgeschwindigkeit ändert oder das Fußpedal wieder loslässt.

Eine gleichzeitige Ansteuerung mehrerer Freiheitsgrade mit einer Steuerbewegung ist nicht möglich, da sich die Orientierung des Erdbeschleunigungsvektors im Koordinatensystem des Beschleunigungssensors aufgrund der sphärischen Bewegung ändern kann. Diese Orientierungsänderung führt zu Abweichungen von der initialen Sensorkalibrierung, die nicht von kleinen Bewegungen unterschieden werden können. Um die Wahrscheinlichkeit für falsch interpretierte Bewegungen zu senken, wird für die Steuerung nur die primäre Bewegungsrichtung genutzt – die Richtung, in der die Beschleunigungswerte zuerst die Beschleunigungsschwelle a_{th} (Definition 42) überschreiten.

Benutzungsablauf

Während der Operation kann der Sonic-CT über iControl gesteuert werden. Im Folgenden sind die einzelnen Schritte beschrieben, die notwendig sind um iControl einzusetzen.

Präoperativ

1. Aufbauen des Sonic-CT mit Verteilerstation und US-Gerät.
2. Anschließen der iControl-Empfangeinheit an die Verteilerstation.
3. Anschließen des Fußpedals an die iControl-Empfangeinheit.
4. Entnehmen des sterilen, leeren iControl-Instrumenten-Add-on-Gehäuses aus der sterilen Verpackung.
5. Aktivieren der voll geladenen iControl-Instrumenten-Add-on-Elektronik durch eine unsterile Person. Einsetzen der Elektronik in das iControl-Instrumenten-Add-on am laparoskopischen Instrument. Die unsterile Person lässt dabei die Elektronik in das Gehäuse, das von der sterilen Person gehalten wird, gleiten.
6. Verschließen des iControl-Instrumenten-Add-ons durch eine sterile Person und befestigen des iControl-Instrumenten-Add-ons an dem laparoskopischen Instrument, das für die Steuerung benutzt werden soll.

Intraoperativ (visualisiert in Abb. 3.50)

1. Operieren.
2. Fußpedal drücken, um iControl zu aktivieren.
3. US-Sonde wie gewünscht ausrichten, indem das Instrument mit iControl-Instrumenten-Add-on entsprechend der gewünschten Bewegungsrichtung bewegt wird.
4. Fußpedal loslassen, sobald das Zielgebiet erreicht wurde.

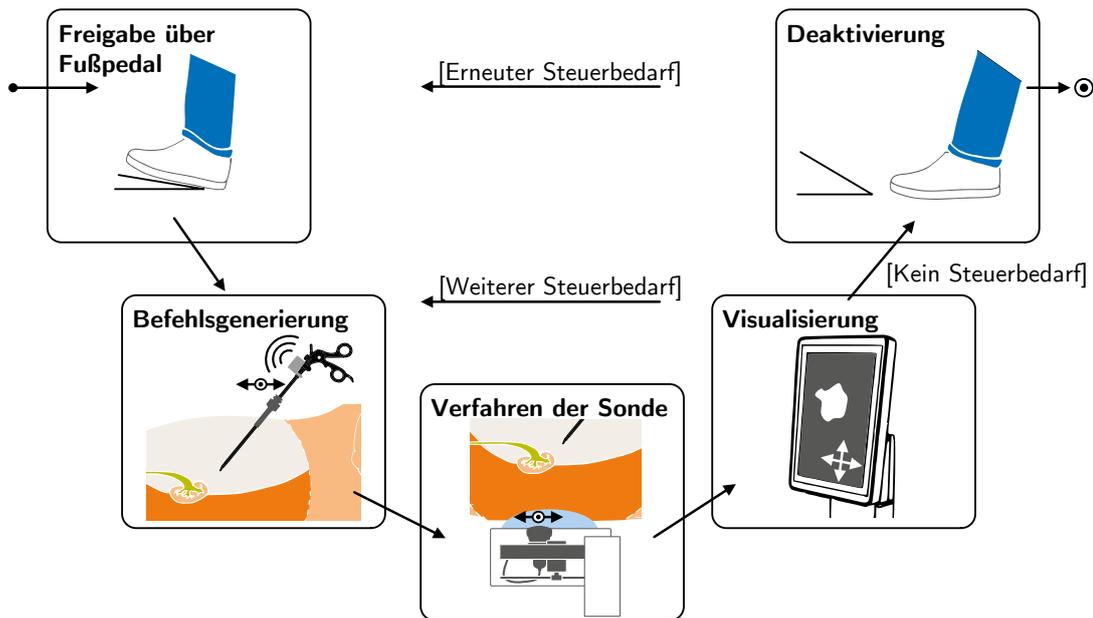


Abbildung 3.50: iControl – Intraoperativer Benutzungsablauf.

5. zurück zu 1.

Postoperativ

1. Abziehen und Entsorgen des iControl-Instrumenten-Add-ons vom laparoskopischen Instrument.
2. Abbau der iControl-Empfangseinheit und des Fußpedals zusammen mit dem Sonic-CT.

3.7.4 Telemanipulation mit Joystickkonsole

Über eine Joystickkonsole kann der Sonic-CT per Telemanipulation gesteuert werden. Während der Benutzung ist die Konsole in der Nähe des Operateurs am OP-Tisch befestigt. Das Konzept der Joystickkonsole basiert hardwareseitig auf den Vorarbeiten von Maier; Meschede u. a. (2010).

Statische Systembeschreibung

Die Joystickkonsole hat ein ergonomisch geformtes Gehäuse, das mittels 3D-Druck hergestellt wird (siehe Abb. 3.51). Links und rechts am Gehäuse befinden sich zwei Handauflageflächen, um den Bedienkomfort zu erhöhen. Die Konsole besitzt einen Joystick mit zwei Freiheitsgraden, mit dem sich die beiden Freiheitsgrade des Manipulators steuern lassen. Hinter dem Joystick ist ein Display befestigt, das dem Benutzer die aktuelle Position der US-Sonde anzeigt. Im Inneren des Gehäuses befindet sich zwecks elektrischer Abschirmung ein Faradayscher Käfig, der die elektronischen Komponenten beherbergt. Zentrales Steuerelement der Joystickkonsole ist ein Mikrocontroller der folgende Aufgaben hat:

- Empfang und Verarbeitung von Kommunikationsnachrichten,
- Auslesen der aktuellen Joystickposition und Umrechnung in einen Geschwindigkeitsvorgabewert für den Manipulator,
- Erzeugen und Versenden des Geschwindigkeitsbefehls für den Manipulator,
- Schreiben des Displayinhaltes und

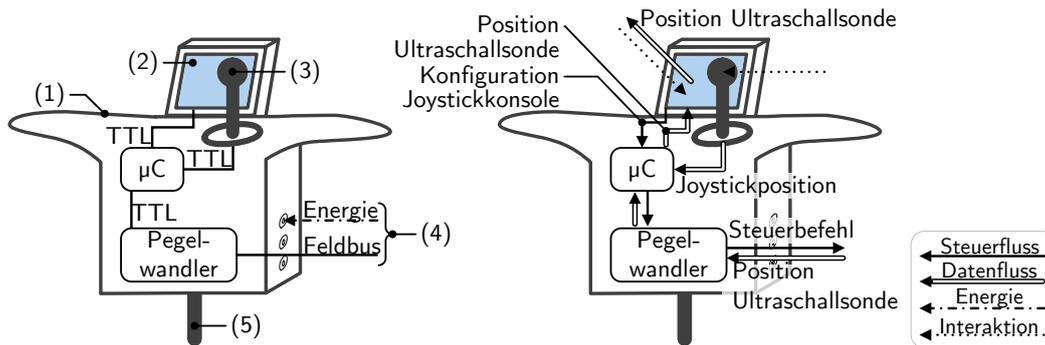


Abbildung 3.51: Systembeschreibung der Joystickkonsole: (1) Gehäuse mit Handauflage; (2) Display zur Anzeige der aktuellen Position der US-Sonde im Arbeitsbereich des Manipulators; (3) Joystick; (4) Verbindungskabel zur Verteilerstation; (5) Rundstab zur Befestigung an den seitlichen OP-Tischschienen.

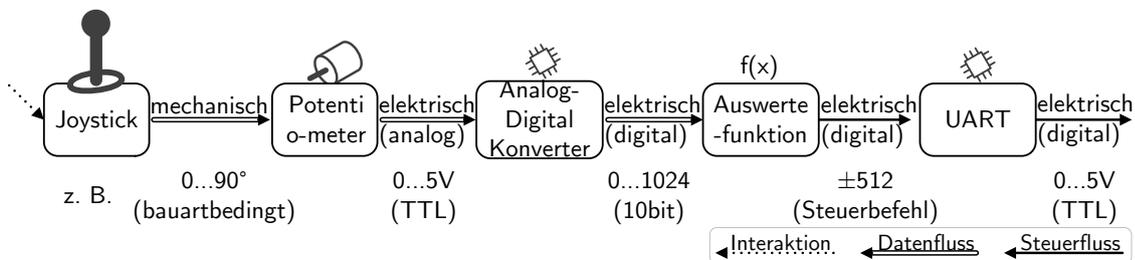


Abbildung 3.52: Umwandlungsprozess von der Joystickstellung zum Steuerbefehl.

- Auslesen der Toucheingaben am Display.

Die Joystickkonsole ist per Feldbus mit der Verteilerstation verbunden. Da der Mikrocontroller mit Transistor-Transistor-Logik (TTL)-Pegeln arbeitet, ist ein Pegelwandler notwendig, um die Feldbusnachrichten für den Mikrocontroller verwertbar zu machen.

Sterilisationskonzept

Die Joystickkonsole wird unmittelbar vor der Benutzung wischdesinfiziert und mit einer sterilen Tüte abgedeckt. Nach der Benutzung wird die sterile Tüte entfernt und entsorgt. Die Joystickkonsole wird wischdesinfiziert und kann vorher bei Bedarf mit einem feuchten Tuch gereinigt werden.

Dynamische Systembeschreibung

Effektorgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Joystickstellung

Wird die Joystickkonsole zur Steuerung des Sonic-CT benutzt, dann hängt die Geschwindigkeit v_e mit der sich die US-Sonde im Manipulator bewegt, von der Auslenkung des Joysticks φ in der Joystickkonsole ab. Abb. 3.52 bietet einen Überblick über die einzelnen Schritte, die für die Umwandlung von der Joystickstellung zum Geschwindigkeitsbefehl notwendig sind.

Soll sich die US-Sonde in die gewünschte Richtung bewegen, dann muss der Benutzer den Joystick entsprechend der Bewegungsrichtung auslenken. Wie stark sich der Joystick auslenken lässt, hängt

von der Bauart ab. Die mechanische Auslenkung des Joysticks φ wird mit Hilfe eines Potentiometers in eine analoge Spannung U_{poti} umgewandelt.

$$U_{poti}(\varphi) := \varphi \cdot \frac{\langle max U_{poti} \rangle}{\langle max \varphi \rangle} \quad [Volt] \quad (3.61)$$

Der erzeugte Spannungswert hängt von der maximalen Ausgabespannung des Potentiometers $\langle max U_{poti} \rangle$ und der maximalen Winkelstellung des Potentiometers $\langle max \varphi \rangle$ ab. Zur Vereinfachung nehmen wir an, dass die maximale Winkelstellung des Joysticks identisch ist mit der maximalen Winkelstellung des Potentiometers.

Der Potentiometer ist mit einem Analog-Digital Konverter am Mikrocontroller verbunden, der den erzeugten Spannungswert digitalisiert.

$$a_{ADC}(U_{poti}) := U_{poti} \cdot \frac{\langle max ADC \rangle}{\langle max U_{ADC} \rangle} \quad [-] \quad (3.62)$$

Der digitalisierte Spannungswert a_{ADC} kann nun dazu benutzt werden den Wert für den Geschwindigkeitsbefehl $vCMD$ zu erzeugen.

$$f_{vCMD}(a_{ADC}) := a_{ADC} \cdot \frac{1024}{\langle max ADC \rangle} - 512 \quad [-] \quad (3.63)$$

Setzt man nun die *ADC*- und die *Potentiometer*-Gleichungen (3.61 und 3.62) ein, dann erhält man den Geschwindigkeitsvorgabewert in Abhängigkeit von der Auslenkung des Joysticks.

$$f_{vCMD}(\varphi) := \varphi \cdot \frac{\langle max U_{poti} \rangle}{\langle max \varphi \rangle} \cdot \frac{\langle max ADC \rangle}{\langle max U_{ADC} \rangle} \cdot \frac{1024}{\langle max ADC \rangle} - 512 \quad [-] \quad (3.64)$$

Werden der Potentiometer und der Analog-Digital Konverter mit dem gleichen Spannungsbereich betrieben, beispielweise mit null bis fünf Volt im Fall von TTL, dann lässt sich Gleichung 3.64 weiter vereinfachen zu:

Definition 48 (Geschwindigkeitsvorgabewert in Abhängig von der Joystickstellung):

$$f_{vCMD}(\varphi) = \varphi \cdot \frac{1024}{\langle max \varphi \rangle} - 512 \quad [-] \quad (3.65)$$

Der Geschwindigkeitsvorgabewert kann mit Hilfe von Definition 21 dazu genutzt werden, um die Verfahrensgeschwindigkeit der US-Sonde in Abhängigkeit von der Joystickstellung zu berechnen.

Definition 49 (Geschwindigkeit der Ultraschallsonde in Abhängigkeit von der Joystickstellung):

$$\text{Geschwindigkeitsbetrag Effektor } v_e(\varphi) := \frac{360}{(|\varphi \cdot \frac{1024}{\langle max \varphi \rangle} - 512| \cdot m + a) \cdot n} \cdot UA \left[\frac{m}{s} \right]$$

mit $\varphi :=$ Auslenkung des Joysticks; $\langle max \varphi \rangle :=$ maximale Auslenkung des Joysticks; $m :=$ Schritimpulsskalierungsfaktor; $a :=$ Sockelschritimpulsperiode; $n :=$ Anzahl an Schritten pro Umdrehung; $UA :=$ Umsetzung des Antriebsstrangs.

Dynamische Konfiguration der Joystickkonsole

Bei jedem Neustart muss die Joystickkonsole konfiguriert werden. Dies geschieht i) selbstständig entsprechend der aktuellen Systemparameter des Sonic-CT und ii) manuell durch den Benutzer passend zum intraoperativen Setup.

- i) Für die *automatische Konfiguration* benötigt die Joystickkonsole die Definitionen des Arbeitsraumes des Manipulators und der Ausrichtung der US-Sonde. Um die Informationen zu erhalten, schickt die Joystickkonsole solange eine *Statusabfrage*-Nachricht an den Manipulator, bis die Informationen eintreffen. Sind die angeforderten Informationen eingetroffen, wird der

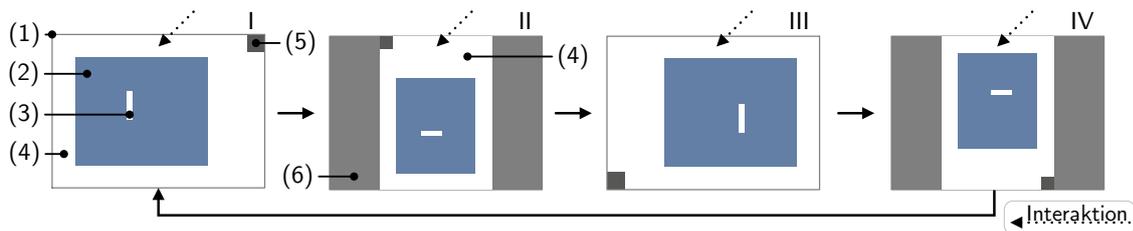


Abbildung 3.53: Manuelle Konfiguration der Joystickkonsole. Über eine Berührung des Touchscreens kann der Benutzer die Konfiguration (I - IV) wechseln: (1) Äußere Abmaße Display Joystickkonsole; (2) Arbeitsraum der US-Sonde; (3) Aktuelle Position und Ausrichtung der US-Sonde; (4) Gehäusegrundfläche des Manipulators; (5) Position der Aktoren relativ zum Arbeitsraum; (6) Ungenutzte Displayfläche bei vertikaler Orientierung des Manipulators.

Inhalt für das Display der Joystickkonsole generiert. Das Display visualisiert den Manipulator in Draufsicht inklusive der für die Steuerung wichtigen Orientierungspunkte: Lage und Größe des Arbeitsraums, Position und Orientierung der US-Sonde und als Referenz die Position der Aktoren.

- ii) Die *manuelle Konfiguration* dient dazu die Ausrichtung der Joystickkonsole zum Manipulator festzulegen. Haben die Freiheitsgrade des Manipulators nicht die gleiche Orientierung, wie die Freiheitsgrade des Joysticks der Konsole, konnte in einer Benutzerstudie gezeigt werden, dass die Bedienung nicht intuitiv ist – der Benutzer benötigt eine nicht akzeptabel lange Umgewöhnungsphase, bis er in der Lage ist den Manipulator effizient zu steuern. Um diese Umgewöhnungsphase zu vermeiden, kann der Benutzer nach dem Einschalten die Freiheitsgrade der Joystickkonsole und des Manipulator passend zueinander ausrichten. Dies geschieht durch einen kurzen Druck auf das Touchdisplay der Joystickkonsole, wie in Abb. 3.53 dargestellt. Mit jeder Berührung dreht sich die Orientierung um 90 Grad gegen den Uhrzeigersinn. Hat der Benutzer die passende Orientierung gewählt, zieht er den Joystick für zwei Sekunden in die rechte untere Ecke um seine Auswahl zu bestätigen. Die Methode zur Freischaltung wird nicht direkt am Gerät erklärt und dient dazu, dass die Joystickkonsole nur von eingewiesenen Benutzern eingesetzt werden kann. Um die Konfiguration zu ändern, muss die Joystickkonsole neu gestartet werden.

Benutzungsablauf

Die Nutzung der Joystickkonsole erfolgt in folgenden Schritten:

Präoperativ

1. Befestigen mit dem Rundstab und einem OP-Tisch-Kloben an der gewünschten Stelle am seitlichen Schienensystem des OP-Tisches.
2. Verbinden mit der Verteilstation und einschalten. Joystickkonsole und Manipulator koppeln sich miteinander. Die Joystickkonsole lädt die Konfiguration des Manipulators und stellt den Arbeitsraum des Manipulators an ihrem Display dar.
3. Wischdesinfektion und Abdecken mit steriler Folie.
4. Orientierung zum Sonic-CT konfigurieren.
5. Benutzung freischalten.

Intraoperativ

1. Operieren.
2. Steuern des Manipulators über den Joystick der Konsole bis das Zielgebiet erreicht ist.
3. zurück zu 1.

Postoperativ

1. Ausschalten.
2. Sterile Abdeckung entfernen.
3. Reinigung und Desinfektion der Konsole.
4. Verbindung zur Verteilerstation trennen.
5. Entfernen vom OP-Tisch und verpacken.

3.8 Ultraschallkompatibles laparoskopisches Trainingsgerät

Zur Validierung und zum Training mit dem Sonic-CT wurde ein Gerät entwickelt, mit dem man eine laparoskopische partielle *Nephrektomie* unter realitätsnahen Bedingungen durchführen kann. Das Gerät bildet einen menschlichen Torso nach, der ein Nierenphantom mit zwei Tumornachbildungen enthält. Der Anwender kann dadurch zum einen den Umgang mit dem Sonic-CT während eines laparoskopischen Eingriffs üben und zum anderen eine laparoskopische Tumorresektion unter realistischen Bedingungen trainieren.

3.8.1 Anforderungen

Das Trainingsgerät wurde mit dem Ziel entwickelt, folgende Anforderungen zu erfüllen:

- Nachbildung einer laparoskopischen partiellen Nephrektomie mit *transperitonealem* Zugang [Zugang zur Niere durch die Bauchhöhle; Keine direkte Sicht auf das Operationsgebiet, Organphantom befindet sich in einer geschlossenen Hülle; Einsatz von konventionellem laparoskopischem Instrumentarium zur Resektion].
- US-kompatibel [Organ- und Tumornachbildungen werden in den US-Aufnahmen realitätsnah abgebildet].
- Quantifizierbare Validierung des Trainings.
- Originalgetreue Kraftrückkopplung während der Resektion.
- Kein Einsatz von tierischen Komponenten, wie zum Beispiel einer Schweineniere.
- Realitätsgetreue Abmaße des Torsophantoms.
- Geeignet für den Einsatz mit und ohne Sonic-CT.
- Kompakter, mobiler Aufbau, der von einer Person transportiert werden kann.
- Aufbau sowie Austausch der Organphantome soll ohne Werkzeug möglich sein.
- Wiederverwendbarkeit aller Komponenten.

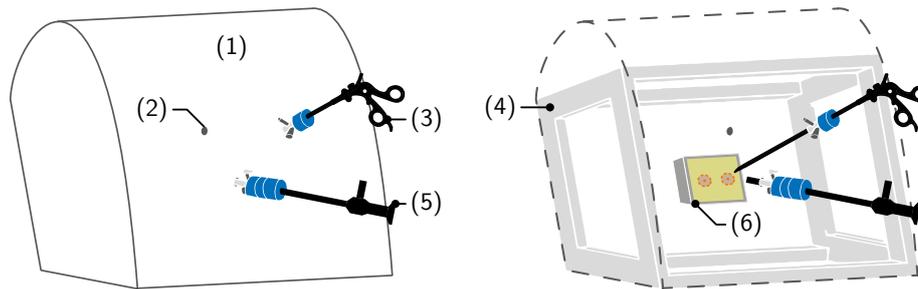


Abbildung 3.54: Laparoskopisches Trainingsgerät (1) mit einer Öffnung für ein Laparoskop (5) und zwei Öffnungen für laparoskopische Instrumente (2),(3); *Links*: Außenansicht; *Rechts*: Innenansicht mit Stützrahmen (4) und Nierenphantom (6) mit zwei Tumornachbildungen.

3.8.2 Statische Systembeschreibung

Das Evaluationsgerät besteht aus drei Komponenten:

1. einem Torsophantom,
2. einem austauschbaren, US-kompatiblen Nierenphantom mit zwei künstlichen Tumoren und
3. einer Halterung für den Sonic-CT.

Das *Torsophantom* (Abb. 3.54) ist eine abstrahierte Nachbildung des Oberkörpers eines auf der Seite liegenden erwachsenen Menschen. Dabei wurde auf realitätsgetreue Abmaße des Gehäuses geachtet, um die Kompatibilität mit konventionellem Klinikinstrumentarium zu gewährleisten. Es hat eine verformbare äußere Hülle und eine steife Trägerkonstruktion im Inneren. In der Vorderseite befinden sich drei Öffnungen, durch die sich zwei laparoskopische Instrumente und eine Laparoskop in das Phantom einführen lassen. Die Positionen der Öffnungen entsprechen denen in der Fachliteratur empfohlenen Stellen, die in Abb. 1.8 dieser Arbeit dargestellt sind.

Auf der Rückseite des Torsophantoms lässt sich ein austauschbares *Nierenphantom* einsetzen, das *zwei Tumornachbildungen* enthält. Abb. 3.55 visualisiert das Phantom in drei Ansichten. Das Nierenphantom besteht aus einem steifen Rahmen in dem sich eine gelartige Masse befindet, die das Nierengewebe repräsentiert. Die Oberseite des Phantoms ist offen, um den Zugang zu den Tumornachbildungen für die Instrumente zu ermöglichen. Die Unterseite ist ebenfalls offen, um für die Schallwellen des Sonic-CT zugänglich zu sein. Die Tumornachbildungen sind soweit im Phantom versenkt, dass nur ein kleiner Teil an der Oberfläche sichtbar ist. Mittels US-Bildgebung sind die Tumore jedoch gut zu erkennen. Bei der Auswahl der Materialien wurde auf eine realistische Kraftrückkopplung geachtet und darauf, dass sich die Tumore nur durch Herausschneiden und nicht durch Herausreißen entfernen lassen.

Auf der Rückseite des Torsophantoms lässt sich der Sonic-CT befestigen. Die Membran des Sonic-CTs liegt dabei an der Rückseite des Nierenphantoms an und ermöglicht dadurch einen Blick in das Innere der Organnachbildung während des Trainings. Die Pose des Sonic-CT im Verhältnis zum Torsophantom entspricht dabei den Verhältnissen während einer richtigen laparoskopischen partiellen Nephrektomie.

3.8.3 Abgrenzung

Folgende Eigenschaften / Funktionen besitzt das Trainingsgerät nicht:

- Das Nierenphantom ist nicht mit Blut durchflossen.

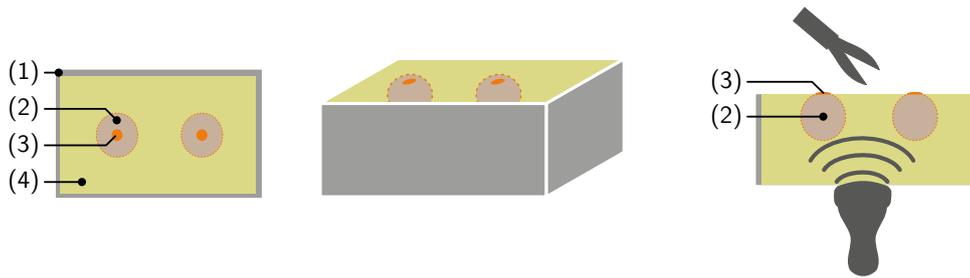


Abbildung 3.55: Nierenphantom mit zwei Tumornachbildungen. Links: Draufsicht, Mitte: Isometrische Darstellung, Rechts: Längsschnitt mit laparoskopischem Instrument (oben) und US-Sonde (unten). (1) Steifer Rahmen zum Einspannen in das Torsophantom, (2) von außen nicht sichtbarer Teil der Tumornachbildung, (3) sichtbarer Teil der Tumornachbildung, (4) Nierengewebenachbildung.

- Das Nierenphantom hat nicht die äußere Form einer Niere, sondern ist auf die Nachbildung des Nierengewebes inklusiver zweier Tumornachbildung beschränkt.
- Im Inneren des Torsophantoms herrscht kein Überdruck wie es bei einem Menschen mit Gasinsufflation im Abdomen üblich wäre.

Bewertungskriterien

Mit Hilfe des Trainingsgeräts können folgende Kriterien ausgewertet werden:

- Qualität der Resektion.
- Dauer des Eingriffs.
- Operationstechnische Fertigkeit des Anwenders anhand des *Global Rating Index for Technical Skills (GRITS)* nach Doyle u. a. (2007).

Die *Qualität der Resektion* wird anhand folgender Messwerte bewertet:

1. Vollständige Resektion des Tumors (Ja/Nein) [*Der Tumor muss vollständig entfernt werden*].
2. Tiefe des Resektionskraters [*Es sollte möglichst wenig gesunden Gewebe entfernt werden*].
3. Höhe der Resektionsränder des entfernten Tumors [*Der Resektionsrand sollte so klein wie möglich sein. Gleichzeitig muss der Tumor vollständig von gesundem Gewebe umgeben sein*].
4. Fläche der Resektionsöffnung [*Die Resektionswunde sollte so klein wie möglich sein*].
5. Anzahl der Schnitte in den Tumor [*Um eine Verschleppung von Tumorzellen zu vermeiden, darf die Oberfläche des Tumors nicht verletzt werden*].

Die *Eingriffsdauer* wird ab dem ersten Schnitt in Gewebe gemessen, bis zu dem Zeitpunkt ab dem der Tumor entfernt ist.

Das GRITS ist ein Bewertungsschema, bei dem man versucht, anhand eines fest vorgegebenen Kriterienkatalogs, die technischen Fähigkeiten eines Operateurs möglichst objektiv zu quantifizieren. Es ist eine Weiterentwicklung des Objective Structured Assessment of Technical Skills (OSATS) (Martin u. a., 1997) und des Global Operative Assessment of Laparoscopic Skills (GOALS) (Vassiliou u. a., 2005). Mit Hilfe des GRITS werden neun unterschiedliche Fertigkeiten mit einer Skala von eins bis fünf bewertet. Bei der Auswahl der Kriterien wurde darauf geachtet, dass diese universell gültig sind und nicht eingriffsspezifisch, um das GRITS für eine Vielzahl unterschiedlicher Eingriffe anwenden zu können. Folgende Fertigkeiten werden mit GRITS bewertet:

1. Respekt gegenüber dem Gewebe (engl. *Respect for Tissue*) [*Wurde Gewebe unnötig verletzt oder unnötige Kräfte aufgebracht?*].
2. Zeit und Bewegung (engl. *Time and Motion*) [*In welchem Umfang wurden unnötige Bewegungen durchgeführt, die Zeit kosten?*].
3. Umgang und Vertrautheit mit dem Instrumentarium (engl. *Instrument Handling/Knowledge*) [*Wie geschickt wurde mit dem Instrumentarium umgegangen?*].
4. Operationsfluss (engl. *Flow of Operation*) [*Wurde zielgerichtet vorgegangen?*].
5. Eingriffsspezifische Kenntnisse (engl. *Knowledge of specific Procedure*) [*Kannte der Anwender alle Schritte des Eingriffs?*].
6. Einbezug von Assistenten (falls anwendbar) (engl. *Use of Assistants*) [*Wurden Assistenten zu jedem Zeitpunkt zielgerichtet eingesetzt?*].
7. Kommunikationsfähigkeiten (engl. *Communication Skills*) [*Wie gut wurde das Operationsteam koordiniert?*].
8. Tiefenwahrnehmung (engl. *Depth Perception*) [*Wie gut wurden die Instrumente navigiert?*].
9. Geschicktheit bei der Zusammenarbeit beider Hände (engl. *Bimanual Dexterity*) [*Wurde mit beiden Händen operiert und Synergieeffekte genutzt?*].

Durch das GRITS ist es möglich die technischen Fähigkeiten der Anwender des Sonic-CT Trainingssystem nicht nur untereinander, sondern auch mit anderen Operationstechniken zu vergleichen.

3.8.4 Dynamische Systembeschreibung

Der Benutzungsablauf für das Trainingssystem ist wie folgt:

Vorbereitung

1. Aufstellen des Torsophantoms.
2. Einsetzen des Nierenphantoms.
3. Installation des Sonic-CT.

Anwendung

1. Durchführen einer laparoskopischen Tumorsektion.

Nachbereitung

1. Austausch des Nierenphantoms und erneute Anwendung oder Abbau des Trainingssystems sowie des Sonic-CTs.
2. Validierung der Trainingsergebnisse.

3.9 Unterscheidungsmerkmale zum Stand der Technik

Das in dieser Dissertation beschriebene Sonic-CT System unterscheidet sich durch folgende Merkmale vom Stand der Technik:

- Intraoperatives Fixieren und Führen einer US-Sonde relativ zum Patienten über eine mobile, frei positionierbare Vorrichtung mit sich patientenindividuell anpassender Kontaktfläche.
- Dynamisch rekonfigurierbare, modulare, adaptierbare, redundante Mensch-Maschine-Schnittstelle zur sterilen Bedienung der Vorrichtung in Situsnähe.
- Automatisiertes Suchen und Verfolgen von OP-Instrumenten.

- Telemanipuliertes Steuern eines Manipulators mit OP-Instrumenten.
- Training von laparoskopischen Eingriffen mit realistischer Kraftrückkopplung sowie US-Unterstützung und objektiv messbaren Trainingsergebnissen.

4

Realisierung

Alle im letzten Kapitel beschriebenen Komponenten des Sonic-CT wurden aufgebaut und sind funktionsfähig. Abb. 4.1 zeigt das Gesamtsystem mit den wichtigsten Einheiten: Manipulator, Mensch-Maschine-Schnittstelle, Verteilerstation und US-Gerät.

Zur robusten Kommunikation zwischen den Modulen des Systems werden RS-485 Leitungen eingesetzt, da diese mit differenziellen Signalleitungen arbeiten. Die Steckverbindungen des Systems sind mit Bauteilen der Firma LEMO (Ecublens, Schweiz) aus der „B“-Serie aufgebaut. Diese Steckverbindungen sind dem medizinischen Fachpersonal vertraut und robust genug für den tagtäglichen Einsatz.

4.1 Manipulator

4.1.1 Aufbau des Gehäuses

Das Gehäuse des Manipulators besteht aus einem Aluminiumkasten (Typ aluKOM AK 233, Fa. ROLEC Gehäuse-Systeme GmbH, Rinteln, Deutschland) mit den Abmessungen $330 \times 230 \times 110 \text{ mm}^3$. Die Gehäuseabmessungen wurden so gewählt, dass der Manipulator trotz außenliegender Antriebselemente in einen OP-Tisch integriert werden kann. Eine zusätzliche Tragstruktur für die Kinematik ist auf Grund der geschlossenen Bauweise aus Aluminium nicht notwendig. Der Deckel des Gehäuses wurde bis auf den äußeren Rahmen aufgefräst, damit die US-Wellen aus dem Inneren austreten können. Im Betrieb wird zwischen Deckel und Unterteil die flexible Membran eingeklemmt. Auf Grund der Bauhöhe der US-Sonde ist der Deckel durch einen Einsatz um 15 mm erhöht. Der Einsatz ist mit einem geschlossenzelligen Schaumstoff gegen das Gehäuse abgedichtet. An der langen Seite, an der gegenüberliegenden Ecke zu den Motoren wurde ein Loch zur Durchführung der US-Sonde in das Gehäuse gefräst (siehe Abb. 4.2), das mittels dem in Abb. 4.3 dargestellten Dichtungssystem verschlossen wird. Das Dichtelement besteht aus Silikon mit einer Härte von 40 Shore A. Zum Auslassen von Luft im Inneren des Manipulators gibt es einen Schlauch mit magnetischer Spitze. Über einen externen Magneten kann die Schlauchspitze frei im Manipulator positioniert werden, um an der gewünschten Stelle die Luft abzulassen. Im gefüllten Zustand wiegt der Manipulator ca. 15 Kilogramm und kann von einer einzelnen Person getragen werden.

4.1.2 Aufbau der Kinematik

Das Manipulatorgehäuse ist mit einem für den Wasserbetrieb geeigneten Gleitlager-Linearführungssystem pro Freiheitsgrad bestückt (Typ Drylin T, Fa. igus GmbH, Köln, Deutschland) (Abb. 4.4). Von einer Doppellagerung an der gegenüberliegenden Gehäusesseite wurde aus Platzgründen abgesehen. Auf der x-Achse kann die Sonde um 113 Millimeter und auf der y-Achse um 79 Millimeter

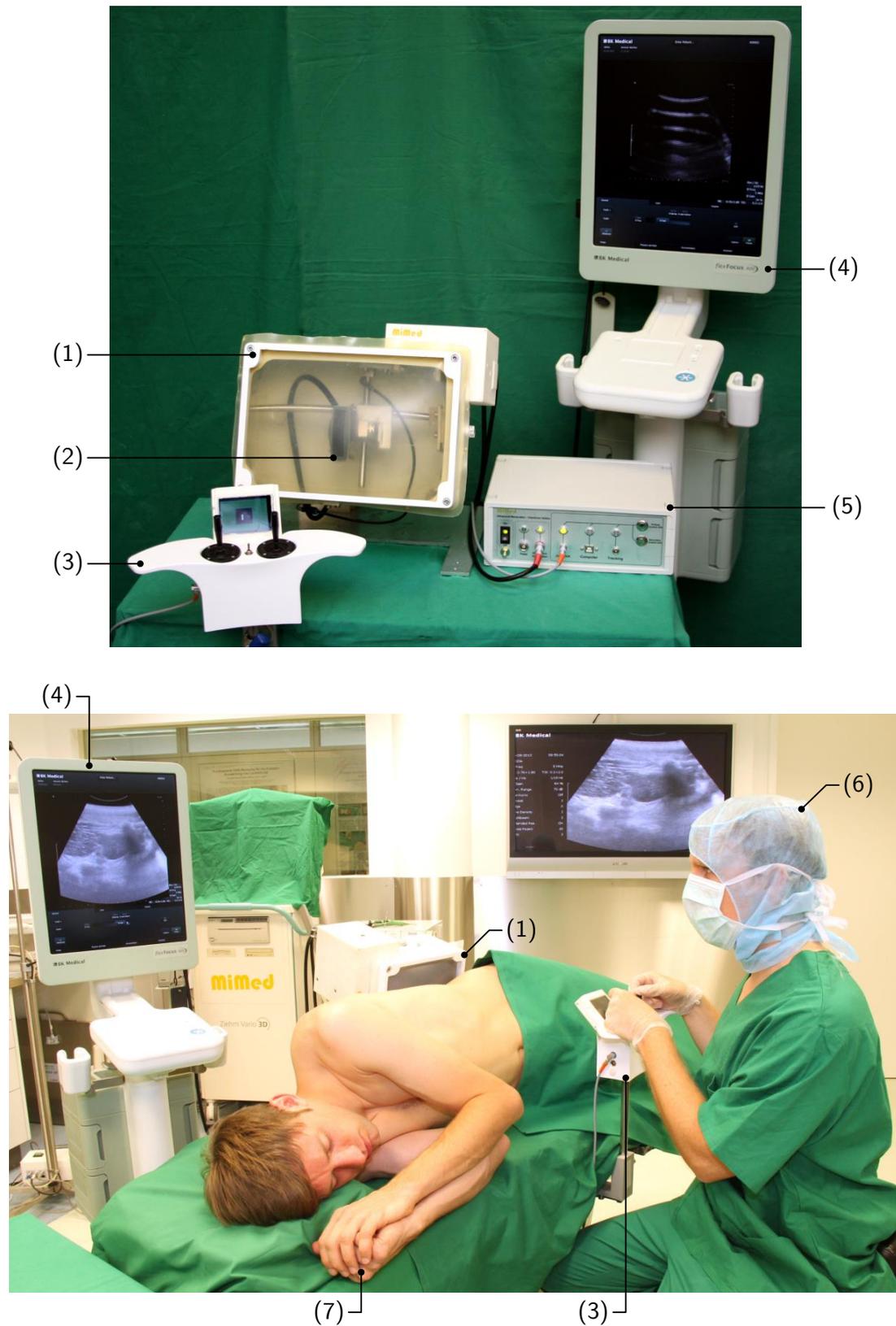


Abbildung 4.1: Sonic-CT: *Oben*: Darstellung des Gesamtsystems; *Unten*: Sonic-CT im Einsatz. (1) Manipulator; (2) US-Sonde; (3) Mensch-Maschine-Schnittstelle; (4) US-Gerät; (5) Verteilerstation; (6) Operateur; (7) Patient.



Abbildung 4.2: Manipulator: *Links*: mit geschlossenem Deckel in betriebsbereitem Zustand. Bei (1) ist der Einlass der US-Sonde zu erkennen. *Rechts*: Isometrische Ansicht des Manipulators bei geöffnetem Deckel.

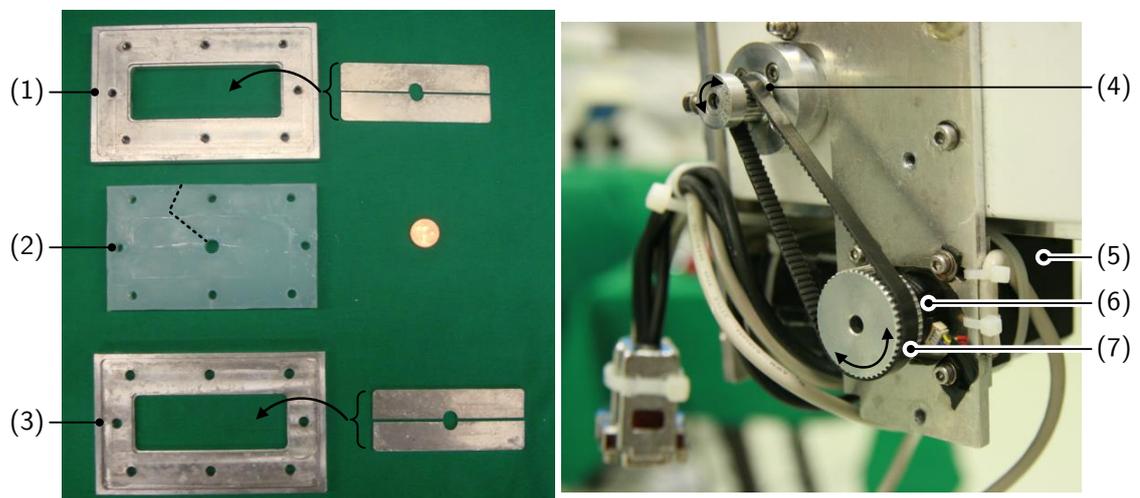


Abbildung 4.3: *Links*: Abdichtung des Einlasses der US-Sonde: (1) Innenteil mit Sacklöchern und herausnehmbaren, teilbaren Kern; (2) Dichtelement aus Silikon mit gestrichelt markiertem Spalt zum Einführen des Sondenkabels; (3) Außenteil mit Durchgangsbohrungen und herausnehmbaren, teilbaren Kern. *Rechts*: Antriebselemente der y-Achse des Manipulators: (4) Abtriebszahnrad am Spindelantrieb; (5) Schrittmotor zum Antrieb der Achse; (6) Drehgeber; (7) Antriebszahnrad mit Zahnriemen.

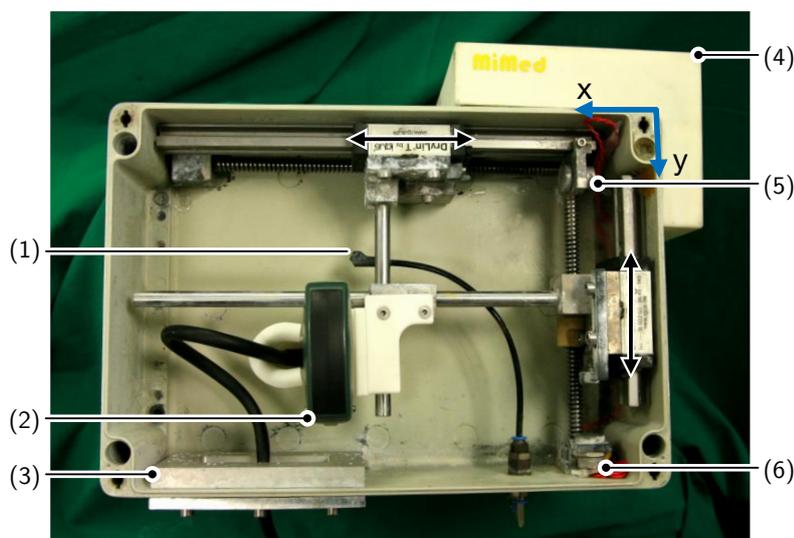


Abbildung 4.4: Manipulator Kinematik in Draufsicht bei geöffnetem Deckel. (1) Schlauch mit magnetischer Spitze zum Auslassen von Luft aus dem Manipulator; (2) US-Sonde; (3) Einlass für die US-Sonde; (4) Motorabdeckung; (5) Endanschlagstaster x-Achse; (6) Endanschlagstaster y-Achse.

Tabelle 4.1: Eigenschaften der Manipulatorkinematik.

Arbeitsraum (x × y)	Positioniergenauigkeit (x; y)	Maximale Verfahrensgeschwindigkeit (x; y)
113 × 79 mm ²	1,3 ± 0,9 mm; 0,3 ± 0,4 mm	24 mm/s ; 24 mm/s

verfahren werden. Eine vollständige Schallung der Niere ist damit gewährleistet. Die Linearführungen werden jeweils über einen selbsthemmenden Spindelantrieb mit einer Ganghöhe von 3 mm pro 360 Grad angetrieben. Aufgrund der Selbsthemmung müssen die verwendeten Schrittmotoren nur zum Bewegen der US-Sonde bestromt werden, nicht aber um die Position zu halten, dadurch erhöht sich die Lebensdauer der verwendeten Bauteile. Die Kerne der Spindeln werden ohne Kupplung nach außen geführt, um Spiel in der Kinematik soweit möglich zu reduzieren. Zur Abdichtung werden die Spindeln über eine Laufbuchse aus gehärtetem polierten Stahl im Durchmesser auf 8 mm erhöht und mit Radialwellendichtringen abgedichtet. Die Spindeln werden über ein Zahnriemengetriebe (Typ MXL 025, Fa. Mädlar GmbH, Stuttgart) mit einer Übersetzung von 1:2,4 angetrieben, damit die Schrittmotoren im optimalen Drehzahlbereich betrieben werden können. Als Aktor wird pro Freiheitsgrad ein Schrittmotor mit einem Haltemoment von 49 Ncm (Typ QMOT QSH4218-51-10-49, Fa. TRINAMIC Motion Control GmbH & Co. KG, Hamburg, Deutschland) eingesetzt. Schrittmotoren können bereits im niedrigen Drehzahlbereich effizient betrieben werden und sind daher ideal für die Anwendung geeignet. Um Schrittverluste beim Anfahren zu verhindern, werden die Schrittmotoren im „viertel“-Schrittmodus betrieben, das heißt der Schrittmotor macht 800 Schritte pro 360 Grad Drehung. Durch die Schrittweite von 0,45 Grad ist es möglich die Motoren mittels einer Geschwindigkeitsrampe zu beschleunigen, um große Geschwindigkeitssprünge, die potentiell Schrittverluste verursachen, zu verhindern. Um Schrittfehler oder ein Blockieren der Kinematik zu erkennen, sind die Schrittmotoren mit optischen Drehgeber (1 Grad Auflösung, Typ SPDH, Fa. Megatron, München) ausgestattet. Da es sich um Inkrementalgeber handelt, muss zur Auswertung der Absolutposition bei jedem Systemstart eine Kalibrierfahrt durchgeführt werden. Bei der Kalibrierfahrt werden die Schlitten der Linearführungen zu ihren Piezo-Endanschlagstastern (Typ PBAR1AFB0000, Fa. Apem, Caussade, France) gefahren, um die

Nullposition zu bestimmen. Aufgrund der Schrittweite der Motoren, der Übersetzung des Getriebes und der Ganghöhe der Spindel ist nach Definition 14 eine Positioniergenauigkeit von 0,009 Millimeter zu erwarten. In Experimenten stellte sich jedoch heraus, dass die Positioniergenauigkeit bei $1,3 \pm 0,9$ mm auf der x-Achse und bei $0,3 \pm 0,4$ mm auf der y-Achse liegt (vgl. Tabelle 4.1). Mögliche Ursachen sind Spiel in der Kinematikkette und die begrenzte Auflösung der Drehgeber im Falle von Regelabweichungen. Diese Positioniergenauigkeit liegt jedoch noch deutlich unterhalb des durch die Auflösung der US-Bilder vorgegebenen Wertes von fünf Millimeter. Um Verletzungen von Menschen zu vermeiden, sind die außerhalb des Gehäuses liegenden Kinematikteile mit einem Gehäuse abgedeckt, das aus PA2200 mittels Selective-Laser-Sintering hergestellt wurde.

4.1.3 Aufbau der Vorlaufstrecke und verwendetes Ultraschallsystem

Mit Hilfe der Vorlaufstrecke gelangen die US-Wellen von der US-Sonde zum Patienten und die aus dem Patienten zurückkehrenden Schallwellen wieder zurück an die Sonde. In Definition 16 sind die Kriterien zur Optimierung der Vorlaufstrecke für maximale Bildqualität definiert. Um die Energieverluste an den Grenzschichten zu minimieren, müssen i) die Unterschiede der akustischen Impedanzen der angrenzenden Materialien, ii) die Dicke der Membran und iii) die Distanz zwischen Sonde und Membran minimal sein. Aufgrund des hohen Wasseranteils im menschlichen Körper sind US-Geräte auf die Schallausbreitung in Wasser kalibriert. Als Füllung des Manipulators ist daher Wasser empfehlenswert. Wasser hat zusätzlich den Vorteil, dass es ungiftig für den Menschen ist und somit keine Gefahr durch austretende Flüssigkeit aus dem Manipulator besteht. Um Ablagerungen an der Kinematik des Manipulators zu minimieren wird zur Füllung destilliertes Wasser benutzt. Das Wasser wird vor dem Befüllen in einer Vakuumkammer für mindestens 10 Minuten entgast, um das Entstehen von Luftblasen zu reduzieren. Gegen den Patienten wird die Vorlaufstrecke mit einer Membran abgeschlossen. Für eine optimale Schalleinkopplung darf sich zwischen Membran und Patient keine Luft befinden, daher muss sich die Vorlaufstrecke an die Oberfläche des Patienten anpassen können. Das Membranmaterial muss dehnbar sein, da es sich sonst nicht an die Oberfläche des Patienten anpassen kann und leicht Falten schlägt, die zu Luftpneumothorax führen können. In Vorexperimenten wurden verschiedene Materialkombinationen hinsichtlich der US-Bildqualität (Vertikale Distanztreue, Horizontale Distanztreue, Axiale Auflösungsfähigkeit, Laterale Auflösungsfähigkeit, Schichtdicke, Flächentreue, Kontrastverhalten) untersucht (Gumprecht; Bauer u. a., 2011; Horvath, 2013). Als optimale Kombination aus optischen und mechanischen Eigenschaften stellte sich eine Membran aus Silikon heraus. Im Manipulator wird eine transparente Silikonplatte (Dicke: 1,5 Millimeter, 40 Shore A Härte, Fa. GM Gummi GmbH, München, Deutschland) benutzt.

In einem Vorexperiment konnte gezeigt werden, dass die Größe der Kontaktfläche nur vom Anpressdruck des Manipulators am Patienten abhängt, jedoch unabhängig vom Innendruck ist (F. B. Geiger, 2011). Infolgedessen wird der Abstand der Silikonmembran zur Sonde so minimal gewählt, dass diese zu keinem Zeitpunkt die Membran berührt, auch wenn der Manipulator am Patienten anliegt, um die Vorlaufstrecke so klein wie möglich zu halten. In einem weiteren Vorexperiment konnte gezeigt werden, dass die Bildqualität mit zunehmendem Anpressdruck steigt (Schmid, 2012). Es ist daher empfehlenswert, den Anpressdruck des Manipulators an den Patienten so hoch wie möglich zu wählen, ohne den Patienten zu verletzen.

Für die US-Bildgebung wird ein flexFocus 400 System der Firma BK Medical (Herlev, Dänemark) mit einer Abdominal Konvexsonde (Typ 8820e, 2,5 bis 6 MHz Schallfrequenz, Maximal Eindringtiefe 26 cm) eingesetzt. Abb. 4.5 zeigt eine US-Aufnahme der eingebauten US-Sonde, während mit dem Manipulator eine Niere geschallt wird. Die eingesetzte US-Sonde ist für den Unterwasserbetrieb geeignet und erzeugt Schallwellen, die tief genug in den Patienten eindringen, um Aufnahmen der Niere machen zu können. Für eine intuitive Steuerung ist es wichtig, dass die US-Sonde parallel zu einer der beiden Bewegungsachsen ausgerichtet ist. Durch den Einbau mit einer fest vorgegebenen Pose, ist es weiterhin ausreichend die US-Bildebene $\{img\}$ einmalig beim ersten Einbau auf den Tool-Center-Point $\{tcp\}$ zu registrieren. Um diese Ziel zu erreichen wurde eine spielfreie, formschlüssige Halterung entwickelt, die die Sonde wie gewünscht ausrichtet (Abb. 4.6). Für eine passgenaue Einfassung der Sonde wurde deren Form mit einem 3D-Scanner digitalisiert. Hergestellt wurde die Sondenhalterung mittels Selective-Laser-Sintering aus PA2200. Die Halterung hat ein Scharnier mit Schnappverschluss, das einen werkzeugfreien Austausch der US-Sonde ermöglicht.

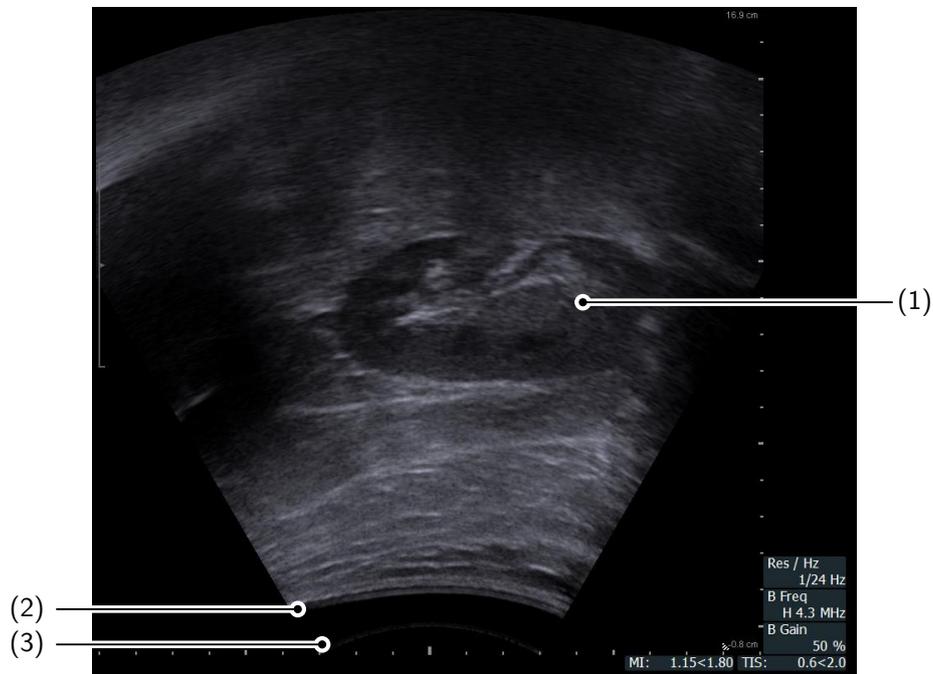


Abbildung 4.5: US-Aufnahme des mit Manipulators mit (1) Niere in Längsschnitt. Am unteren Rand der Aufnahme ist (3) die Oberfläche der US-Sonde sowie (2) die Membran zu sehen.

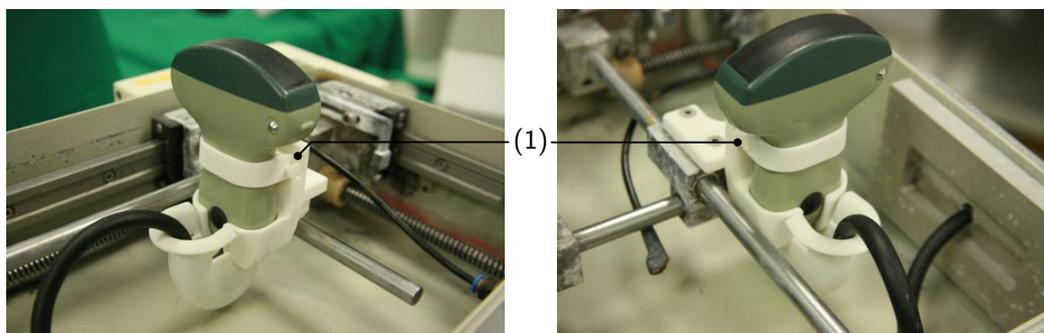


Abbildung 4.6: Formschlüssige Halterung der Ultraschallsonde zum exakten Ausrichten der US-Sonde. Zum werkzeugfreien Wechsel der Sonde hat die Halterung ein Scharnier mit Schnappverschluss (1).

4.1.4 Aufbau der Steuerung

Die elektronischen Komponenten der Steuerung sind zum Schutz vor äußeren Einwirkungen in einem Elektronikgehäuse untergebracht. Das Echtzeitbetriebssystem der Steuerung ist auf die notwendigen Funktionen reduziert und hat dadurch so geringe Hardwareanforderungen, dass es auf einem μC laufen kann. Verwendet wird ein 8-bit μC (Typ ATmega2560, Fa. Atmel, San Jose, CA, USA) mit 16 MHz Taktfrequenz und 256 kB Flash-Speicher. Der μC bietet ausreichend Rechenleistung zur Verarbeitung der eintreffenden Kommunikationsnachrichten, zum Ansteuern der Schrittmotoren und zum Verarbeiten der Sensordaten. Die LEMO Buchse der Steuerbox ist vom Typ *ECB.1B.314.CLL*. Das dazugehörige Verbindungskabel zur Verteilerstation hat 14 Litzen. Vier Litzen werden für die RS-485 Leitung benötigt und zwei Litzen zur Energieversorgung des μC . Die restlichen acht Litzen werden für die Energieversorgung der Schrittmotoren benötigt. Die Schrittmotoren werden mit Treiberbausteinen der Firma Pololu (Las Vegas, Nevada, USA) Typ 4988 angetrieben. Zur Regulierung der Drehgeschwindigkeit der Motoren erzeugt der μC ein Puls-Frequenz-Moduliertes Signal, das an den „Schritt“-Pins der Schrittmotortreiber anliegt.

4.1.5 Positioniervorrichtungen

Aufbau des passiven Haltearms

Wie bereits in Abschnitt 3.6.1 beschrieben, soll der Manipulator mit Hilfe des passiven Haltearms (Abb. 4.7) am äußeren OP-Tisch-Schienensystem installierbar sein. Zur Befestigung am Schienensystem wird ein konventioneller Radialstellkloben (Typ 1003.23C0) der Firma Maquet (Rastatt, Deutschland) mit vier Freiheitsgraden verwendet, da dieser sich im klinischen Alltag bewährt hat und dem klinischen Personal vertraut ist. Der untere Teil des passiven Haltearm besteht aus einem Rundstab aus rostfreien Edelstahl, der eine Drehung des Haltearms samt Manipulator um 360 Grad erlaubt. An der Strebe der oberen Hälfte ist ein weiterer Radialstellkloben des selben Typs befestigt. Die Strebe ist über ein Winkelstück um 50 Grad gegenüber dem Rundstab abgewinkelt,

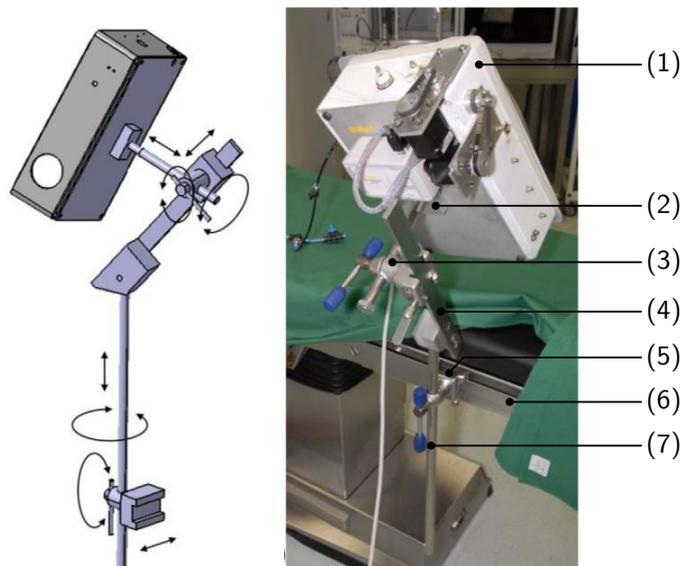


Abbildung 4.7: Passiver Haltearm: (1) Manipulator; (2) Adapter zu Befestigung des Manipulators am passiven Haltearm; (3) Oberer Radialstellkloben; (4) Abgewinkelte Strebe; (5) Unterer Radialstellkloben; (6) Seitliche OP-Tischschiene zur Befestigung des passiven Haltearms; (7) Rundstab zum Gieren des Manipulators.

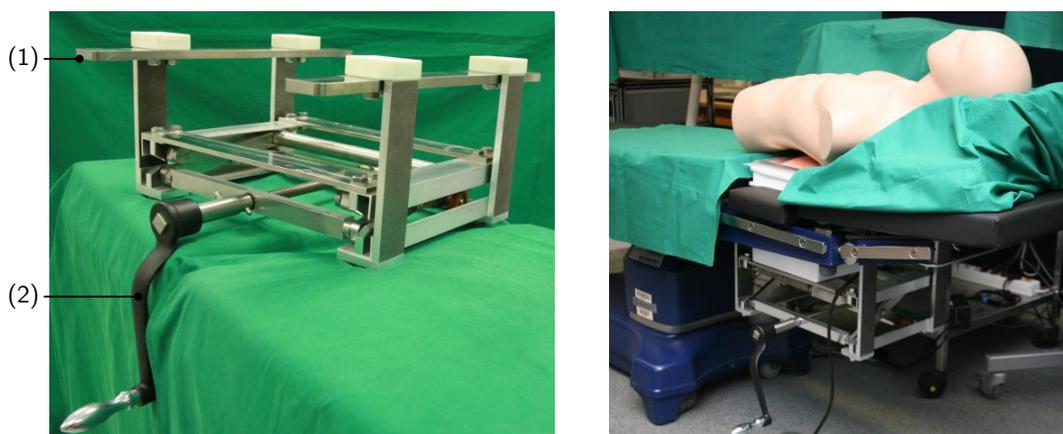


Abbildung 4.8: OP-Tisch Einsatz: (1) Streben zum Auflegen des Einsatzes auf dem OP-Tischrahmen; (2) Abnehmbare Kurbel zum Einstellen des Anpressdrucks.

um dem Benutzer mehr Freiraum zur Positionierung des Manipulators zu geben. Mit Hilfe eines Halteadapter mit Rundstab wird der Manipulator am oberen Radialstellkloben befestigt. Über den passiven Haltearm kann der Manipulator frei am Patienten manuell ausgerichtet werden und der Anpressdruck für die Bildqualität US-Aufnahmen optimal eingestellt werden. Um den Aufbau des Haltearms so einfach wie möglich zu halten, werden nur mechanische Komponenten eingesetzt. Die mechanische Auslegung des Haltearms erfolgte in der Arbeit von F. B. Geiger (2011) auf Basis von Niemann u. a. (2005). Der Rundstab wurde in Folge der Auslegung aus rostfreiem Edelstahl (X14CrMoS17) mit einem Durchmesser von 18 Millimeter mit einer Länge 570 Millimeter gefertigt. Die obere Strebe wurde aus demselben Material wie der Rundstab gefertigt und hat einen Querschnitt von 30×8 Quadratmillimeter bei einer Länge von 400 Millimeter.

Aufbau des OP-Tisch Einsatzes

Mit Hilfe des OP-Tisch-Einsatzes (Abb. 4.8) ist es möglich den Manipulator in den OP-Tisch zu integrieren, um liegende Menschen von unten zu scannen. Zwingende Voraussetzung dafür ist es, dass der OP-Tisch-Einsatz mitsamt Manipulator in das Rahmensystem gängiger OP-Tische passt. Eine Recherche bei den gängigen Herstellern hat ergeben, dass der Einsatz nicht breiter als 36 Zentimeter sein darf. Zum einfachen Installieren der Hubeinheit wurde die Breite auf 35 Zentimetern begrenzt. Um die Benutzung so einfach wie möglich zu machen, ist sowohl die Installation als auch die Benutzung des OP-Tisch-Einsatzes ohne Werkzeug möglich. Im Betrieb liegt der Mechanismus auf dem Rahmen des OP-Tisches auf. Über die abnehmbare Handkurbel kann der Benutzer den Anpressdruck des Manipulators an den Patienten einstellen. Die Übersetzung des Getriebes ist so ausgelegt, dass der Hubmechanismus mit einer Hand betrieben werden kann. In einem Verifikationsexperiment konnte von Sedlacek (2013) nachgewiesen werden, dass der Benutzer zur Einstellung der Hubhöhe selbst bei der Maximalbelastung von 250 Kilogramm gängiger OP-Tische auf der Hubeinheit nicht mehr als 35 Newton am Handstück der Kurbel aufbringen muss. Die Ganghöhe der verwendeten Spindel ist vier Millimeter pro 360 Grad und die Länge einer Querstrebe 220 Millimeter. Nach Formel 17 kann damit die aktuelle Hubhöhe des Manipulators berechnet werden. Der Gesamthub des Aufbaus beträgt 8,5 Zentimeter.

Aufbau der mobilen Positioniervorrichtung

Zur schnellen und kraftsparenden Positionierung kann der Manipulator mit der mobilen Positioniervorrichtung (Abb. 4.9) ausgerichtet werden. Zum leichten Verschieben der Grundposition ist die gesamte Vorrichtung auf einem Rollwagen gelagert. Der Wagen ist eine Sonderanfertigung der Firma D. Bader Söhne GmbH & Co. KG (Remshalden, Deutschland) und hat die Grundmaße $93,4 \times 60 \text{ cm}^2$. Der Rollwagen ist so ausgelegt, dass er an seiner äußersten Spitze das Gewicht des

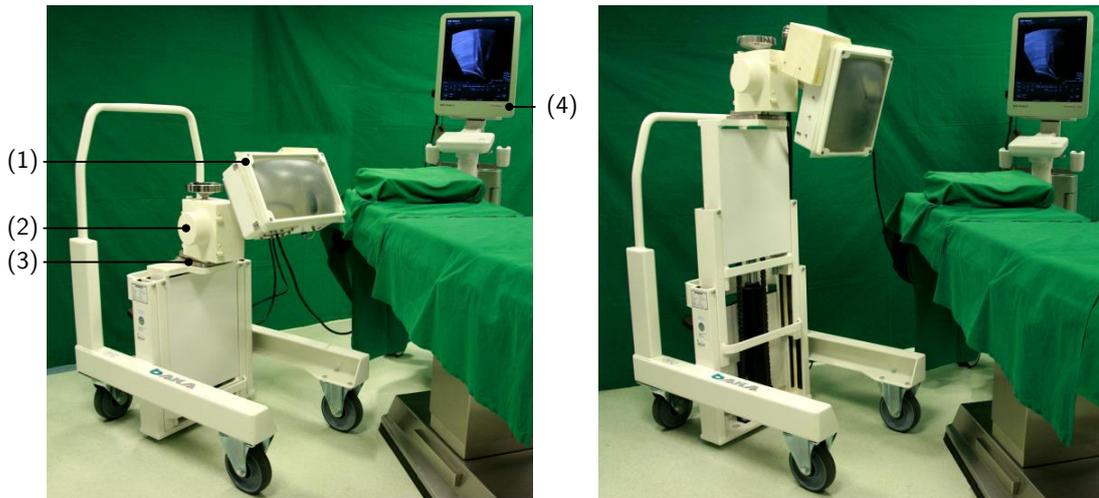


Abbildung 4.9: Mobile Positioniervorrichtung: *Links*: Untere Stellung der Hubeinheit. *Rechts*: Obere Stellung der Hubeinheit. Der Manipulator (1) ist zusätzlich um 90 Grad gedreht. Mit dem selbsthemmenden Schneckengetriebe (2) lässt sich der Nickwinkel des Manipulators einstellen und mit dem Drehgelenk bei (3) der Gierwinkel.

Manipulators (15 Kilogramm) mit mindestens vierfacher Sicherheit tragen kann. Die Hubeinheit kann pneumatisch über ein Fußpedal von 60 bis 120 Zentimeter eingestellt werden und deckt dadurch den gesamten Hubbereich konventioneller OP-Tische ab. Zur Fixierung der aktuellen Position und zur Ableitung von elektrostatischen Spannungen hat der Rollwagen feststellbare, elektrisch leitende Rollen. Der Nickwinkel des Manipulators kann mit einem Handrad manuell über ein selbsthemmendes Schneckengetriebe (Typ XA-63-100, Fa. Tramec Getriebe GmbH, Lahr, Deutschland) mit einer Untersetzung von 100 eingestellt werden. Eine Selbsthemmung des Getriebes ist notwendig, da dieses Gelenk gegen die Schwerkraft des Manipulators arbeitet. Zum Schutz des Patienten und des Manipulators hat das Getriebe eine Drehmomentbegrenzung. Roll-, und Gierwinkel des Manipulators lassen sich über Gleitlager mit einer Bolzen-Lochraster Arretierung in Stufen von 25,71 Grad bzw. 8,5 Grad feststellen. Zur einfachen intraoperativen Anwendung der Positioniervorrichtung sollte zum Einstellen der Freiheitsgrade nicht mehr als 50 Newton notwendig sein. In einem Verifikationsexperiment konnte von Sedlacek (2013) nachgewiesen werden, dass sich alle Freiheitsgrade der mobilen Positioniervorrichtung mit einer maximalen Kraftanwendung von 48 Newton bedienen lassen.

4.2 Mensch-Maschine-Schnittstelle

4.2.1 Aufbau der Verteilerstation

Für die Verteilerstation (Abb. 4.10) wurde ein Gehäuse der Firma Bopla (Bopla Gehäuse Systeme GmbH, Bünde, Deutschland) vom Typ *Bopla ULTRAMAS-Tischgehäuse UM62009L+1X AB02009+ 2X FP60018 ABS* verwendet. Zur Stromversorgung des Sonic-CT ist die Verteilerstation mit zwei medizinisch zugelassenen Netzteilen der Firma Sinpro (Kaohsiung, Taiwan) bestückt. Das eine Netzteil (Typ HPU101-108) hat eine Ausgangsspannung von 24 Volt und versorgt die Schrittmotoren mit Energie. Das andere Netzteil (Typ MPU51-102) hat eine Ausgangsspannung von sieben Volt und versorgt die restlichen elektronischen Bauteile mit Energie. Aufgrund der hohen Anzahl an benötigten seriellen Leitungen ist in der Verteilerstation ein ATXmega Board (Typ CrumbX1128A1 V1.0, Fa. chip45 GmbH & Co. KG, Linden, Deutschland) mit acht USART Schnittstellen verbaut. Der verbaute μC ein 8-Bit ATXmega 128A1 (Fa. Atmel, San Jose, CA, USA) arbeitet mit 32 Megahertz Taktfrequenz und hat 128 Kilobyte Flashspeicher. An der Verteilerstation können folgende Geräte über eine LEMO Buchse angeschlossen werden: Manipu-

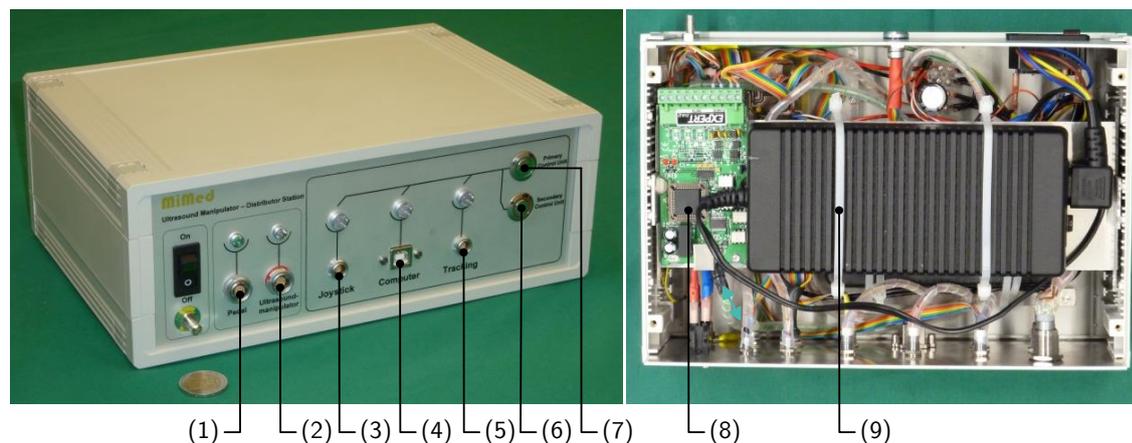


Abbildung 4.10: Verteilerstation: *Links*: Isometrische Ansicht; *Rechts*: Draufsicht bei geöffnetem Deckel; (1) Anschluss Fußpedal, (2) Anschluss Manipulator, (3) Anschluss Bedienmodul A (RS485-basiert), (4) Anschluss Bedienmodul B (USB-basiert), (5) Anschluss Bedienmodul C (RS485-basiert), (6) Control-Select-Taster, (7) Quickswitch-Select-Taster, (8) Optokoppler mit darunterliegendem μC , (9) medizinisch zugelassene Netzteile (oben 24V darunterliegend 5V).

lator (Buchse *ECB.1B.314.CLL*), Bedienmodul A und C (Buchse *ECG.0B.306.CLL*) und Fußpedal (Buchse *ECG.1B.306.CLL*). Da der μC mit 3,3 Volt Betriebsspannung arbeitet, wird für die RS485-Kommunikationsleistungen zum Manipulator und zu den Bedienmodulen ein Pegelwandler vom Typ MAX3087ECSA+ (Fa. Maxim Integrated, San Jose, Kalifornien) verwendet. Über eine USB-A Gerätebuchse kann Bedienmodul B, beispielsweise ein PC, mit der Verteilerstation verbunden werden. Da Bedienmodul B seine eigene Stromversorgung hat, ist es sinnvoll diesen Stromkreis galvanisch von der Verteilerstation zu trennen. Die Trennung wird über einen Optokoppler (Typ Expert EX9530, Firma TOPSCCC GmbH, Düsseldorf, Deutschland) erreicht. Zur Visualisierung der verschiedenen Zustände der angeschlossenen Geräte werden RGB-LEDs verwendet.

4.2.2 Umsetzung von pControl – Automatisches Suchen und Verfolgen von OP-Instrumenten

Für pControl sind zum einen die Komponenten zum Tracken des laparoskopischen Instruments notwendig und zum anderen die Hardware für das Visual-Servoing. Zur Verfolgung des laparoskopischen Instruments wird ein EM-Trackinggerät der Firma NDI (Waterloo, Kanada) vom Typ Aurora mit dem „Planar Field Generator“ eingesetzt. Zum Tracken des laparoskopischen Instruments wird ein Sensor mit sechs Freiheitsgraden vom Typ 6DOF Cable Tool (610016) mit einem Durchmesser von 2,5 Millimeter und einer Länge der Sensorspitze von neun Millimetern verwendet. NDI gibt die Genauigkeit des Sensors mit $\text{QMW} = 0,48$ Millimeter und das 95% Vertrauensintervall mit 0,88 Millimeter an. In der Praxis zeigt sich jedoch, dass es aufgrund von metallischen Gegenständen in der Nähe des Messbereiches häufig zu Verzerrungen der Messwerte kommt. Der Trackingsensor wird über einen biokompatiblen Schrumpfschlauch (Typ Altera MT-3000-3/8-0-SP, USP Klasse VI, Fa. TE Connectivity AG, Schaffhausen, Schweiz) am laparoskopischen Instrument fixiert (Abb. 4.11). Der Schrumpfschlauch verhindert ein Verschieben des Sensors und schränkt dabei trotzdem nicht die Benutzung des Instruments ein. Die EM-Controlbox (Abb. 4.12) enthält ein μC -Board (Typ RN-2560 Mega Modul, Fa. Brall Software GmbH, Sontra, Deutschland) mit einem 8-bit ATmega 2560 μC . Zum Anschluss des Verbindungskabels an die Verteilerstation besitzt die Controlbox eine LEMO Buchse vom Typ *ECG.0B.306.CLL* mit sechs Pins. Über das Verbindungskabel kommuniziert die EM-Controlbox mit der Verteilerstation und wird mit Energie versorgt. Alle EM-Tracking spezifischen Aufgaben (Sensorkalibrierung, Koordinatensystem Registrierung und Tracking) werden von der EM-Controlbox ausgeführt. Zur Aktivierung der verschiedenen Zu-



Abbildung 4.11: Laparoskopisches Instrument mit EM-Sensor. Der Sensor ist über eine biokompatible Schrumpfschlauch am Instrument fixiert.



Abbildung 4.12: pControl-EM-Controlbox: Links die Taster zum Aktivieren der Zustände Kalibrieren, Registrieren und Tracking. Rechts unten die Status LEDs für die Verbindung zum NDI Aurora Trackingsystem und die Energieversorgung.

stände Sensorkalibrierung, Registrierung und Instrumententracking befindet sich jeweils ein Taster an der EM-Controlbox. Neben jedem Taster befindet sich eine LED, die den aktuellen Status des Zustandes anzeigt. Blinkt die LED, dann befindet sich die EM-Controlbox gerade in diesem Zustand. Leuchtet die LED durchgängig grün, dann wurde der Zustand erfolgreich abgeschlossen. Leuchtet die LED nicht, dann befindet sich das System weder in diesem Zustand noch wurde der Zustand erfolgreich abgeschlossen. Zur Auswertung der Videodaten wird ein handelsüblicher PC benutzt. Die US-Videodaten werden an der DVI-Schnittstelle des US-Gerätes abgegriffen, vom Framegrabber (Typ DVI2USB Duo, Fa. Epiphan Systems, Ottawa, Kanada) digitalisiert und per USB 2.0 an den Zielrechner überspielt. Die Algorithmen zur Bildverarbeitung wurden mit C++, Qt (Version 3.3.2; Fa. Digia, Helsinki, Finnland) und der MSDN Library (Fa. Microsoft, Redmond, WA, USA) unter Visual Studio 2003.NET erstellt. Am Lehrstuhl MiMed bestand bereits eine selbstentwickelte Bibliothek für Matrizenoperationen, die übernommen wurde. Abb. 4.13 zeigt US-Aufnahmen des Manipulators während des Einsatz von pControl.

4.2.3 Umsetzung von iControl – Telemanipuliertes Steuern mit OP-Instrumenten

Die iControl-Steuerung besteht aus den Einheiten iControl-Instrumenten-Add-on und iControl-Empfangseinheit. Wie in Abb. 4.14 dargestellt, besteht das iControl-Instrumenten-Add-on aus einem mittels Selective-Laser-Sintering hergestellten und autoklavierbaren Gehäuse und dem „Elek-

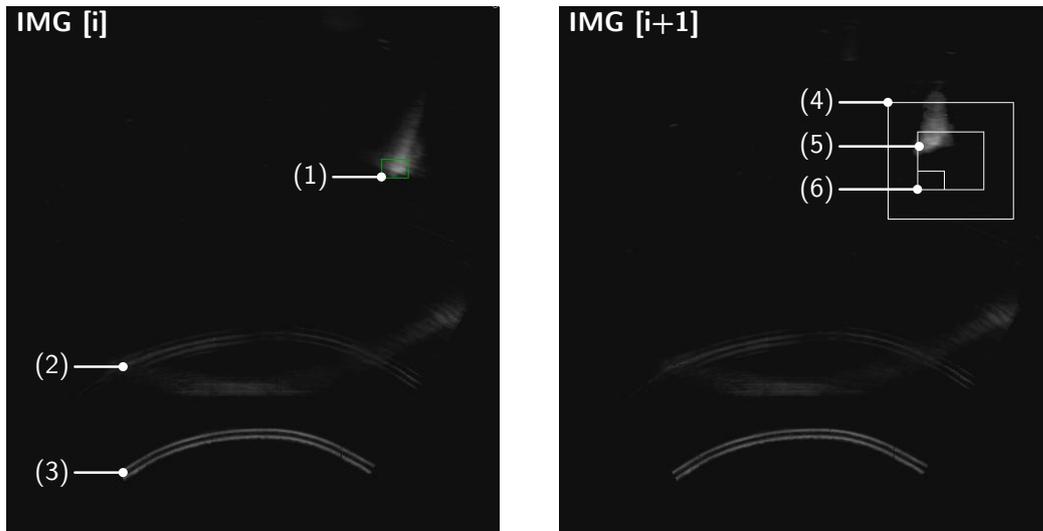


Abbildung 4.13: *Links*: US-Aufnahme des Manipulators zum Zeitpunkt i . Bei (1) ist die Spitze eines laparoskopischen Instruments zu erkennen. In grün dargestellt ist das davon abgeleitete Such-Template. Bei (3) ist die Membran des Manipulators zu erkennen inklusive Reflektionsartefakte (Reverberationen) bei (2). *Rechts*: US-Aufnahme zum Zeitpunkt $i+1$. Bei (6) ist die aktuelle Vergleichsstelle des Such-Template markiert. (5) markiert den inneren Suchbereich und (4) den äußeren Suchbereich.

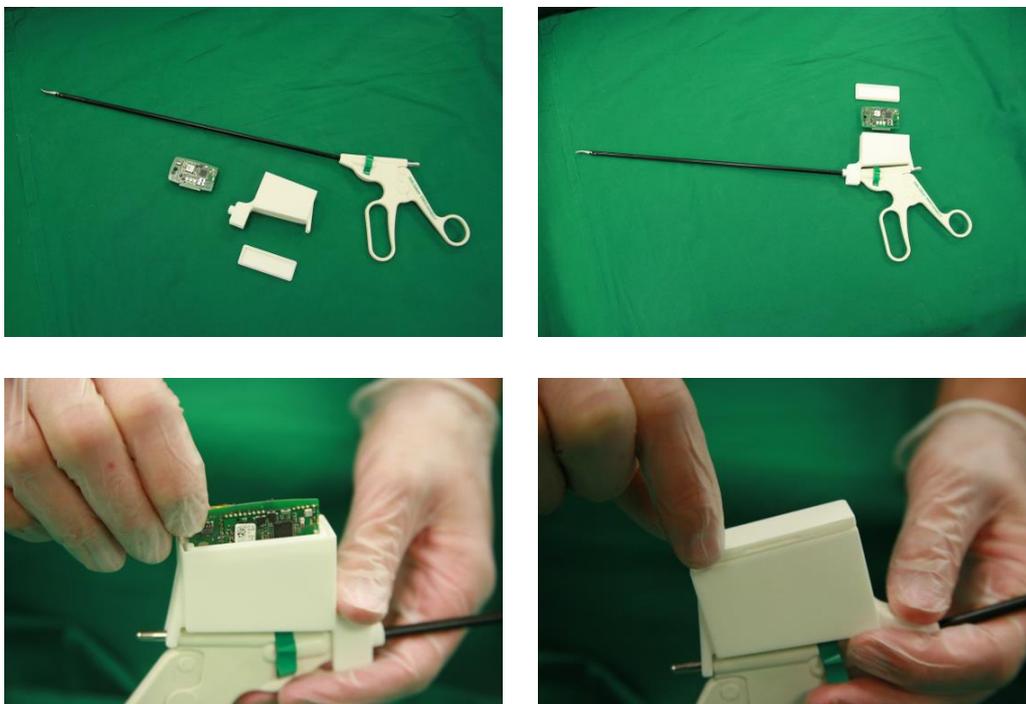


Abbildung 4.14: iControl-Instrumenten-Add-on: *Links-Oben*: laparoskopisches Instrument mit Befestigungsclip und Elektronikmodul; *Rechts-Oben*: Instrument mit angebrachtem Clip; *Links-Unten*: Einsetzen des Elektronikmoduls in den Instrumentenclip; *Rechts-Unten*: verschlossenes und betriebsbereites iControl-Instrumenten-Add-on.

tronikmodul“. Als Elektronikmodul wurde der *MotionLogger* der Gruppe AgeTech des Lehrstuhls für Mikro- und Medizingerätetechnik der TUM benutzt (Czabke u. a., o.D.), da das Modul bereits alle für die Anwendung notwendigen Hardwarekomponenten (Beschleunigungssensor, μC , Akku, Funkmodul) besitzt. Der wichtigste Bestandteil des *MotionLoggers* ist das nanoLOC AVR Modul (Nanotron Technologies GmbH, Berlin, Deutschland), das einen 8-Bit μC (Typ ATmega644V, Fa. Atmel, San Jose, CA, USA) und den nanoLOC TRX Transceiver von Nanotron Technologies inklusive Antenne enthält. Zu Messung der Beschleunigungswerte wird im *MotionLogger* ein Beschleunigungssensor der Firma Bosch (Gerlingen, Deutschland) vom Typ SMB 380 mit drei Freiheitsgraden verwendet. Die Auswertung der Beschleunigungswerte sowie die Erstellung der Steuerbefehle für den Manipulator erfolgt bereits im iControl-Instrumenten-Add-on. Das iControl-Instrumenten-Add-on kommuniziert mit der Empfangseinheit über ein proprietäres Funkprotokoll der Firma Nanotron Technologies mit dem Produktnamen „Chirp Spread Spectrum“ im 2,4 GHz ISM Band.

In der iControl-Empfangseinheit befindet sich ebenfalls ein nanoLOC AVR Modul mit nanoLOC TRX Funk Transceiver. Aufgrund der zu geringen Anzahl an I/O Schnittstellen am μC des nanoLOC AVR Moduls enthält die Empfangseinheit ein zweites μC -Board (Typ RN-2560 Mega Modul, Fa. Brall Software GmbH, Sontra, Deutschland) mit einem 8-bit ATmega 2560 μC . Das RN-2560 Mega Modul übernimmt beispielsweise die Kommunikation mit der Verteilerstation oder die Freischaltung von iControl durch den Druck aufs Fußpedal. Zum Anschluss eines Verbindungskabels an die Verteilerstation besitzt die Empfangseinheit eine LEMO Buchse vom Typ *ECG.0B.306.CLL* mit sechs Pins. Über das Verbindungskabel kommuniziert die iControl-Empfangseinheit mit der Verteilerstation und wird mit Energie versorgt.

4.2.4 Aufbau der Joystickkonsole

Die Joystickkonsole (Abb. 4.15) hat ein modulares Gehäuse bestehend aus einer mittels 3D-Druck hergestellten äußeren Hülle sowie einem Faraday'schen Käfig im Inneren und kann über einen handelsüblichen OP-Tischkloben am OP-Tisch befestigt werden. Der Faraday'sche Käfig beherbergt die Elektronikkomponenten und schützt diese vor EM-Strahlung. Für die Steuerkonsole wird ein 8-bit ATmega2560 μC (San Jose, CA, USA) mit 16 MHz Taktfrequenz und 256 kB Flash-Speicher verwendet. Die Joystickkonsole wird über ein sechsadriges Kabel mit der Verteilerstation verbunden, das vier Kommunikationsleitungen (RS-485 full duplex) und zwei Litzen zur Energieversorgung (TTL) enthält. Wie bei den anderen Steuermodulen des Sonic-CT hat die Joystickkonsole eine LEMO Buchse vom Typ *ECG.0B.306.CLL* für das Verbindungskabel zur Verteilerstation. Der Kern des äußeren Gehäuses wurde mittels eines Gipspulver basierten 3D-Druckers (3D Systems, Rock Hill, SC, USA) hergestellt. Der Gipsdruck wurde in den darauffolgenden Arbeitsschritten mit einem Harz infiltriert sowie zum Einstellen der Oberflächengüte abgeschliffen und lackiert. Als Joystick kommt ein Typ 812251B1R der Firma Megatron (Putzbrunn, Deutschland) mit zwei

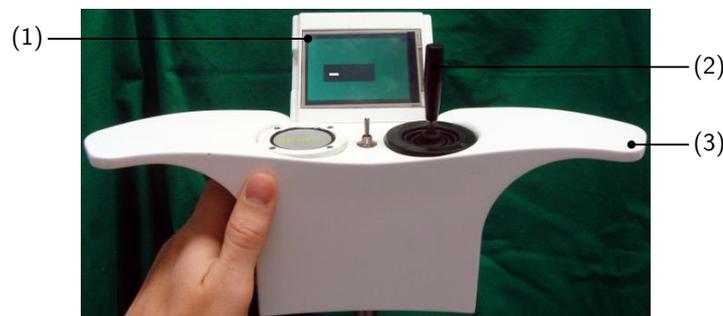


Abbildung 4.15: Joystickkonsole: (1) Display zur Darstellung der aktuellen Sondenposition und der Konfiguration der Joystickkonsole; (2) Joystick zur Steuerung des Manipulators; (3) Mittels 3D-Druck hergestelltes Gehäuse der Konsole inklusive seitlichen Handablagen für den Benutzer.

Freiheitsgraden zu je 220 ± 5 Grad zum Einsatz. Die Joystickwerte werden über einen 10-bit Analog-Digital-Converter (ADC) eingelesen, das heißt die Veränderung des Joystickwinkels um zehn Grad führt zu einer Veränderung des ADC-Werts um 47 Schritte. Das Touchdisplay hat eine Diagonale von 3,2 Zoll, ist vom Typ uLCD-32PTU (4D Systems, Minchinbury, NSW, Australien) und kommuniziert über eine serielle RS-232 Verbindung mit dem ATmega 2560 μ C.

4.3 Physisches Laparoskopie-Trainingssystem mit sonographischer Unterstützung

Das physische Trainingssystem besteht aus den Einheiten *Oberkörperphantom* (Abb. 4.16) und *Nierenphantom* (Abb. 4.17).

4.3.1 Aufbau des Oberkörperphantoms

Die Oberkörpernachbildung hat ein inneres Tragegerüst und eine verformbare äußere Hülle mit Aussparungen für die OP-Instrumente an der Vorderseite, sowie eine Öffnung für das Nierenphantom an der Rückseite. Das innere Tragegerüst der Oberkörpernachbildung besteht aus verschraubten und verleimten Echtholzstreben mit einem Querschnitt von 24×42 mm². Die Abmaße des Gerüsts sind mit $500 \times 200 \times 400$ mm³ (B \times T \times H) an den Oberkörper eines erwachsenen Mannes angelehnt. Während der OP liegt der Patient leicht nach hinten um 100 bis 110 Grad gekippt auf dem OP-Tisch (Stolzenburg u. a., 2011), dementsprechend ist auch das Gehäuse um 110 Grad nach hinten gekippt konstruiert. Die äußere Hülle besteht aus thermisch verformten Polystyrolplatten. Die Kanten des Gehäuses sind mit Gewebepband (Typ tesa extra Power Perfect Gewebepband weiß, Fa. tesa SE, Hamburg, Deutschland) geschützt. Entsprechend den in der Literatur (Stolzenburg u. a., 2011, S. 80) beschriebenen Stellen wurden Öffnungen in die äußere Hülle geschnitten, die dem Operateur die gewohnten Zugangswege in das Innere des Körpers erlauben. Um den Reibungswiderstand der Haut zu simulieren, wurden an der Innenseite des Oberkörpers auf Höhe der Instrumentenzugänge zwei Millimeter dicke Elastomerscheiben aus Gummi mit einem Durchmesser von 100 Millimeter angeklebt. Die Scheiben haben kreuzförmige Einschnitte von 15×15 mm², um handelsübliche Trokare bis zu zwölf Millimeter aufnehmen zu können. Durch die Öffnung an der Rückseite des Trainers lässt sich ein Nierenphantom in das Torsophantom integrieren. Das Nierenphantom wird über einen Klemmmechanismus mit Rändelschrauben befestigt und lässt sich dadurch werkzeuglos austauschen. Für das Oberkörperphantom wurde ein passender Tischaufsteller und eine Befestigung für OP-Tische entwickelt, die ausführlicher von Schmid (2012) beschrieben wurden. Die OP-Tischhalterung wird am äußeren Schienensystem des Tisches befestigt und so gegen Verrutschen gesichert.

4.3.2 Aufbau des Nierenphantoms

Das Nierenphantom wurde mit dem Ziel entwickelt, eine laparoskopische partielle Nephrektomie mit objektiv messbaren Kriterien trainieren zu können. Abgeleitet von den in Abschnitt 1.3 beschriebenen medizinischen Problemen können folgende Kriterien objektiv gemessen werden: Eingriffszeit, Tiefe des Resektionskraters, Höhe des Schnitttrandes um den Tumor, Fläche der Resektionsöffnung, in vivo Verletzungen des Tumors, Übersehen von Metastasen. Durch diese Kriterien ist es möglich, gezielt Fortschritte bei den für die OP entscheidenden Fähigkeiten des Chirurgen zu messen.

Abgeleitet von den Abmessungen der Niere eines erwachsenen Menschen ($11 \times 7 \times 4$ cm³ L \times B \times H (Lippert, 2006, S. 206)) wird für das Nierenphantom ein rechteckiges Kunststoffgehäuse mit den Abmaßen $14,5 \times 10,5 \times 6$ cm³ (L \times B \times H) benutzt. Der Boden und der Deckel des Gehäuse wurden für einen freien Zugang entfernt. Das Gehäuse wird mit geruchsfreiem und ungiftigem Kerzengel, einem zähflüssigen Paraffin, gefüllt. Kerzengel wurde als Füllmasse gewählt, da es eine Härte und Steifigkeit ähnlich menschlichem Gewebe hat und für die Bildgebung mit US geeignet ist. Da das Kerzengel von Hause aus farblos ist, wurde es mit orangenen Farbpigmenten versetzt, um die Ausbreitung der Tumore im Inneren des Phantoms zu verbergen. Die Farbpigmente sorgen auch

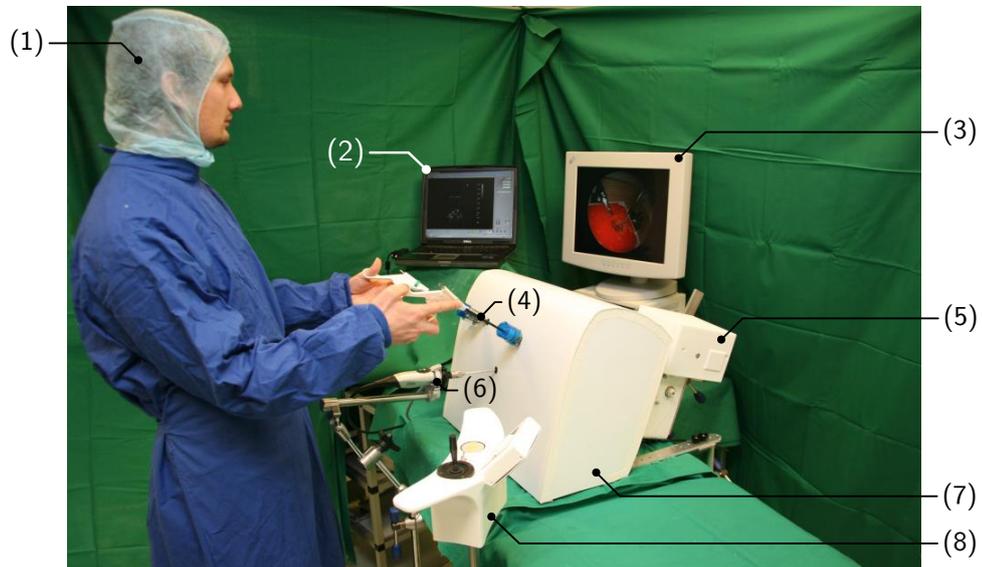


Abbildung 4.16: Laparoskopisches Trainingssystem: Der Operateur (1) reseziert mit dem Standard-OP-Instrumentarium (4) und einem Videolaparoskop (6) einen künstlichen Tumor im Oberkörperphantom (7). Während des Trainings sieht er die Bilder des Videolaparoskops (3) und des US-Geräts (2). Die Sonde des US-Geräts wird vom Manipulator (5) geführt. Über die Joystickkonsole (8), kann der Operateur den Manipulator steuern.



Abbildung 4.17: Nierenphantom: *Links*: Nierenphantom in Vorder- und Rückansicht; *Rechts*: Nierenphantom ohne die oberste Deckschicht mit sichtbaren Tumornachbildungen.

dafür, dass das Gel in den US-Aufnahmen eine ähnliche Grauschattierung erzeugt wie menschliches Gewebe. Zum Trainieren von Tumorresektionen hat das Nierenphantom zwei künstliche Tumore, die in das Kerzengel eingelassen sind. Da die laparoskopische Tumorresektion nur bei Patienten mit lokalem Nierenzellkarzinom des Stadiums 1 empfohlen wird (Ljungberg u. a., 2013), haben die künstlichen Tumore eine runde bis ovale Form mit den Abmessungen von circa 30×30 Millimeter. Bei der Wahl des Tumormaterials war es wichtig, dass dieses sich in Haptik und Optik leicht vom Nierenparenchym unterscheidet und sich nur durch Herausschneiden vom restlichen Gewebe trennen lässt, nicht jedoch durch Herausreißen. Nachdem eine Vielzahl an Materialien untersucht wurde, zeigte sich ein Badeschwamm der Drogerie Dirk Rossmann (Burgwedel, Deutschland) am geeignetsten. Der Schwamm lässt sich mit Kerzengel infiltrieren und verbindet sich dadurch gut mit dem restlichen Material. Bei der Wahl des Schwammes war darauf zu achten, dass die Poren nicht zu klein sind, da der Schwamm sonst zu leicht zerreißt. In den US-Aufnahmen wird der Schwamm-Tumor ähnlich wie ein echter Tumor mit starken Reflektionen an der US-Sonde zugewandten Seite dargestellt und unterscheidet sich dadurch deutlich vom umliegenden Gewebe. Die Tumore wurden so platziert, dass die Spitze des Tumors von außen leicht sichtbar ist. Wie groß der Tumor ist und wie weit sich dieser unterhalb der Oberfläche ausbreitet ist nicht erkennbar.

Experimente

In diesem Kapitel werden die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Experimente beschrieben. Das Kapitel unterteilt sich in Verifikations- und Validierungsexperimente. Das Ziel der Verifikationsexperimente war es, durch einen objektiven Nachweis zu bestätigen, dass die zu Beginn der Arbeit festgelegten Anforderungen erfüllt werden. Das Ziel der Validierungsexperimente war es, durch einen objektiven Nachweis zu bestätigen, dass die zu Beginn der Arbeit festgelegten Anforderungen und zu erzielenden Vorteile für die spezifisch beabsichtigte Anwendung erfüllt werden. Hierzu wurde beispielsweise die Bildqualität der US-Aufnahmen zuerst in einem Teststand verifiziert und später in einem klinischen Experiment durch medizinisches Fachpersonal validiert.

5.1 Experimente zur Verifizierung der gestellten Anforderungen

5.1.1 Verifizierung der geforderten US-Bildqualität des Manipulators

Hypothese

Folgende Hypothese soll mit dem Experiment bestätigt oder abgelehnt werden:

Die US-Bildqualität des Sonic-CT ist gleichwertig zu den Aufnahmen einer direkt auf der Haut aufliegenden Sonde, das heißt es gibt keinen signifikanten Unterschied in Bezug auf die Auflösung in allen drei Freiheitsgraden als auch in Bezug auf die Distanztreue in den Bildern.

Materialien und Methoden

Für die Experimente wurde der im Rahmen dieser Promotion entwickelte und von Horvath (2013) dokumentierte Teststand verwendet (Abb. 5.1). Mit dem Teststand war es weltweit zum ersten Mal möglich, sowohl die axiale, die laterale als auch die Elevationsauflösung kontinuierlich zu messen. Der Teststand hatte einen 50 Zentimeter hohen Tank mit integriertem Gestell über das sich eine US-Sonde, eine Membran und ein Prüfkörper unter Wasser in beliebigen Abstand anordnen lassen. Der Tank wurde mit H_2O gefüllt. US-Geräte sind für die Schallung menschlichen Gewebes kalibriert. Damit sich die Schallwellen in Wasser genauso schnell wie in Gewebe ausbreiten, sollte das verwendete Wasser auf eine Temperatur zwischen 48 und 50 Grad Celsius erhitzt werden (Selfridge, 1985). Über einen geregelten Tauchsieder wurde das Wasser auf Betriebstemperatur gebracht bzw. konstant gehalten. Der Messkörper zur Bestimmung der vertikalen und horizontalen Distanztreue enthielt Fäden im Abstand von 10,05 Millimeter. Für den Versuch kam das im

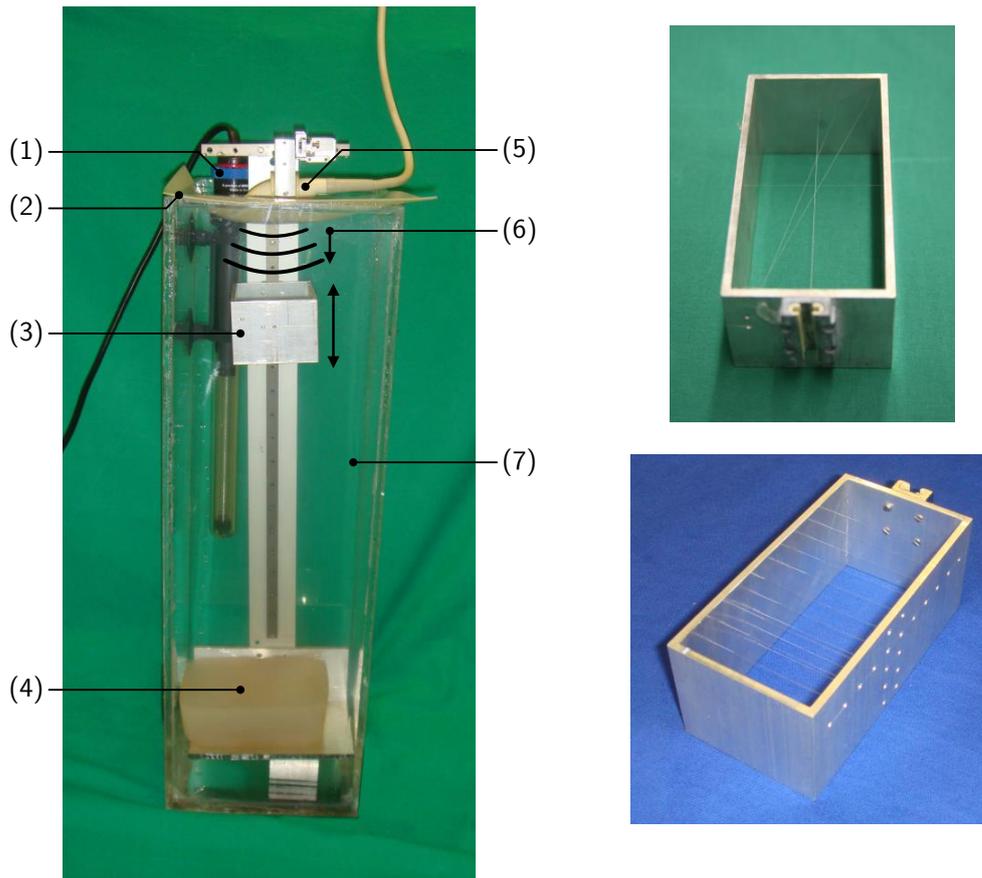


Abbildung 5.1: *Links*: Versuchsaufbau zur Verifizierung der gewünschten Bildqualität; *Rechts-oben*: Messkörper zu Bestimmung der axialen, lateralen und Elevations-Auflösung; *Rechts-unten*: Messkörper zu Bestimmung der Distanztreuen. (1) Heizstab zu Regulierung der Wassertemperatur; (2) Silikonmembran; (3) höhenverstellbarer Messkörper; (4) Schallwellen dämpfendes Silikonkissen zur Reduzierung von unerwünschten Reflexionartefakten; (5) US-Sonde; (6) Ausbreitungsrichtung der Schallwellen; (7) mit Wasser gefülltes Gehäuse.

Tabelle 5.1: Auflösungen der US-Bilder des Sonic-CT (*arithmetisches Mittel \pm Streuung der Messung*, $N = 10$).

Axial	Lateral	Elevation
$1,56 \pm 0,16$ mm	$4,19 \pm 2,27$ mm	$15,70 \pm 5,15$ mm

Sonic-CT verwendete US-Gerät vom Typ FlexFocus 400 (Fa. BK Medical, Herlev, Dänemark) mit der Konvexsonde 8200e und einer Frequenz von fünf Megahertz zum Einsatz. Die Silikonmembran zwischen Sonde und Messkörper ist identisch mit der Membran, die im Manipulator verbaut wird (Dicke 1,1 Millimeter, Härte 40 Shore-A).

Folgende Parameter wurden im Rahmen des Experiments gemessen: i) Axiale Auflösung, ii) Laterale Auflösung, iii) Elevationsauflösung, iv) Horizontale Distanztreue, v. Vertikale Distanztreue.

Zur Messung der Parameter wurden in den Abständen 70 Millimeter, 140 Millimeter und 210 Millimeter zwischen US-Sonde und Prüfkörper für jeden Parameter $N = 10$ Aufnahmen gemacht. In den US-Bildern wurde anschließend mit einem Grafikwerkzeug (Matlab, Fa. Mathwork, Nattick, MA, USA) die gesuchten Abstände vermessen. Die gemessenen Abstände basieren auf der vom Hersteller angegebenen Auflösung der US-Aufnahmen. Der am US-Gerät einstellbare Verstärkungsfaktor (engl. *gain*) für die US-Aufnahmen wurde für jede Messung manuell so niedrig gewählt, dass das zu vermessende Objekt für den Anwender maximal sichtbar war. Für Messreihen zur Bestimmung der Auflösung wird das *arithmetische Mittel* und die *Streuung der Messung* berechnet. Über Student's einseitigen Zweistichproben-*t-Test* mit einem Signifikanzniveau von fünf Prozent und den *F-Test* mit einem Signifikanzniveau von ebenfalls fünf Prozent wurden die Messreihen mit den Messwerten der Sonde ohne Membran verglichen (siehe Tabelle 2.1), um zu bestimmen, ob es einen signifikanten Unterschied gibt. Für die Messungen der Distanztreue wurde die in der US-Aufnahme gemessene Distanz mit der realen Distanz verglichen und das QMW der Abstände bestimmt.

Der Versuchsaufbau ist in Abb. 5.1 visualisiert. Zwischen Sonde und Messkörper wurde die Membran eingespannt. Der Abstand zwischen Sonde und Membran betrug zehn Millimeter.

Ergebnisse

Die Ergebnisse der Messungen sind in den Abbildungen 5.2 und 5.3 visualisiert und in Tabelle 5.1 zusammengefasst.

Weder bei der axialen, der lateralen noch der Elevationsauflösung war ein signifikanter Unterschied zwischen der Schallung mit und ohne Membran in den Auflösungen nachweisbar, wenn man die Messergebnisse über alle drei Tiefen mittelt. Betrachtet man die Messreihen isoliert für die einzelnen Tiefen sind jedoch Unterschiede in den Auflösungen feststellbar. Beispielsweise bei den Messungen in 70 Millimeter Tiefe ist die axiale Auflösung ($1,76 \pm 0,03$ mm vs. $1,34 \pm 0,4$ mm) sowie die Elevationsauflösung ($8,69 \pm 0,06$ mm vs. $8,86 \pm 0,03$ mm) in den US-Aufnahmen mit Membran signifikant schlechter. Bei den Messungen in 140 Millimeter Tiefe war jedoch die axiale Auflösung bei den Aufnahmen mit Membran signifikant besser ($1,44 \pm 0,06$ mm vs. $1,60 \pm 0,04$ mm).

Bei der vertikalen, als auch bei der horizontalen Distanztreue war kein messbarer Unterschied festzustellen zwischen den US-Bildern, die mit und ohne Membran aufgenommen wurden, da die Unterschiede in den Messwerten alle mindestens eine Größenordnung kleiner waren als die Auflösung in den US-Aufnahmen.

Diskussion

Die Hypothese ist erfüllt, die Bildqualität der US-Aufnahmen des Sonic-CT ist gleichwertig zu den Aufnahmen einer handgeführten US-Sonde. Die Anforderung an die US-Bildqualität des Sonic-CT, die im eigenen Ansatz gestellt wurde, ist damit erfüllt.

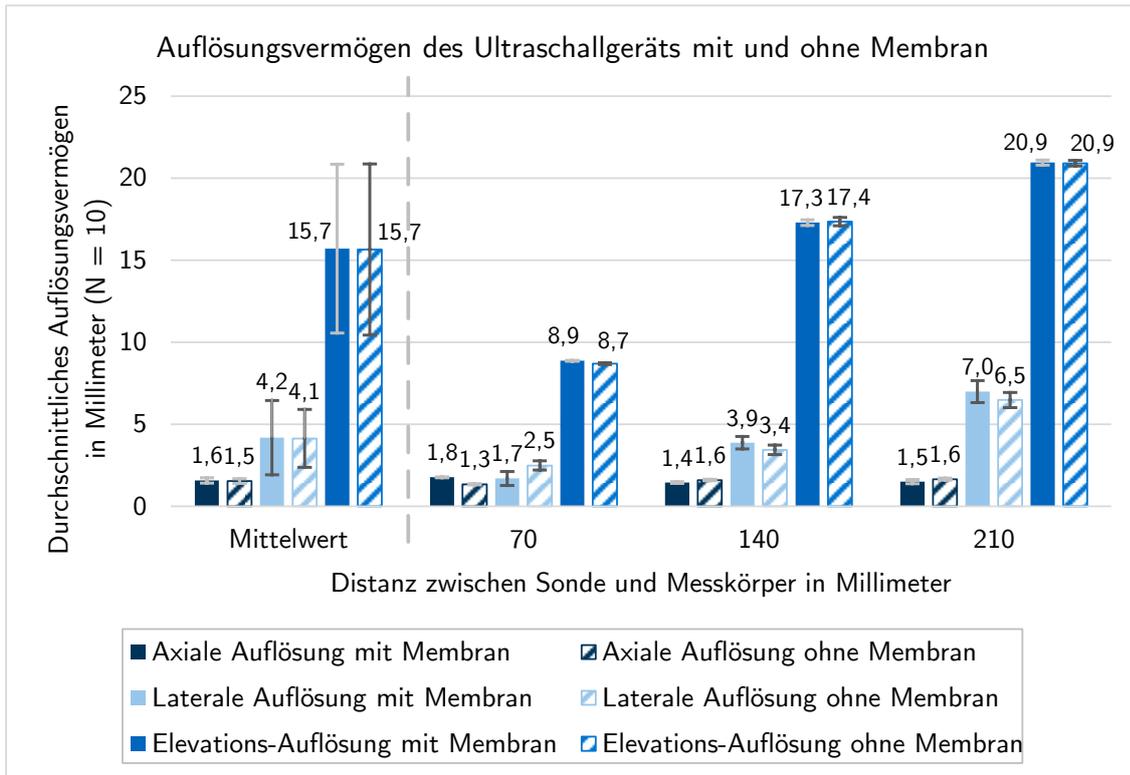


Abbildung 5.2: Auflösungsvermögen des Ultraschallgeräts mit und ohne Membran des Sonic-CT.

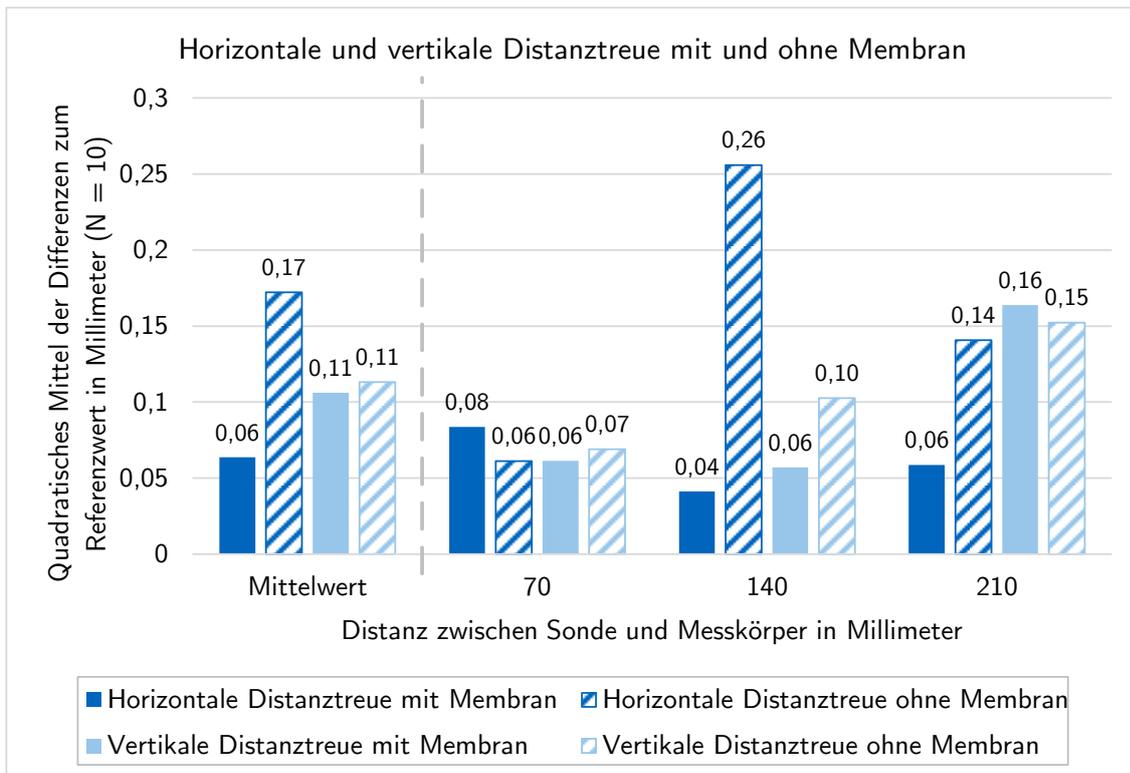


Abbildung 5.3: Distanztreue der US-Aufnahmen mit und ohne Membran.

5.1.2 Verifizierung der geforderten Kinematikeigenschaften des Manipulators

Hypothese

Folgende Hypothese soll mit dem Experiment bestätigt oder abgelehnt werden:

Die Positioniergenauigkeit des Manipulators liegt in x-Richtung unterhalb der halben Elevationsauflösung der US-Bilder von $2,09 \pm 1,13$ Millimeter und in y-Richtung unterhalb der halben lateralen Auflösung von $7,85 \pm 2,57$ Millimeter.

Materialien und Methoden

Für das Experiment wurde der Manipulator ohne Deckel, ohne Wasserfüllung und ohne US-Sonde betrieben. Planparallel zur Arbeitsfläche des Manipulators wurde eine Plexiglasplatte mit Millimeterpapier angebracht. An der Sondenhalterung wurde ein Laserpointer mit 0,5 Millimeter Strahldurchmesser angebracht, der senkrecht nach oben strahlend die aktuelle Position des „Tool-Center-Points“ auf dem Millimeterpapier markierte. Zur Steuerung des Manipulators wurde die Verteilerstation mit einem Computer verbunden. Vom Computer aus wurden über ein Hyperterminal (HTerm, V0.81beta, ©Tobias Hammer) die Zielpositionen an den Manipulator gesendet.

Im Rahmen des Experiments musste der Manipulator $N=20$ Mal zufällig im Arbeitsraum verteilte Zielpositionen anfahren. Abgelesen wurden die angefahrenen Ist-Positionen und daraus die Abweichung zur Sollposition berechnet.

Für die Differenzen wurde das *arithmetische Mittel* und die *Streuung der Messung* berechnet. Mit dem einseitigen Einstichproben *t-Test* mit einem Signifikanzniveau von ein Prozent wurde überprüft, ob sich die Positioniergenauigkeiten von den geforderten Auflösungen unterscheiden.

Ergebnisse

Die Ergebnisse des Experiments sind in Tabelle 5.2 dargestellt. Das offensichtliche Ergebnis, dass die Positioniergenauigkeiten in beiden Freiheitsgraden kleiner sind als die Auflösung der US-Bilder, wurde durch den *t-Test* bestätigt.

Diskussion

Da die Positioniergenauigkeiten signifikant kleiner sind als die halben US-Auflösungen ist die Nullhypothese bestätigt. Es ist also mit Hilfe des Sonic-CTs möglich, die US-Sonde so zu verfahren, dass der Arbeitsraum lückenlos gescannt werden kann. Wäre die Nullhypothese verworfen worden, gäbe es Positionen im Arbeitsraum, die nicht in den US-Bildern des Sonic-CT darstellbar gewesen wären. Die unterschiedlichen Positioniergenauigkeiten in beiden Freiheitsgraden resultieren aus dem Spiel in der Kinematikkette, das sich aufgrund der verschieden langen Hebelarme unterschiedlich stark auf die Messergebnisse auswirkte.

Tabelle 5.2: Positioniergenauigkeit des Sonic-CT und korrespondierende US-Auflösung (*arithmetisches Mittel* \pm *Streuung der Messung*, $N = 20$).

Freiheitsgrad	Positioniergenauigkeit	US-Auflösung
x-Achse	$1,30 \pm 0,88$ mm	$7,85 \pm 2,57$ mm (Elevation)
y-Achse	$0,33 \pm 0,37$ mm	$2,09 \pm 1,13$ mm (Lateral)

5.1.3 Verifizierung der geforderten Anforderungen an das automatische Suchen und Verfolgen von Instrumenten(pControl)

Hypothese

Folgende Hypothese soll mit dem Experiment bestätigt oder abgelehnt werden:

Bei mindestens 90 Prozent aller Steuerversuche wird die US-Sonde des Sonic-CT mittels pControl so ausgerichtet, dass die Spitze des laparoskopischen Instruments sichtbar ist.

Materialien und Methoden

Für das Experiment wurde der Sonic-CT in Kombination mit der Joystickkonsole und der pControl-Steuerung (automatisches Suchen und Verfolgen von laparoskopischen Instrumenten) benutzt. Für pControl wurde ein EM Trackingsystem vom Typ Aurora der Firma NDI (Northern Digital, Waterloo, Kanada) verwendet. Das Trackingsystem wurde mit dem Planar Feld Generator und dem 6DOF-Cable Tool Sensor (Positionsgenauigkeit laut Hersteller: QMW = 0,48 Millimeter) betrieben. Der EM-Sensor war an einem laparoskopischen Dissektor befestigt, dessen Spitze als Zielobjekt diente.

Protokolliert wurden die Positionen der US-Sonde für N=35 Zielvorgaben, die jeweils einmal manuell per Joystickkonsole und einmal automatisiert mittels pControl angefahren wurden. Die Differenzen d_x und d_y zwischen der manuell und der automatisiert erreichten Position wurden für jede Zielvorgabe berechnet.

Für die Differenzen wurde für jeden Freiheitsgrad der *Median* und die 5 beziehungsweise 95 Prozent Quantile berechnet. Bei einer mittleren Schichtdicke von $15,70 \pm 5,15$ Millimeter und einer Abbildungsbreite von circa 150 Millimeter ist die Schichtdicke der begrenzende Faktor bei der Sichtbarkeit des laparoskopischen Instruments. Genauer heißt das, das laparoskopische Instrument darf maximal $150 / 2 = 75$ Millimeter in y-Richtung und $15,70 / 2 = 7,85$ Millimeter in x-Richtung vom Zentrum der US-Sonde entfernt sein, um noch gesehen werden zu können.

Zur Durchführung des Experiments wurde der Manipulator waagrecht aufgestellt und eine mit Wasser gefüllte Kunststoffbox darauf angebracht. Damit die Schallwellen gut in das Innere der Box ein- und austreten konnten, hatte diese ein Loch im Boden in der Größe des Arbeitsraumes des Manipulators. Während der Messungen wurde der Dissektor jedes Mal am Rand der Box mit Knetmasse befestigt. Die Spitze wurde zuerst per Joystickkonsole fokussiert und danach von einer beliebigen Stelle ausgehend per pControl gesteuert.

Ergebnisse

Die Ergebnisse des Diagramms sind in Abb. 5.4 dargestellt. Für die Abweichungen in x-Richtung liegt der Median bei +2,1 Millimeter, das 5 Prozent Quantil bei -4,2 Millimeter und das 95 Prozent Quantil bei +6,29 Millimeter. Für die Abweichungen in y-Richtung liegt der Median bei -0,90 Millimeter, das 5 Prozent Quantil bei -4,18 Millimeter und das 95 Prozent Quantil bei 1,53 Millimeter.

Diskussion

Die Nullhypothese konnte bestätigt werden, das laparoskopische Instrument war bei mehr als 90 Prozent aller Messungen sichtbar. Aufgrund eines systembedingten Fehlers (Totzeiten im Regelkreis) waren die Abweichungen jedoch deutlich größer als erwartet. Totzeiten entstehen beispielsweise im US-Gerät beim Erzeugen der US-Aufnahmen oder beim Digitalisieren der US-Bilder in der Framegrabberkarte. Die Totzeiten führten dazu, dass zwischen dem Zeitpunkt an dem die Sonde die Zielposition erreicht hatte und dem Zeitpunkt an dem der Manipulator den Befehl zum Stoppen empfing soviel Zeit verging, dass der Manipulator ein kleines Stückchen weiter verfuhr. Wenn man die Suchstrategie¹ im Hinterkopf hat, erkennt man in Abb. 5.4 deutlich, dass die US-Sonde immer ein Stück weit entlang des Instrumentenschaftes weg von der Spitze positioniert

¹Aufgrund der EM-Trackingdaten ist die Ausrichtung des Instruments bekannt. pControl verfährt die Sonde so, dass sie sich parallel zum Instrumentenschaft von vorne auf die Instrumentenspitze zubewegt.

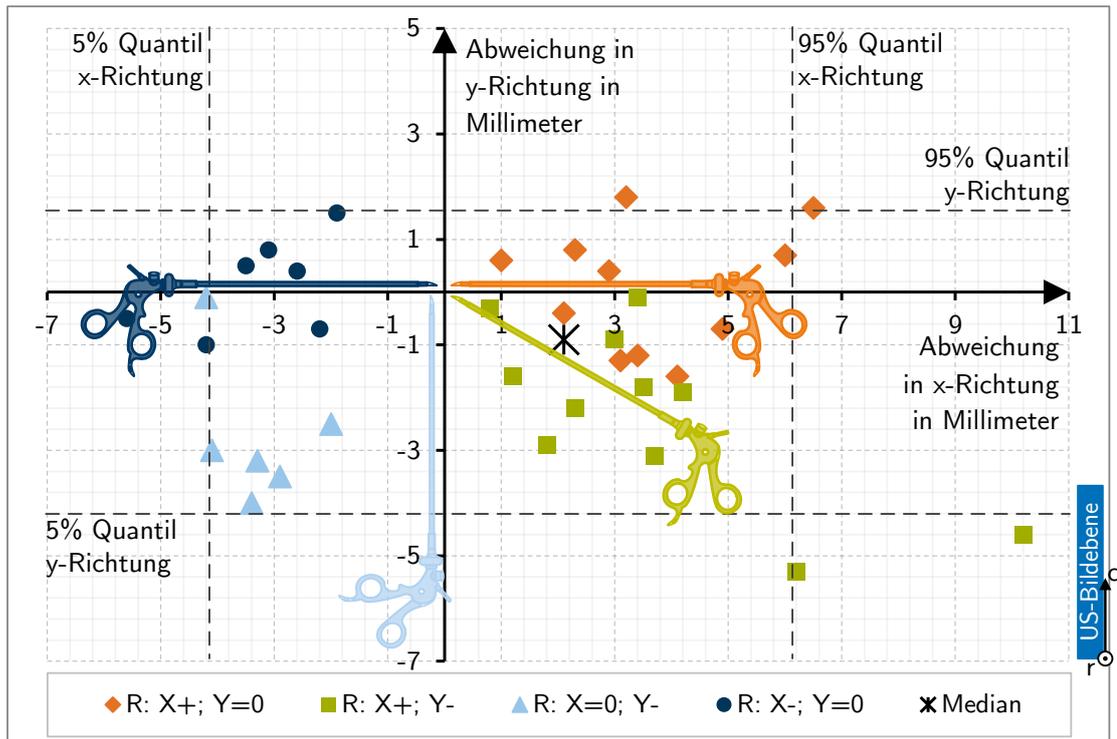


Abbildung 5.4: Abweichungen der US-Sonde von der Idealposition bei Ausrichtung durch pControl. Jede Messreihe ist mit einer eigenen Farbe und eigenem Symbol dargestellt. Für jede Messreihe ist die Orientierung des laparoskopischen Instruments in beiden Freiheitsgraden angegeben. Das Instrument war entweder parallel zur Koordinatenachse des Freiheitsgrades ($=0$), in positive (+) oder negative (-) Richtung ausgerichtet. Die Ausrichtung des laparoskopischen Instruments ist zum besseren Verständnis für jede Messreihe farblich dargestellt. Deutlich erkennbar ist, dass die Finale Position der US-Sonde immer parallel zum Instrumentenschaft weg von der Instrumentenspitze verschoben ist. Außer, wenn das Instrument parallel zur Bildebene ausgerichtet ist.

ist. Hardwareseitige Strategien zum Minimieren der Fehlpositionierung könnte der Einsatz eines Echtzeitbetriebsystems sein oder die Verwendung eines US-Geräts mit sowohl höherer Bildwiederholrate als auch einer Bildausgabe in einem Format, das nativ von einem Computer bearbeitet werden kann. Softwareseitig könnte man den Regelalgorithmus so anpassen, dass er die Sonde entgegen dem Positionierfehler nachregelt.

5.1.4 Verifizierung der geforderten Anforderungen an die telemanipulierte Geschwindigkeitssteuerung mit laparoskopischen Instrumenten (iControl)

Hypothese

Folgende Hypothese soll mit dem Experiment bestätigt oder abgelehnt werden:

Mittels iControl werden die Steuerbefehle des Benutzers mit einer Sensitivität und Spezifität von jeweils 0,9 richtig klassifiziert und in die gewünschten Kommandos für den Sonic-CT umgesetzt.

Materialien und Methoden

Verwendet wurde der Sonic-CT in Verbindung mit der iControl Steuerung (Telemanipulierte Steuerung über ein laparoskopisches Instrument) bestehend aus dem iControl-Instrumenten-Add-on, der iControl-Basisstation und dem dazugehörigen Fußpedal zum Aktivieren der Steuerung.

An der Studie nahmen $N = 10$ Probanden teil. Nach einer kurzen Einweisung in die Benutzung starteten die Teilnehmer direkt mit dem Experiment. Eine Einlernphase gab es nicht. Jeder Proband führte jeden der fünf möglichen Befehle zum Steuern der Sonde (hoch, runter, links, rechts, Instrument still halten) zehn Mal in zufälliger Reihenfolge aus. Protokolliert wurde, ob der Manipulator die US-Sonde in die vorgegebene Richtung verfuhr.

Die Messwerte wurden mittels *Sensitivität* und *Spezifität* ausgewertet.

Um die Bewegungsmöglichkeiten soweit wie möglich an die realen Bedingungen anzupassen, war das laparoskopische Instrument mit dem iControl-Instrumenten-Add-on während des Versuches so fixiert, dass nur Bewegungen um einen Pivot-Punkt möglich waren.

Ergebnisse

Die Ergebnisse des Experiments sind in Abb. 5.5 dargestellt. Die Spezifität wurde mit einem Wert von 0,90 den Anforderungen gerecht. Die Sensitivität konnte mit einem Wert von 0,88 nicht ganz die Anforderungen erfüllen.

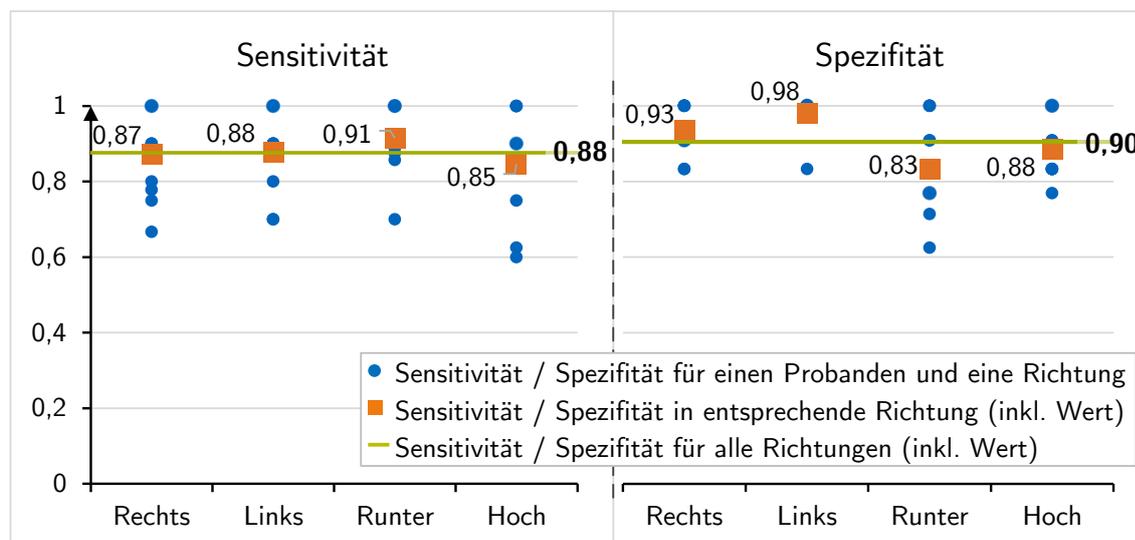


Abbildung 5.5: Sensitivität und Spezifität der iControl-Steuerung.

Diskussion

Die Nullhypothese kann nur für die Spezifität bestätigt werden, muss jedoch für die Sensitivität knapp abgelehnt werden. Die Ursache für die etwas geringere Sensitivität ist systembedingt. Um die Erkennung der Steuerbefehle möglichst robust zu machen, kann bei jeder Steuerbewegung nur ein Freiheitsgrad angesteuert werden. Rotiert der Benutzer das Instrument beim Steuern oder bewegt es schräg, dann wird das Instrument in mehreren Freiheitsgraden gleichzeitig beschleunigt. Damit der Auswertalgorithmus möglichst stabil läuft, wird bei jedem Steuerwunsch immer nur die Bewegungsrichtung ausgewertet, in der zum ersten Mal der Totbereich überschritten wird. Bei einer schrägen Bewegung oder einer Bewegung mit Rotationsanteil kann es passieren, dass dabei die sekundäre Steuerrichtung zuerst erkannt wird und die US-Sonde in die falsche Richtung verfahren wird. Eine mögliche Abhilfe für dieses Problem könnte der zusätzlich Einsatz eines Sensors zur Messung von Rotationsbewegungen (Gyrometer) bringen.

5.2 Experimente zur Validierung des klinischen Nutzens

5.2.1 Validierung der Mensch-Maschine-Schnittstellen

Hypothese

Folgende Hypothese soll mit dem Experiment bestätigt oder abgelehnt werden:

Mittels der Methode zum automatischen Suchen und Verfolgen von laparoskopischen Instrumenten (pControl) kann der Benutzer die US-Sonde im Sonic-CT schneller ausrichten als per Telemanipulation.

Materialien und Methoden

Für das Experiment wurden der Sonic-CT und folgende Mensch-Maschine-Schnittstellen benutzt: a) Joystickkonsole, b) pControl ohne Visual-Servoing und c) pControl mit Visual-Servoing. Das für pControl verwendete EM-Trackingsystem vom Typ Aurora wurde von der Firma NDI (Northern Digital Corporation, Waterloo, Canada) hergestellt. An der System-Unit des Tracking Systems war ein Planar Feld Generator sowie ein 6DOF Cable Tool Sensor (Positionsgenauigkeit laut Hersteller QMW = 0,48 Millimeter) angeschlossen. Der Sensor wurde an einem laparoskopischer Dissektor befestigt, der als Zeiginstrument diente. Zur Auswertung der US-Bilder wurde ein Laptop (Typ Dell D630 Latitude, 2,0 GHz Intel Core Duo und 2 GB Arbeitsspeicher; Fa. Dell Inc., Round Rock, TX, USA) mit angeschlossener USB Framegrabberkarte (Typ DVI2USB Duo, Fa. Epiphan Systems, Ottawa, Kanada) eingesetzt. Zielobjekt war ein Tumorphantom aus Wachs.

Am Experiment nahmen $N = 10$ Probanden teil. Gemessen wurde die Zeit, die ein Proband benötigte, um die US-Sonde so auszurichten, dass das Tumorphantom zentral von der US-Bildebene geschnitten wurde. Für jede Messreihe wurde das *arithmetische Mittel* und die *Streuung der Messung* berechnet. Ob sich die Mittelwerte der Messreihen signifikant unterscheiden, wurde über den abhängigen, zweiseitigen Zweistichproben *t-Test* mit einem Signifikanzniveau von einem Prozent berechnet. Über den *F-Test* mit einem Signifikanzniveau von fünf Prozent wurde vorher überprüft, ob beide Messreihen vergleichbar sind.

Zur Durchführung des Versuchs wurde der Manipulator, wie in Abb. 5.6 dargestellt, waagrecht ausgerichtet. Auf dem Manipulator wurde eine mit Wasser gefüllte Kunststoffkiste befestigt. Damit die Schallwellen des Manipulators leicht in das Wasserbecken eindringen konnten, besaß dieses ein zentrales, rechteckiges Loch im Boden in der Größe des Arbeitsraumes des Manipulators. Über einen Draht wurde das Tumorphantom im Becken positioniert. Die Position des Tumorphantoms blieb das ganze Experiment über unverändert. Jeder Proband steuerte den Manipulator immer in derselben Ecke startend zuerst mit der Joystickkonsole, dann mit pControl ohne Visual-Servoing und zuletzt mit pControl inklusive Visual-Servoing. Wurde der Manipulator per Joystickkonsole gesteuert, war das Becken mit einem Tuch verdeckt, sodass der Proband nicht sehen konnte, wo sich das Tumorphantom befindet. Bei den beiden anderen Steuermethoden hatten die Probanden volle Sicht auf das Becken.

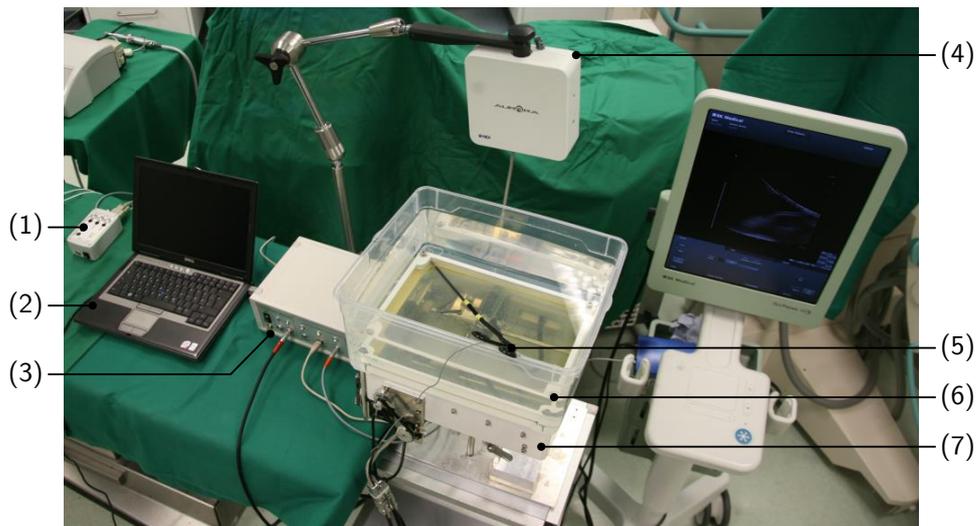


Abbildung 5.6: Experimentalaufbau zur Validierung der Mensch-Maschine-Schnittstellen. (1) EM-Controlbox; (2) Laptop zum Ausführen der pControl Algorithmen; (3) Verteilerstation; (4) EM-Feldgenerator; (5) Laparoskopischer Dissektor für die Steuerung mittels pControl; (6) mit Wasser gefülltes Gehäuse, dass das zu suchende Tumorphantom enthielt; (7) Manipulator des Sonic-CT.

Ergebnisse

Die Ergebnisse des Experiments sind in Abb. 5.7 dargestellt. Mit beiden pControl Varianten schafften es die Probanden im Mittel signifikant schneller, die US-Sonde des Sonic-CT auf das Tumorphantom auszurichten als per Telemanipulation. Ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden pControl Varianten war jedoch nicht feststellbar.

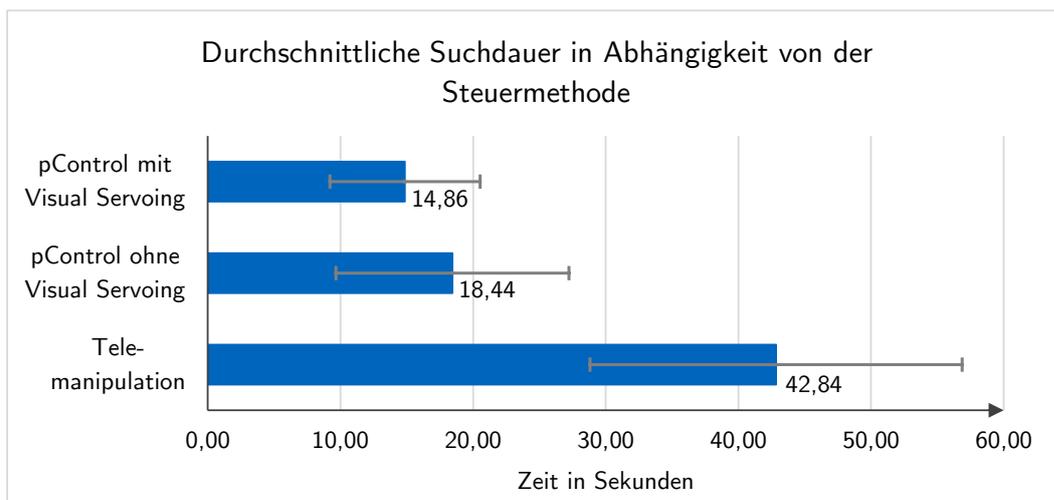


Abbildung 5.7: Mittlere Suchdauer zum Auffinden eines Zielobjektes mit verschiedenen Mensch-Maschine-Schnittstellen. Die Fehlerbalken zeigen die Streuung der Messung.

Diskussion

Die Hypothese konnte durch das Experiment bestätigt werden, das heißt, die US-Sonde lässt sich automatisiert per pControl schneller ausrichten als per Telemanipulation. Im Rahmen des Experiments spielte es jedoch keine entscheidende Rolle, ob die Feinausrichtung der US-Sonde manuell oder per Visual-Servoing erfolgte. Eine Tendenz zu Gunsten der Feinausrichtung mittels Visual-Servoing war im Mittel jedoch erkennbar (Mittlere Suchzeit: 14,86 vs. 18,44 Sekunden; mit bzw. ohne Visual-Servoing). Genauso verringerte sich die Streuung der Messwerte von $\pm 8,78$ auf $\pm 5,67$ Sekunden, wenn pControl mit Visual-Servoing eingesetzt wird. Hierbei sei jedoch angemerkt, dass das Experiment unter Laborbedingungen durchgeführt wurde, das heißt, es wurde darauf geachtet, dass sich in der Nähe des Experimentalaufbaus möglichst wenige, die EM-Strahlung des Tracking Geräts beeinflussende, Gegenstände befanden. Es ist davon auszugehen, dass die Störeffekte in der Klinik wesentlich ausgeprägter sein werden und hier die Vorzüge der Feinausrichtung mittels Visual Servoing noch stärker zur Geltung kommen.

5.2.2 Klinisches Experiment zur Ermittlung der klinischen Vorteile und zur Validierung des Systems durch medizinisches Fachpersonal

Hypothesen

Folgende Hypothesen sollen mit dem Experiment bestätigt oder abgelehnt werden:

1. Bei einer Tumorresektion mit zusätzlicher sonographischer Bildgebung durch den Sonic-CT wird weniger gesundes Gewebe reseziert, als bei reiner videolaparoskopischer Bildgebung.
2. Die Qualität der US-Aufnahmen des Sonic-CT entspricht den Erwartungen der Experten.
3. Aus Sicht der Interventionalisten ist der Einsatz des Sonic-CT für eine laparoskopische partielle Nephrektomie sinnvoll.

Materialien und Methoden

Für das Experiment wurde der Sonic-CT mit Joysticksteuerung sowie das in dieser Dissertation beschriebene physische laparoskopische Trainingssystem benutzt. Jedes Nierenphantom enthielt zwei Tumore, die der Proband von Hand resezieren musste. Die Tumore wurden über eine Vorrichtung bei der Herstellung immer an der selben Stelle positioniert. Für die Resektion wurde ein laparoskopischer Dissektor (Greifer) und eine laparoskopische Schere benutzt. Für die Bildgebung wurde ein HD-Videolaparoskop (Typ HD Endoeye) von Olympus (Tokio, Japan) mit dem dazugehörigen Laparoskopieturm benutzt.

An der Studie nahmen $N=10$ in der laparoskopischen *Nephrektomie* erfahrene Mediziner teil. Tabelle 5.3 enthält Details über die Zusammensetzung der Probandengruppe. Jeder Proband entfernte jeweils einen Tumor mit und einen Tumor ohne US-Unterstützung durch den Sonic-CT. Per Münzwurf wurde entschieden, ob der Proband mit US-Unterstützung beginnt oder nicht. Für jeden Probanden wurde ein neues Nierenphantom benutzt.

Für jeden Probanden wurde die Zeit gestoppt, die benötigt wurde um je einen Tumor ohne und einen Tumor mit US-Unterstützung zu resezieren. Nach dem Versuch wurde den Probanden ein

Tabelle 5.3: Relevante Charakteristika der $N=10$ Operateure (8 m., 2 w.), die am Experiment teilnahmen.

	Lebensalter [Jahre]	Dienstalter [Jahre]	# lap. Operationen pro Jahr	# lap. Operationen im Leben
Median	41	13,5	60	120
Maximum	55	27	450	3500
Minimum	30	2,5	5	40



Abbildung 5.8: Versuchsaufbau beim Validierungsexperiment am Universitätsklinikum Leipzig. (1) Am Versuch teilnehmender Operateur; (2) US-Scanner des Sonic-CT; (3) Videolaparoskopieturm; (4) Sonic-CT; (5) Verteilerstation; (6) Torsophantom des Laparoskopie-Trainers; (7) Wechselphantom.

Fragebogen ausgehändigt. An den operierten Nierenphantomen wurden folgende Werte gemessen: Tiefe des Resektionskraters und Fläche der Resektionsöffnung. An den Tumoren wurden folgende Werte gemessen: Höhe des Schnitttrands an sechs Positionen (oben, unten und vier Stellen um den Äquator) und in vivo Schnitte in den Tumor. Für die Resektionszeit, den Resektionsrand, die Tiefe des Resektionskraters und die Fläche der Resektionsöffnung wurde das *arithmetische Mittel* und das dazugehörige 95 Prozent Vertrauensintervall berechnet. Mittels der Vertrauensintervalle wurde bestimmt, ob sich die Messreihen mit und ohne Sonic-CT mit einer Vertrauenswahrscheinlichkeit von mindestens 95 Prozent unterscheiden. Wie in Abb. 5.8 dargestellt, wurde der Laparoskopie-Trainer zusammen mit dem Sonic-CT auf einem Tisch aufgebaut. Vor dem Tisch stand der Proband. Eine zweite Versuchsperson übernahm die Führung des Videolaparoskops. Hinter dem Tisch stand das US-Gerät des Sonic-CT und der Laparoskopieturm.

Im Rahmen des Experiments hat jeder Teilnehmer laparoskopisch je einen Tumor unter reiner videolaparoskopischer Sicht und einen Tumor mit zusätzlicher US-Bildgebung durch den Sonic-CT reseziert. Vor dem Start der Zeitmessung wurde der Ablauf des Experiments und die Bedienweise der Gerätschaften erklärt. Der Proband hatte danach 30 Sekunden Zeit sich mit dem System vertraut zu machen. Die Teilnehmer steuerten den Sonic-CT über die Joystickkonsole.

Ergebnisse

Aus den Messwerten wurden folgende Ergebnisse abgeleitet. Wird mit dem Sonic-CT operiert, dann ist die Tiefe des Resektionskraters mit einer Wahrscheinlichkeit von mindestens 95 Prozent kleiner, wie wenn ohne US Unterstützung operiert wird (vergleiche Tabelle 5.4 und Diagramme in Abb. 5.9). Bei der Resektionszeit, dem Resektionsrand um den Tumor, der Fläche der Resektionsöffnung und den in vivo Schnitten in den Tumor konnte kein Unterschied bei der Benutzung des Sonic-CT festgestellt werden. In den Diagrammen in Abb. 5.10 ist klar zu erkennen, dass mit zunehmender Erfahrung bei laparoskopischen Eingriffen die Resektionszeit abnimmt. Die in Tabelle 5.5 enthaltenen Antworten des Fragebogens lassen sich wie folgt zusammenfassen. Die Bildqualität der über den Sonic-CT erzeugten US-Aufnahmen entsprach bei 90 Prozent der Mediziner den Erwartungen. Durch den Sonic-CT wurde bei 80 Prozent der Teilnehmer die Resektion erleichtert ohne dabei die kognitive Belastung des Operateurs zu erhöhen. 90 Prozent der teilnehmenden Chir-

Tabelle 5.4: Ergebnisse des Experiments. $N=10$, \bar{x} = *arithmetisches Mittel*, [Untergrenze 95 % Vertrauensintervall; Obergrenze 95 % Vertrauensintervall].

Parameter	mit Sonic-CT	ohne Sonic-CT
	$\bar{x} \pm s_x$	$\bar{x} \pm s_x$
Resektionszeit [s]	175 [130; 221]	151 [94; 209]
Resektionsrand um den Tumor [mm]	1,8 [0,89; 2,71]	1,6 [0,68; 2,60]
Tiefe des Resektionskrater [mm]	32 [30,34; 33,65]	35 [33,67; 37,13]
Fläche der Resektionsöffnung [mm ²]	1148 [940; 1357]	1099 [932; 1266]
Anzahl Probanden mit mindestens einem „in vivo“ Schnitt in den Tumor	3	3

urgen halten den intraoperativen Einsatz des Sonic-CT für sinnvoll. Die Bedienung des Sonic-CT finden 60 Prozent ausreichend schnell und 60 Prozent der Teilnehmer würden den Sonic-CT im aktuellen Zustand intraoperativ einsetzen. 60 Prozent der Mediziner vermissten noch Funktionen wie 3D-Visualisierung, eine intuitivere Steuerung oder automatisiertes Suchen und Verfolgen von laparoskopischen Instrumenten. Nur 10 Prozent hielten das verwendete Nierphantom vergleichbar mit einer echten Operation. Gründe hierfür waren eine fehlende Durchblutung, eine zu leichte Ablösbarkeit des Tumors vom gesunden Gewebe oder das zu weiche gesunde Gewebe.

Diskussion

Die Ergebnisse des Experiments zeigen die Vorteile, die durch den Einsatz des Sonic-CT erreicht werden können und belegen die klinische Einsetzbarkeit des Systems. Es konnte gezeigt werden, dass beim Einsatz des Sonic-CT weniger gesundes Nierengewebe entfernt wird, als bei der herkömmlichen Eingriffsmethode. Vor dem Hintergrund, dass die Menge an zurückbleibenden gesundem Nierenparchym die beste Voraussetzung für den Erhalt der Nierenfunktion bietet (Gill, 2006, S. 530; Pahernik u. a., 2007; Stolzenburg u. a., 2011, S.79), ist dieses Ergebnis sehr erfreulich. Die

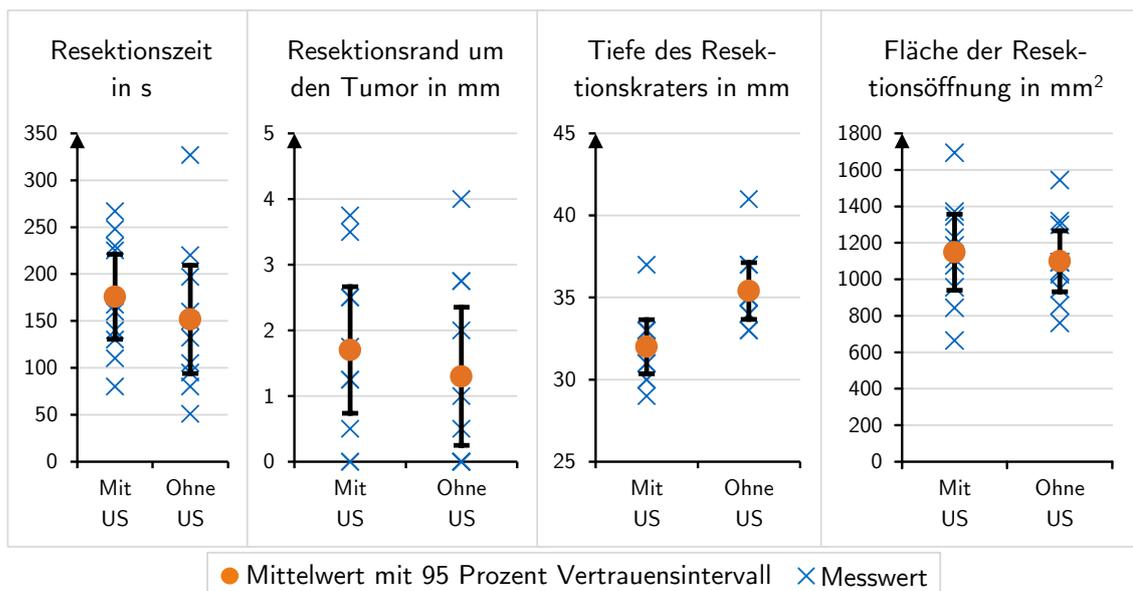


Abbildung 5.9: Visualisierung der Ergebnisse des klinischen Experiments. Nur bei der Tiefe des Resektionskraters überlappen sich die Konfidenzintervalle nicht.

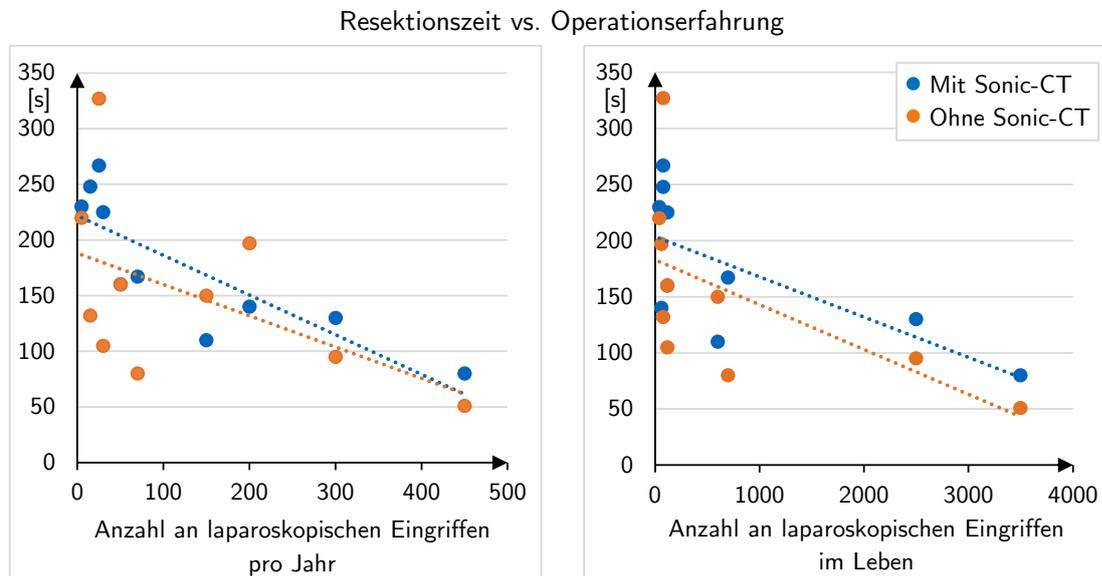


Abbildung 5.10: Visualisierung der Resektionsdauer in Abhängigkeit von der Anzahl der Eingriffe. Die linearen Trendlinien wurden mit der Methode der kleinsten Quadrate berechnet.

Tabelle 5.5: Antworten der Probanden auf die Fragen im Fragebogen.

Frage	Ja	Nein	Keine Angabe
1. War die nachgestellte Resektion insgesamt mit der echten Resektion vergleichbar?	10 %	90 %	0 %
2. Wurde die Resektion durch den Sonic-CT erleichtert?	80 %	10 %	10 %
3. Hat sich die kognitive Belastung durch den Sonic-CT verändert?	10 %	80 %	10 %
4. Hatten Sie das Gefühl, dass Sie mit dem Sonic-CT schneller operieren konnten?	30 %	60 %	10 %
5. Konnten Sie die US-Sonde so schnell ausrichten wie gewünscht?	60 %	40 %	0 %
6. Hat die Bildqualität der sonographischen Aufnahmen ihren Erwartungen entsprochen?	90 %	10 %	0 %
7. Haben Sie eine Funktion vermisst?	40 %	60 %	0 %
8. Würden Sie den Sonic-CT im aktuellen Zustand während einer richtigen OP einsetzen?	60 %	30 %	10 %
9. Halten sie den intraoperativen Einsatz des Sonic-CT für sinnvoll?	90 %	0 %	10 %

Auswertung der Antworten des Fragebogens zeigt deutlich, dass der intraoperative Einsatz des Sonic-CT von allen Teilnehmern der Studie als sinnvoll erachtet wurde und dass sich dadurch die Tumorresektion aus ihrer Sicht vereinfachen würde. Auch die Bildqualität der erzeugten US-Aufnahmen entspricht den Ansprüchen, die von den Medizinern an das Gerät gerichtet wurden.

5.2.3 Zusammenfassung der Ergebnisse der Experimente

Die Verifikationsexperimente zeigen, dass die Anforderungen an die Bildqualität der US-Aufnahmen, an die Positioniergenauigkeit der Mechanik des Manipulators und an die Positioniergenauigkeit mittels pControl erfüllt werden. Bei der Steuerung mittels iControl wurde das Spezifitätsziel erreicht, das Sensitivitätsziel jedoch knapp verfehlt. Die Validierungsexperimente belegen, dass sich der Sonic-CT mittels automatischer Steuerung schneller steuern lässt als per Telemanipulation, dass sich beim Einsatz des Sonic-CT das Volumen an gesundem reseziertem Gewebe mit einer Wahrscheinlichkeit von 95 Prozent verringert, dass die Bildqualität der US-Aufnahmen den Ansprüchen der Operateure genügt, dass das medizinische Fachpersonal den Einsatz des Sonic-CT für sinnvoll hält und dass eine Tumorresektion durch den Einsatz des Sonic-CT erleichtert wird.

*„Success is not final, failure is not fatal:
it is the courage to continue that counts.“*

– WINSTON CHURCHILL

6

Schluss

6.1 Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein neuartiges Konzept zum intraoperativen Fixieren und Führen einer transkutanen US-Sonde erforscht und realisiert. Ziel war es, die Vorteile der Sonographie intraoperativ nutzbar zu machen, um dem Operateur Echtzeitinformationen über die innere Beschaffenheit der Niere für eine effizientere und effektivere Tumorresektion zur Verfügung zu stellen, ohne den Personalaufwand zu erhöhen und ohne den chirurgischen Arbeitsfluss zu verändern. Entsprechend dem Stand der Technik handelt es sich dabei um das weltweit erste System, das durch die folgenden Bestandteile und Eigenschaften charakterisiert ist.

Ultraschallbasiertes bildgebendes System zur kontinuierlichen, intraoperativen, transkutanen Schallung der Niere: Zur intraoperativen rückwärtigen transkutanen Schallung der Niere wurde ein US-basiertes bildgebendes System erforscht, das sich dadurch auszeichnet, dass es den Arbeitsraum des Operateurs weder innerhalb noch außerhalb des Patienten einschränkt, dass es sich einfach in den intraoperativen Arbeitsfluss integrieren lässt sowie, dass es portabel ist und sich entsprechend den intraoperativen Begebenheiten ausrichten lässt. Das bildgebende System besteht aus einem kartesischen Manipulator, der eine transkutane US-Sonde fixieren und in zwei Freiheitsgraden ausrichten kann. Zur Grobausrichtung des Manipulators wurden drei Positionier-
vorrichtungen entwickelt: i) ein passiver Haltearm, der am äußeren Schienensystem des OP-Tisches befestigt wird, ii) ein OP-Tisch-Einsatz zur Schallung eines liegenden Patienten von unten und iii) eine mobile Positionier-
vorrichtung, die eine freie Ausrichtung des Manipulators erlaubt. Das Bildgebungssystem zeichnet sich dadurch aus, dass es damit weltweit zum ersten Mal möglich ist, die Niere eines Patienten kontinuierlich während der gesamten OP rückwärtig zu schallen und dem Operateur dadurch zusätzliche intraoperative Informationen aus dem Inneren des OP-Gebietes zu liefern.

Ultraschallvorlaufstrecke für maximalen Arbeitsraum und optimale Bildqualität: Für eine einmalige Ausrichtung des Manipulators am Patienten zu Beginn der OP wurde eine Vorlaufstrecke erforscht, die sich dadurch auszeichnet, dass sie sich passiv an die individuelle Hautoberfläche des Patienten anpasst und so die Kontaktfläche zwischen Manipulator und Patienten sowie den nutzbaren Arbeitsraum maximiert, ohne die Bildqualität der US-Aufnahmen zu verschlechtern. Die Vorlaufstrecke kompensiert Höhenunterschiede in der Haut des Patienten und erlaubt es dadurch, die Systemkomplexität zu begrenzen, indem die Anzahl der Sensoren und Freiheitsgrade im System reduziert wird.

Intuitive, situsnahe und sterile Mensch-Maschine-Schnittstelle: Die telemanipulierte, situsnahe und sterile Steuerung des Sonic-CT ist mit einer Joystickkonsole und mit einem neuartigen Bedienkonzept (iControl) möglich, das es dem Operateur erlaubt, den Sonic-CT über die gezielte Bewegung eines laparoskopischen Instruments zu steuern. Letztere Mensch-Maschine-Schnittstelle zeichnet sich dadurch aus, dass der Chirurg zum Steuern seine Operationsinstrumente nicht aus der Hand legen muss, dass kein zusätzliches Gerät installiert werden muss, das den intraoperativen Arbeitsfluss stören könnte, und dass der Operateur auf einfache Art und Weise nachvollziehen kann, wie sich die US-Sonde bewegt. Realisiert wurde die Mensch-Maschine-Schnittstelle über ein μ C-Modul, das am laparoskopischen Instrument des Chirurgen befestigt wird. Über einen integrierten Beschleunigungssensor werden die Bewegungen des Arztes ausgewertet und in Steuerbefehle für den Sonic-CT gewandelt. Mit dieser Steuerungsmethode ist es einem Operateur erstmals möglich, eine US-Sonde situsnah per Telemanipulation zu steuern, ohne dabei seine laparoskopischen Instrumente aus der Hand legen zu müssen.

Steuerkonzept zum automatischen Suchen und Verfolgen von OP-Instrumenten in Echtzeit: Zum automatisierten Suchen und Verfolgen eines OP-Instrumentes wurde ein hierarchisches Steuerkonzept erforscht, das sich durch die Kombination eines navigations-basierten mit einem Visual-Servoing Ansatz auszeichnet. Über ein μ C-basiertes Trackingmodul wird das laparoskopische Instrument geortet, um die US-Sonde grob auszurichten. Mittels Visual-Servoing wird die US-Sonde exakt ausgerichtet. Mit der Steuerungsmethode ist es weltweit zum ersten Mal in Echtzeit möglich, automatisiert eine US-Sonde auf die Spitze eines laparoskopischen Instruments auszurichten und diese zu verfolgen, ohne dass dafür i) ein Such-„Template“ zur Verfügung gestellt werden muss, ii) eine „Region-of-Interest“ vorgegeben werden muss oder, dass iii) Einschränkungen für die Bewegungen des laparoskopischen Instruments gemacht werden müssen. Jede der drei Einschränkungen würden den intraoperativen Einsatz der Steuerungsmethode verhindern.

Physisches Trainingsgerät für US-gestützte minimalinvasive Tumorresektionen: Das Gerät zeichnet sich durch eine Oberkörpernachbildung mit einem austauschbaren, US-geeigneten Nierenphantom aus. Das Torsophantom besitzt menschliche Abmaße, eine der intraoperativen Ausrichtung des Patienten nachempfundenen Schräglage und die in der Fachliteratur empfohlenen künstlichen Zugänge. Das Nierenphantom enthält zwei künstliche Tumornachbildungen, bietet dem Anwender haptisches Feedback und erlaubt eine objektive Bewertung der Trainingsergebnisse. Mit dem Trainingsgerät ist es erstmals möglich, eine US-gestützte laparoskopische Tumorresektion mit realitätsnaher Patientenstellung und objektiv bewertbaren Trainingsergebnissen durchzuführen.

Erfolgreiche Verifikation und klinische Validierung des Systems: In vier Verifizierungsexperimenten konnte gezeigt werden, dass das System die gestellten technischen Anforderungen erfüllt. Es wurde nachgewiesen, dass die Bildqualität der US-Aufnahmen des Sonic-CT gleichwertig zu denen einer handgeführten Sonde ist, das heißt dem Anwender wird die bestmögliche Bildqualität zur Verfügung gestellt. Die Positioniergenauigkeit ist in beiden Freiheitsgraden kleiner als die Hälfte der korrespondierenden Auflösungen in den US-Bildern. Es ist somit möglich, den kompletten Arbeitsraum des Manipulators lückenlos abzuscannen. In zwei Validierungsexperimenten wurden die Vorteile, die sich durch das System ergeben, nachgewiesen. Mit Hilfe der Steuerungsmethode zum automatischen Suchen und Verfolgen kann der Benutzer schneller ein Zielobjekt anfahren als per Telemanipulation. In einem klinischen Phantom-Experiment mit zehn erfahrenen laparoskopischen Chirurgen konnte gezeigt werden, dass sich durch den Einsatz des Sonic-CT die Menge des im Körper zurückbleibenden gesunden Nierengewebes vergrößert. Dies ist ein entscheidender Faktor für den Funktionserhalt der Niere nach der Operation.

6.2 Ausblick

Ausgehend von dieser Arbeit sind unter anderem folgende Verbesserungen beziehungsweise Erweiterungen am System denkbar:

Erweiterung der Freiheitsgrade des Manipulators: Um die Freiheitsgrade zur Ausrichtung der US-Sonde weiter denen einer handgeführten Sonde anzugleichen, könnte man die Kinematik um zwei rotatorische Freiheitsgrade für eine Präzisionsbewegung und eine Nickbewegung ergänzen. Damit wäre es möglich, das Zielgebiet aus unterschiedlichen Richtungen zu schallen um zusätzliche Informationen zu gewinnen. Schallabschattungen, beispielsweise durch Knochen, könnten dadurch umgangen werden. Durch die Schräglage der Sonde könnte außerdem der zur Verfügung stehende Arbeitsraum vergrößert werden, da es möglich wäre, Bereiche zu schallen, die außerhalb der Manipulatorgrundfläche liegen. Neben der Umsetzung der Freiheitsgrade beispielweise über eine Kinematik mit einem entfernt liegenden Drehpunkt (engl. „Remote-Center-of-Motion“) ist eine weitere Herausforderung, eine Steuerungsmethode zu finden, die eine einfache Kontrolle der zusätzlichen Freiheitsgrade ermöglicht.

Trennung von Mechanik und Vorlaufstrecke: Bei einer Trennung von Mechanik und Vorlaufstrecke wäre die US-Sonde weiterhin in Wasser gelagert, aber durch eine flexible Zwischenschicht getrennt von der trockenen Mechanik. Diese Trennung hätte den Vorteil, dass dynamische Dichtungen und Ablagerungen vermieden werden könnten. Dynamische Dichtungen sind nicht mehr notwendig, da man die Motoren in den trockenen Innenteil des Gehäuses verlagern könnte. Statische Dichtungen sind einfacher im Aufbau und weniger fehleranfällig als dynamische Dichtungen. Von außen wären nur noch die zum Betrieb des Gerätes notwendigen Schnittstellen sichtbar. Herausforderung bei diesem Ansatz ist es, eine geeignete Zwischenschicht zu finden, die wasserdicht und zugleich flexibel genug ist, um Bewegungen der US-Sonde in alle Richtungen zuzulassen ohne sich dabei in der Mechanik zu verfangen.

Positionsteuerung über ein getracktes Videolaparoskop: Im Stand der Technik ist das Videolaparoskop die primäre Bildquelle während einer partiellen laparoskopischen Nephrektomie. Das Videolaparoskop könnte dazu genutzt werden, Stellen im OP-Gebiet zu markieren, die sich der Operateur im US-Bild anschauen möchte. Dazu müssten die Bildebenen des Laparoscops und der US-Sonde aufeinander registriert werden. Durch Drücken eines Fußpedals könnte der Operateur die US-Sonde auf das mit einem Fadenkreuz markierte Zentrum des laparoskopischen Bildes ausrichten. Möglich wäre weiterhin, die US-Bilder an der Zielposition den Videolaparoskopiebildern zu überlagern.

3D-Visualisierung der US-Aufnahmen: Durch die Bewegung der US-Sonde über ein mechatronisches Assistenzsystem ist zu jedem Zeitpunkt die Position der US-Sonde bekannt. Die Informationen könnten dazu genutzt werden, die US-Bilder zu einem 3D-Volumen zu rekonstruieren. Eine Herausforderung hierbei wird die Extraktion und Darstellung der wesentlichen Bildmerkmale sein. Hierzu wird es notwendig sein, geeignete Echtzeit-Segmentierungsalgorithmen zu finden oder selbst zu entwickeln. Die extrahierten Informationen könnten dann über ein passendes Oberflächen-Rendering als Volumen dargestellt werden.

Tumorsegmentierung in den US-Aufnahmen: Damit der Operateur schneller erkennen kann, ob Tumorgewebe in einer US-Aufnahme zu sehen ist, könnte man dieses automatisiert segmentieren und markieren lassen. Die dadurch gewonnenen Informationen könnten weiterhin genutzt werden, um den Chirurgen mit weiteren Informationen zu versorgen, beispielsweise durch das Berechnen und Anzeigen des Abstandes zwischen Instrumentenspitze und Tumorgewebe in Kombination mit einer farbigen Signalampel zur Vorbeugung von in vivo Tumorverletzungen.

Glossar

Ätiologie	Schädlichkeit, Krankheitsursache.
Ablation	[Etymol. „lat.“ <i>ablatio</i> „Abtragung, Ablösung“] Entfernen von Körpergewebe.
Adrenalektomie	Entfernung der Nebenniere.
Anästhesist	Der A. ist ein Facharzt für Anästhesiologie, der sich um die Zustand der Schmerzempfindlichkeit beim Patienten zum Zwecke eines medizinischen Eingriffs kümmert.
Analgesie	Ausschalten von Schmerzen durch Schmerztherapie.
Anamnese	[Etymol. altgr. <i>anamnesis</i> „Erinnerung“] Vorgeschichte einer Krankheit aus Sicht des Patienten, ergänzt durch Angaben aus dem Familienbereich.
Anatomie	[engl. anatomy; Etymol. altgr. <i>ana</i> „auf“, <i>tome</i> „Schnitt“] Lehre von der Form, Struktur u. Funktion des Organismus sowie seiner Bauteile.
Angiographie	Gefäßdarstellung durch Injektion eines Röntgenkontrastmittels und Anfertigung von Aufnahmeserien mit einem Röntgenomograph.
Angiomyolipom	Seltener, gutartiger Tumor der Niere mit hohem Anteil an Fettgewebe.
arithmetisches Mittel	[Syn. Mittelwert]

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n x[k]$$

	mit n = Anzahl der Messwerte.
Arteriosklerose	Chronisch fortschreitende Versteifung bis hin zum Verschluss von Schlagadern (Arterien) durch die Ablagerung von Blutfetten, Blutgerinnseln und teilweise auch Kalk.
asymptomatisch	Ohne Symptome.
benignus	[engl. benign; Etymol. lat.] Guartig.
bilateral	Auf beiden Seiten, beidseitig.
Chemotherapie	Medikamentöse Behandlung von Infektionen und Krebserkrankungen mit chemischen Stoffen zur gezielten Schädigung der krankheitsverursachenden Zellen oder Mikroorganismen.

Diagnose	[Etymol. altgr. <i>diagnosis</i> „Unterscheidung, Entscheidung“] Identifikation einer Krankheit auf Grund seiner Zeichen und Symptome.
Diagnostik dorsal	Zusammenfassung der Methoden zur <i>Diagnose</i> . Zum Rücken hin, nach hinten (siehe Abb. A.2).
Embolisation	Kathetergesteuerter Gefäßverschluss mit beispielsweise Spiralen, Mikropartikeln oder Gewebeklebern.
endogen	[Etymol. altgr.] Durch innere Einflüsse entstehend, von innen kommend; Antonym: exogen.
Epidemiologie	[engl. epidemiology; Etymol. altgr. <i>epi</i> „auf, über“, <i>demos</i> „Volk“, <i>logos</i> „Lehre“] Lehre in der medizinischen Wissenschaft über die Verteilung von Krankheiten in der menschlichen Bevölkerung. Er fasst werden unter anderem: Häufigkeit (<i>Prävalenz</i> und <i>Inzidenz</i>), Ursachen, Risikofaktoren einzelner Vergleichsgruppen, Krankheitsverlauf, soziale und volkswirtschaftliche Folgen (Dagmar, 2009; Hoiberg, 2010).
exogen	[Etymol. altgr.] Durch äußere Einflüsse entstehend, von außen stammend; Antonym: endogen.
F-Test	Statistischer Test zur Überprüfung, ob zwei Messreihen die identische Streuung aufweisen.
	$f = \frac{s_{x-1}}{s_{x-2}}$
	mit s_{x-1} Streuung Messung eins und s_{x-2} Streuung Messung zwei, wobei gilt $s_{x-1} \geq s_{x-2}$.
Fascia Renalis	Siehe <i>Gerota Faszie</i> .
Gerota Faszie	Hüllschicht aus Bindegewebe, die die Niere umgibt.
Hippokrates von Kos	(Geboren 460 v. Chr. auf der griechischen Ägäisinsel Kos; gestorben 375 v. Chr. in Larisa, Thessalien) Mediziner des antiken Griechenland, der traditionell als Vater der „Medizin“ gilt. Nach ihm wurden die <i>Corpus Hippocraticum</i> benannt eine Schriftsammlung antiker medizinischer Texte (Smith, 2013).
hypovaskulär	Schwach durchblutet.
in vivo	Im lebenden Organismus.
intraoperativ	Während der Operation.
Inzidenz	[engl. incidence; Etymol. lat.: <i>incidere</i> „vorfallen“] In der <i>Epidemiologie</i> Anzahl neuer Erkrankungsfälle an einer bestimmten Krankheit in einer Bevölkerungsgruppe definierter Größe (i.d.R. 100.000 Einwohner) während einer bestimmten Zeit (i.d.R. ein Jahr).
Ischämie	Blutleere oder Minderdurchblutung, die aufgrund von Sauerstoffmangel zum Absterben des betroffenen Gewebes führen kann.
Karkínos	altgr. für Krebs.
kaudal	Zum Steißende hin (siehe Abb. A.2).

Kavographie	[Syn. Phlebographie] Medizinisches Untersuchungsverfahren zur Darstellung der Venen mittels Kontrastmittel mit einem Röntgentomograph.
Klassifikationsverfahren	Klassifikationsverfahren teilen Objekte und Situationen anhand eines Referenzwertes in Klassen ein. Man unterscheidet dabei vier Fälle. <i>Wahr.Positiv</i> , der Klassifikator meldet ein positives Ergebnis, dass der Wahrheit entspricht; <i>Wahr.Negativ</i> , der Klassifikator meldet ein negatives Ergebnis, das der Wahrheit entspricht; <i>Falsch.Positiv</i> , der Klassifikator meldet ein positives Ergebnis, das nicht der Wahrheit entspricht; <i>Falsch.Negativ</i> , der Klassifikator meldet ein negatives Ergebnis, dass nicht der Wahrheit entspricht.
Kryotherapie	Medizinische Behandlungsmethode, die Gewebe gezielt durch Kälteeinwirkung abtötet.
lateral Lymphadenektomie	Von der Medianebene weg (siehe Abb. A.2). Entfernung von Lymphknoten.
Makrohämaturie	[Etymol. altgr. <i>haima</i> „Blut“, <i>ouron</i> „Urin“] Ausscheidung roter Blutkörperchen im Harn, die über das normale Maß hinausgeht und mit dem bloßen Auge sichtbar ist.
malignus Median	[engl. malignant; Etymol. lat.] Bösartig.
	$\tilde{x} = \begin{cases} x_{\frac{n+1}{2}} & n \text{ ungerade} \\ \frac{1}{2} (x_{\frac{n}{2}} + x_{\frac{n}{2}+1}) & n \text{ gerade} \end{cases}$
	mit n = Anzahl der Messwerte.
Meningioma	[engl. meningioma; Syn. Meningeom] im Wirbelsäulenbereich gelegener Hirntumor.
Neoplasma	[engl. neoplasm; Syn. Blastom; Etymol. altgr.: <i>neo</i> „neu“, <i>plasma</i> „Gebilde“] Neubildung von Körpergeweben; siehe auch <i>Tumor</i> .
Nephrektomie	Operative Entfernung der Niere; partielle Nephrektomie: operative Entfernung eines Teils der Niere, beispielsweise eines Tumors.
Noxe	Schädlichkeit, Krankheitsursache.
Onkologie	[Etymol. altgr. <i>onkos</i> „Anschwellung“, <i>logos</i> „Lehre“] Lehre von Geschwulstkrankheiten (maligne, benigne Tumore, Krebserkrankungen).
onkologisch	Die <i>Onkologie</i> betreffend.
Pathologie	Lehre von den abnormen und krankhaften Vorgängen und Zuständen im Körper und deren Ursachen sowie ihre systematische Beschreibung und Einordnung.
Peritonealraum	Zu dt. Bauchfellhöhle; ist Teil der Bauchhöhle (<i>cavitas abdominalis</i>) und enthält die Organe des Magen-Darm Traktes.
Pneumoperitoneum	[Etymol. altgr. <i>pneuma</i> „Luft“] Mit Gas gefüllte Bauchhöhle (<i>Peritonealhöhle</i>).

Pose	Position und Orientierung.
postoperativ	Nach der Operation.
präoperativ	Vor der Operation.
Prophylaxe	[Etymol. altgr. <i>prophylaxis</i> „die vor etwas aufgestellte Wache, Schutz“] Maßnahmen zur Vorbeugung einer Krankheit.
Quadratisches Mittel	[engl. Root-Mean-Square]
	$QMW = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{k=0}^n x[k]^2}$
Quantil	mit $n =$ Anzahl der Messwerte. Lagemaß in der Statistik, das eine Menge an Werten in zwei Abschnitte unterteilt. Das p -Quantil ($p \in [0..1]$) unterteilt die Menge in die unteren $p \cdot 100$ Prozent und die oberen $100 - p \cdot 100$ Prozent Daten, beispielsweise unterteilt das 25 Prozent Quantil eine Menge in die unteren 25 Prozent der Daten und in die oberen $75 = 100 - 25$ Prozent Daten.
Queue	engl. Für Schlange im Sinne von Warteschlange oder Menschenschlange; nicht im zoologischen Sinne.
Radiofrequenztherapie	Medizinische Therapieform, die Gewebe gezielt durch Wärmeeinfluss abtötet.
Remote Center-of-Motion	[engl.] Auf dt. „Entfernt liegender Drehpunkt“; bezeichnet einen virtuellen Drehpunkt einer Kinematik, an dem sich kein Gelenk befindet.
Resektion	Operative Entfernung von Körpergewebe, bspw. Organanteilen.
Schnitttrand	[engl. „surgical margin“] Äußere Gewebeschicht um einen entfernten Tumor; ein <i>negativer Schnitttrand</i> bedeutet, dass der resezierte Tumor vollständig von gesundem Gewebe umgeben ist; bei einem <i>positiven Schnitttrand</i> sind nicht alle Teile des resezierten Tumors von gesundem Gewebe umgeben. Die Qualität des Schnitttrandes ist von entscheidender Bedeutung für den Erfolg einer Tumorsektion, da zurückgelassene oder über die Blutbahn verschleppte Krebszellen zum Wachstum von neuen Geschwüren führen können.
Sensitivität	Die Sensitivität gibt an, wie wahrscheinlich ein Klassifikationsverfahren einen positiven Wert als positiv erkennt.
	$Sensitivitaet = \frac{\sum Wahr.Positiv}{\sum (Wahr.Positiv + Falsch.Negativ)}$
	die Ergebnisse eines Klassifikationsverfahren sind im Eintrag <i>Klassifikationsverfahren</i> definiert.
Solitärniere	Einseitig vorhandene Niere.

Spezifität	<p>Die Spezifität gibt an, wie wahrscheinlich ein Klassifikationsverfahren einen negativen Wert als negativ erkennt.</p> $\text{Spezifitaet} = \frac{\sum \text{Wahr.Negativ}}{\sum (\text{Falsch.Positiv} + \text{Wahr.Negativ})}$ <p>die Ergebnisse eines Klassifikationsverfahren sind im Eintrag <i>Klassifikationsverfahren</i> definiert.</p>
Streuung der Messung	$s_x = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n (x[k] - \bar{x})^2}$ <p>mit n = Anzahl der Messwerte; \bar{x} = arithmetisches Mittel.</p>
Streuung des Mittelwerts	$s_{\bar{x}} = \frac{s_x}{n}$ <p>mit n = Anzahl der Messwerte; $s_{\bar{x}}$ = <i>Streuung der Messung</i>.</p>
System-Unit	<p>Zentrale Einheit eines elektromagnetischen Trackingsystems, das alle Systemkomponenten mit einander verbindet. Die <i>System Unit</i> wertet die Sensordaten aus, generiert das elektromagnetische Feld und verschickt die ausgewerteten Trackingdaten.</p>
t-Test	<p>Statistischer Hypothesentesten auf Basis der t-Verteilung. In dieser Arbeit werden folgende t-Tests verwendet:</p> <p><i>Einstichproben t-Test</i> zum Vergleich des Mittelwerts einer Stichprobe \bar{x} mit einem Referenzwert x_{ref}</p> $t = \frac{\bar{x} - x_{ref}}{s_{\bar{x}}}$ <p>mit $s_{\bar{x}} :=$ <i>Streuung des Mittelwerts</i>;</p> <p><i>Abhängiger Zweistichproben t-Test</i> zur Unterscheidung zweier abhängiger Messreihen:</p> $t = \sqrt{n} \frac{\bar{d}}{s_d}$ <p>mit n = Anzahl der Messwerte; $\bar{d} :=$ <i>arithmetische Mittel</i> der Differenzen der Messwerte der beiden Messreihen, $s_d :=$ <i>Streuung der Differenzen der Messwerte</i>.</p>
Target Therapy	<p>[engl.] Zusammenfassung von Medikamenten die gezielt dazu entwickelt wurden um das Wachstum von Krebszellen zu verhindern.</p>
Therapie	<p>[engl. therapy; Etymol. altgr.: <i>therapeia</i> „das Dienen, Pflege der Kranken“] Behandlung von Krankheiten und Verletzungen.</p>
transkutan	<p>Durch die Haut hindurch.</p>
transperitoneal	<p>Vom Bauchfell aus, durch das Bauchfell hindurch.</p>
Trias	<p>[Etymol. altgr.] Dreiheit; Gesamtheit, die aus drei Komponenten oder Elementen besteht.</p>

Trokar	[Etymol. fr. <i>trois-quarts</i>] Stachel mit drei Klingen und einer metallernen Hülle der früher dazu benutzt wurde um Flüssigkeiten aus Körperhöhlen abzulassen. Der Ausdruck „trocar“ wurde 1706 zum ersten mal von den Briten benutzt (Saxena und Höllwarth, 2008, S. 4).
Tumor	[eng. tumor; Etymol. lat.: „Anschwellung, Geschulst“] Bezeichnet allgemein jede Zunahme des Volumens, Schwellung von Gewebe ohne offensichtlichen Grund, die durch unabhängiges und uneingeschränktes Wachstum gekennzeichnet ist. Als neoplastischer Tumor (gut-, bösartig) gleichbedeutend mit Neoplasma. (Dagmar, 2009; Hoiberg, 2010).
ventral	Zur vorderen Bauchwand hin, nach vorne (siehe Abb. A.2).

Literaturverzeichnis

- Abolmaesumi, P.; Salcudean, S. E. und Zhu, W. H. (2000). „Visual servoing for robot-assisted diagnostic ultrasound“. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2000. Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE*. Bd. 4, 2532–2535 vol.4. DOI: 10.1109/IEMBS.2000.901348 (siehe S. 40, 41).
- Abolmaesumi, P.; Salcudean, S. E.; Zhu, W. H.; DiMaio, S. P. und Sirouspour, M. R. (2001). „A user interface for robot-assisted diagnostic ultrasound“. In: *Proceedings of Annual International Conference of the IEEE Robotics and Automation Society (ICRA)*. Bd. 2, S. 1549–1554 (siehe S. 40).
- Abolmaesumi, P.; Salcudean, S. E.; Zhu, W.-H.; Sirouspour, M. R. und DiMaio, S. P. (2002). „Image-guided control of a robot for medical ultrasound“. In: *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* 18.1, S. 11–23. ISSN: 1042-296X. DOI: 10.1109/70.988970 (siehe S. 40).
- Abolmaesumi, P. (2002). „Image-Guided Robot-Assisted Diagnostic Ultrasound“. Dissertation. University of British Columbia (siehe S. 40).
- Adriana, V.-G. H.; Avila-Vilchis, J. C.; García-Torres, A. und Bernal, J. (2008). „A robot for ultrasound examinations“. In: *IFMBE Proceedings*. Hrsg. von C. Müller-Karger; S. Wong und A. Cruz. Bd. 18. IFMBE Proceedings. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, S. 693–696. ISBN: 978-3-540-74470-2. DOI: 10.1007/978-3-540-74471-9 (siehe S. 37).
- Aggarwal, R.; Tully, A.; Grantcharov, T.; Larsen, C. R.; Miskry, T.; Farthing, A. und Darzi, A. (2006). „Virtual reality simulation training can improve technical skills during laparoscopic salpingectomy for ectopic pregnancy.“ In: *BJOG : an international journal of obstetrics and gynaecology* 113.12, S. 1382–7. ISSN: 1470-0328. DOI: 10.1111/j.1471-0528.2006.01148.x (siehe S. 28).
- Albers, P.; Heidenreich, A. und Baum, K. (2005). *Standardoperationen in der Urologie*. Thieme Georg Verlag. ISBN: 3131266414 (siehe S. 9, 14, 15, 48, 52).
- Albus, J. S.; Barbera, A. J. und Nagel, R. N. (1980). *Theory and practice of hierarchical control*. National Bureau of Standards (siehe S. 87).
- Amendola, M. A.; Bree, R. L.; Pollack, H. M.; Francis, I. R.; Glazer, G. M.; Jafri, S. Z. und Tomaszewski, J. E. (1988). „Small renal cell carcinomas: resolving a diagnostic dilemma.“ In: *Radiology* 166.3, S. 637–41. ISSN: 0033-8419 (siehe S. 7).
- American Society of Clinical Oncology (ASCO). <http://www.asco.org> (siehe S. v).
- American Urological Association (AUA). <http://www.auanet.org> (siehe S. v).
- Aoki, Y.; Kaneko, K.; Sakai, T. und Masuda, K. (2010). „A study of scanning the ultrasound probe on body surface and construction of visual servo system based on echogram“. In: *Journal of Robotics and Mechatronics* 22.3, S. 273–279 (siehe S. 43).

- Arbeille, P.; Ayoub, J.; Kieffer, V.; Combes, B.; Coitrieux, A.; Herve, P.; Garnier, S.; Leportz, B.; Lefbvre, E.; Poisson, G.; Vieyres, P. und Perrotin, F. (2007). „Abdominal and fetal echography tele-operated in several medical centres sites, from an expert center, using a robotic arm & telephone or satellite link.“ In: *Journal of gravitational physiology : a journal of the International Society for Gravitational Physiology* 14.1, S. 139–40. ISSN: 1077-9248 (siehe S. 35).
- Arbeille, P.; Poisson, G.; Vieyres, P.; Ayoub, J.; Porcher, M. und Boulay, J. L. (2003). „Echographic examination in isolated sites controlled from an expert center using a 2-D echograph guided by a teleoperated robotic arm.“ In: *Ultrasound in medicine & biology* 29.7, S. 993–1000. ISSN: 0301-5629 (siehe S. 35).
- Aron, M.; Koenig, P.; Kaouk, J. H.; Nguyen, M. M.; Desai, M. M. und Gill, I. S. (2008). „Robotic and laparoscopic partial nephrectomy: a matched-pair comparison from a high-volume centre.“ In: *BJU international* 102.1, S. 86–92. ISSN: 1464-410X. DOI: 10.1111/j.1464-410X.2008.07580.x (siehe S. 13).
- Bajaj, M. und Heath, E. I. (2011). „Update on Renal Cell Carcinoma Treatment Options for the Practicing Oncologist“. In: *2011 ASCO Annual Meeting; 3 - 7 Juni*. Chicago, Online. DOI: <http://meetinglibrary.asco.org/content/43518> (siehe S. v).
- Ballantyne, G. H. (2002). „Robotic surgery, telerobotic surgery, telepresence, and telementoring. Review of early clinical results.“ In: *Surgical endoscopy* 16.4, S. 1389–1402. ISSN: 09302794. DOI: 10.1007/s00464-001-8283-7 (siehe S. 30).
- Bander, N. H. (1987). „Monoclonal antibodies: state of the art.“ In: *The Journal of urology* 137.4, S. 603–12. ISSN: 0022-5347 (siehe S. 6).
- Barnea, D. I. und Silverman, H. F. (1972). „A Class of Algorithms for Fast Digital Image Registration“. In: *IEEE Transactions on Computers* C-21.2, S. 179–186. ISSN: 0018-9340. DOI: 10.1109/TC.1972.5008923 (siehe S. 106).
- Bayer Healthcare (2012). *Patienteninfo - Nierenkrebs*. Techn. Ber. Leverkusen: Bayer Healthcare, S. 9 (siehe S. v).
- Bayer Healthcare - Informationsportal Nierenkrebs. <http://www.nierenkrebs.de> (siehe S. v).
- Beckmann, I.-A. (2012). *Nierenkrebs - Antworten. Hilfen. Perspektiven*. Techn. Ber. Bonn, Germany: Deutsche Krebshilfe, S. 55 (siehe S. v).
- Bekey, G. und Yuh, J. Y. J. (2008). „The Status of Robotics“. In: *IEEE Robotics & Automation Magazine* 15.1, S. 80–86. ISSN: 1070-9932. DOI: 10.1109/M-RA.2007.907356 (siehe S. 30).
- Berkelman, P.; Cinquin, P.; Boidard, E.; Troccaz, J.; Letoublon, C. und Ayoubi, J. M. (2003). „Design, control and testing of a novel compact laparoscopic endoscope manipulator“. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part I: Journal of Systems and Control Engineering* 217.4, S. 329–341 (siehe S. 30).
- Boctor, E. M.; Robert J. Webster, I.; Mathieu, H.; Okamura, A. M. und Fichtinger, G. (2004). „Virtual Remote Center of Motion control for needle placement robots“. en. In: *Computer Aided Surgery* 9.5, S. 175–183. DOI: 10.3109/10929080500097661 (siehe S. 30).
- Boudet, S.; Garipey, J. und Mansour, S. (1997). „An integrated robotics and medical control device to quantify atheromatous plaques: experiments on the arteries of a patient“. In: *Proceedings of the 1997 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robot and Systems. Innovative Robotics for Real-World Applications. IROS '97*. Bd. 3. IEEE, S. 1533–1538. ISBN: 0-7803-4119-8. DOI: 10.1109/IROS.1997.656562 (siehe S. 32, 39).
- Breda, A.; Stepanian, S. V.; Liao, J.; Lam, J. S.; Guazzoni, G.; Stifelman, M.; Perry, K.; Celia, A.; Breda, G.; Fornara, P.; Jackman, S.; Rosales, A.; Palou, J.; Grasso, M.; Pansadoro, V.; Disanto, V.; Porpiglia, F.; Milani, C.; Abbou, C.; Gaston, R.; Janetschek, G.; Soomro, N. A.; Rosette,

- J. de la; Laguna, M. P. und Schulam, P. G. (2007). „Positive margins in laparoscopic partial nephrectomy in 855 cases: a multi-institutional survey from the United States and Europe.“ In: *The Journal of urology* 178.1, S. 47–50. ISSN: 0022-5347. DOI: 10.1016/j.juro.2007.03.045 (siehe S. 14).
- Camarillo, D. B.; Krummel, T. M. und Salisbury, J. K. (2004). „Robotic technology in surgery: past, present, and future.“ In: *American journal of surgery* 188, S. 2–15. ISSN: 00029610. DOI: 10.1016/j.amjsurg.2004.08.025 (siehe S. 30).
- Campbell, S. C.; Fichtner, J.; Novick, A. C.; Steinbach, F.; Stöckle, M.; Klein, E. A.; Filipas, D.; Levin, H. S.; Störkel, S.; Schweden, F.; Obuchowski, N. A. und Hale, J. (1996). „Intraoperative evaluation of renal cell carcinoma: a prospective study of the role of ultrasonography and histopathological frozen sections.“ In: *The Journal of urology* 155.4, S. 1191–5. ISSN: 0022-5347 (siehe S. 26).
- Campbell, S. C.; Novick, A. C.; Belldegrun, A.; Blute, M. L.; Chow, G. K.; Derweesh, I. H.; Faraday, M. M.; Kaouk, J. H.; Leveillee, R. J.; Matin, S. F.; Russo, P. und Uzzo, R. G. (2009). „Guideline for management of the clinical T1 renal mass.“ In: *The Journal of urology* 182.4, S. 1271–9. ISSN: 1527-3792. DOI: 10.1016/j.juro.2009.07.004 (siehe S. 8, 9, 13, 14, v).
- Carbone, G.; Nakadate, R.; Solis, J.; Ceccarelli, M.; Takanishi, A.; Minagawa, E.; Sugawara, M. und Niki, K. (2009). „Design Improvements on a Carotid Blood Flow Measurement System“. In: *Computational Kinematics*. Springer, S. 283–290 (siehe S. 42).
- (2010). „Workspace analysis and design improvement of a carotid flow measurement system“. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 224.11, S. 1311–1323. ISSN: 0954-4119. DOI: 10.1243/09544119JEIM667 (siehe S. 42).
- Carus, T. (2007). *Atlas der laparoskopischen Chirurgie*. Heidelberg: Springer (siehe S. 48).
- Caruso, R. P.; Phillips, C. K.; Kau, E.; Taneja, S. S. und Stifelman, M. D. (2006). „Robot assisted laparoscopic partial nephrectomy: initial experience.“ In: *The Journal of Urology* 176, S. 36–39 (siehe S. 13).
- Cassera, M. A.; Zheng, B.; Martinec, D. V.; Dunst, C. M. und Swanström, L. L. (2009). „Surgical time independently affected by surgical team size.“ In: *American journal of surgery* 198.2, S. 216–22. ISSN: 1879-1883. DOI: 10.1016/j.amjsurg.2008.10.016 (siehe S. 48, 52).
- Central Intelligence Agency (2014). *The World Factbook* (siehe S. 44).
- Cheng, W. S.; Farrow, G. M. und Zincke, H. (1991). „The incidence of multicentricity in renal cell carcinoma.“ In: *The Journal of urology* 146.5, S. 1221–3. ISSN: 0022-5347 (siehe S. 15).
- Chow, W. H.; Devesa, S. S.; Warren, J. L. und Fraumeni, J. F. (1999). „Rising incidence of renal cell cancer in the United States.“ In: *JAMA : the journal of the American Medical Association* 281.17, S. 1628–31. ISSN: 0098-7484 (siehe S. 6).
- Choyke, P. L.; Pavlovich, C. P.; Daryanani, K. D.; Hewitt, S. M.; Linehan, W. M. und Walther, M. M. (2001). „Intraoperative ultrasound during renal parenchymal sparing surgery for hereditary renal cancers: a 10-year experience.“ In: *The Journal of urology* 165.2, S. 397–400. ISSN: 0022-5347. DOI: 10.1097/00005392-200102000-00010 (siehe S. 26).
- Cleary, K.; Melzer, A.; Watson, V.; Kronreif, G. und Stoianovici, D. (2006). „Interventional robotic systems: applications and technology state-of-the-art.“ In: *Minimally invasive therapy & allied technologies : MITAT : official journal of the Society for Minimally Invasive Therapy* 15.2, S. 101–113. ISSN: 1364-5706. DOI: 10.1080/13645700600674179 (siehe S. 30).
- Coleman, R. L. und Muller, C. Y. (2002). „Effects of a laboratory-based skills curriculum on laparoscopic proficiency: a randomized trial.“ In: *American journal of obstetrics and gynecology* 186.4, S. 836–42. ISSN: 0002-9378 (siehe S. 27).

- Courreges, F.; Vieyres, P. und Istepanian, R. S. H. (2004). „Advances in robotic tele-echography services—the OTELO system.“ In: *Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference 7*, S. 5371–4. ISSN: 1557-170X. DOI: 10.1109/IEMBS.2004.1404499 (siehe S. 35).
- Courreges, F. (2003). „Contributions à la conception et commande de robots de télé-échographie“. Dissertation. University of Orléans (siehe S. 35).
- Courreges, F.; Vieyres, P. und Poisson, G. (2008). „Robotized Tele-echography“. In: *Teleradiology*. Hrsg. von S. Kumar und E. A. Krupinski. Heidelberg: Springer. Kap. 13, S. 139–153. ISBN: 978-3-540-78870-6. DOI: 10.1007/978-3-540-78871-3 (siehe S. 31–33, 35).
- Craig, M. (1985). „Sonography an occupational health hazard?“ In: *Journal of Diagnostic Medical Sonography* 1.3, S. 121–126 (siehe S. 39).
- Culjat, M. O.; Goldenberg, D.; Tewari, P. und Singh, R. S. (2010). „A review of tissue substitutes for ultrasound imaging.“ In: *Ultrasound in medicine & biology* 36.6, S. 861–73. ISSN: 1879-291X. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2010.02.012 (siehe S. 23, 65).
- Cunha, D. de; Gravez, P.; Leroy, C.; Maillard, E.; Jouan, J.; Varley, P.; Jones, M.; Halliwell, M.; Hawkes, D.; Wells, P. N. T. und Angelini, L. (1998). „The MIDSTEP System for Ultrasound guided Remote Telesurgery“. In: *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Bd. 20. 3 (siehe S. 33, 34).
- Czabke, A.; D’Angelo, L. T.; Niazmand, K. und Lüth, T. C. „Ein kompaktes System zur Erfassung und Dokumentation von Bewegungsgewohnheiten“. In: *Ambient Assisted Living 2009*, S. 424–428 (siehe S. 137).
- Dagmar, R. (2009). *Roche Lexikon Medizin*. 5. Aufl. München: Elsevier, Urban & Fischer. ISBN: 3437151568. DOI: <http://d-nb.info/995794278> (siehe S. 162, 166).
- Dario, P.; Guglielmelli, E.; Allotta, B. und Carrozza, M. (1996). „Robotics for medical applications“. In: *IEEE Robotics & Automation Magazine* 3.3, S. 44–56. ISSN: 1070-9932. DOI: 10.1109/100.540149 (siehe S. 30).
- Davies, B. L.; Hibberd, R. D.; Coptcoat, M. J. und Wickham, J. E. A. (1989). „A surgeon robot prostatectomy — a laboratory evaluation“. In: *Journal of Medical Engineering & Technology* 13.6, S. 273–277. DOI: 10.3109/03091908909016201 (siehe S. 28).
- Degoulange, E.; Urbain, L.; Caron, P.; Boudet, S.; Garipey, J.; Megnien, J.-L.; Pierrot, F. und Dombre, E. (1998). „HIPPOCRATE: an intrinsically safe robot for medical applications“. In: *Proceedings. 1998 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Innovations in Theory, Practice and Applications*. Bd. 2. IEEE, S. 959–964. ISBN: 0-7803-4465-0. DOI: 10.1109/IR0S.1998.727423 (siehe S. 39).
- Delgorge, C.; Courreges, F.; AlBassit, L.; Novales, C.; Rosenberger, C.; Smith-Guerin, N.; Bru, C.; Gilabert, R.; Vannoni, M.; Poisson, G. und Vieyres, P. (2005). „A Tele-Operated Mobile Ultrasound Scanner Using a Light-Weight Robot“. In: *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 9.1, S. 50–58. ISSN: 1089-7771. DOI: 10.1109/TITB.2004.840062 (siehe S. 35, 47).
- Delgorge, C.; Al Bassit, L.; Novales, C.; Smith-Guérin, N.; Poisson, G.; Vieyres, P.; Urbain, L.; Merigeaux, O.; Aversa, F.; Strintzis, M. u. a. (2002). „OTELO project: mOBile Tele-Echography using an ultra-Light rObot“. In: *Telemed’02, Digital Proceedings* (siehe S. 35).
- Deutsche Gesellschaft für Hämatologie und Medizinische Onkologie (DGHO). <http://www.dgho.de> (siehe S. v).
- Deutsche Gesellschaft für Urologie. <http://www.urologenportal.de> (siehe S. v).

- Deutsche Krebsgesellschaft (DKG). <http://www.krebsgesellschaft.de> (siehe S. v).
- Deutsche Krebshilfe e.V. <http://www.krebshilfe.de> (siehe S. v).
- Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ). <http://www.krebsinformationsdienst.de> (siehe S. v).
- Donald, I.; Macvicar, J. und Brown, T. G. (1958). „Investigation of abdominal masses by pulsed ultrasound.“ In: *Lancet* 1.7032, S. 1188–95. ISSN: 0140-6736 (siehe S. 17).
- Dössel, O. (1999). *Bildgebende Verfahren in der Medizin: Von der Technik zur medizinischen Anwendung*. Springer. ISBN: 3540660143 (siehe S. 17, 18).
- Doyle, J. D.; Webber, E. M. und Sidhu, R. S. (2007). „A universal global rating scale for the evaluation of technical skills in the operating room“. In: *American journal of surgery* 193.5, S. 551–5. ISSN: 1879-1883. DOI: 10.1016/j.amjsurg.2007.02.003 (siehe S. V, 121).
- Dunn, M. D.; Portis, A. J.; Shalhav, A. L.; Elbahnasy, A. M.; Heidorn, C.; McDougall, E. M. und Clayman, R. V. (2000). „Laparoscopic versus open radical nephrectomy: a 9-year experience.“ In: *The Journal of urology* 164.4, S. 1153–9. ISSN: 0022-5347 (siehe S. 9, 15).
- Earp, P. P. d. S. (2003). „Percutaneous renal surgery—new model for learning and training“. In: *International braz j urol : official journal of the Brazilian Society of Urology* 29.2, S. 151–4. ISSN: 1677-5538 (siehe S. 27).
- Escudier, B.; Eisen, T.; Porta, C.; Patard, J. J.; Khoo, V.; Algaba, F.; Mulders, P. und Kataja, V. (2012). „Renal cell carcinoma: ESMO Clinical Practice Guidelines for diagnosis, treatment and follow-up.“ In: *Annals of oncology : official journal of the European Society for Medical Oncology / ESMO* 23 Suppl 7, S. i65–71. ISSN: 1569-8041. DOI: 10.1093/annonc/mds227 (siehe S. v).
- Essomba, T.; Laribi, M. A.; Gazeau, J.-P.; Zeghloul, S. und Poisson, G. (2012). „Contribution to the design of robotized tele-echography system“. In: *Frontiers of Mechanical Engineering* 7.2, S. 135–149 (siehe S. 35).
- European Association of Urology (EAU). <http://www.uroweb.org> (siehe S. v).
- European Society for Medical Oncology (ESMO). <http://www.esmo.org> (siehe S. v).
- Ferlay, J.; Steliarova-Foucher, E.; Lortet-Tieulent, J.; Rosso, S.; Coebergh, J. W. W.; Comber, H.; Forman, D. und Bray, F. (2013). „Cancer incidence and mortality patterns in Europe: estimates for 40 countries in 2012.“ In: *European journal of cancer (Oxford, England : 1990)* 49.6, S. 1374–403. ISSN: 1879-0852. DOI: 10.1016/j.ejca.2012.12.027 (siehe S. 6).
- Fichtinger, G.; Kazanzides, P.; Okamura, A. M.; Hager, G. D.; Whitcomb, L. L. und Taylor, R. H. (2008). „Surgical and Interventional Robotics: Part II: Surgical CAD-CAM Systems.“ In: *IEEE robotics & automation magazine / IEEE Robotics & Automation Society* 15.3, S. 94–102. ISSN: 1558-223X. DOI: 10.1109/MRA.2008.927971 (siehe S. 30).
- Fischer, C. G.; Wächter, W.; Fuentesilla Perez, E.; Miller, J.; Weidner, W. und Dudeck, J. (1997). „Urologische Tumore in Deutschland. Ersterhebungen an 56013 Fällen aus klinischen Krebsregistern“. In: *Urologe Ausgabe B* 37, S. 143–150 (siehe S. 6).
- Fries, J. F. (1980). „Aging, natural death, and the compression of morbidity“. In: *The New England Journal of Medicine* 303.3, S. 130–135. ISSN: 0042-9686 (siehe S. 2).
- Fujioka, T. und Obara, W. (2012). „Evidence-based clinical practice guideline for renal cell carcinoma: the Japanese Urological Association 2011 update.“ In: *International journal of urology : official journal of the Japanese Urological Association* 19.6, S. 496–503. ISSN: 1442-2042. DOI: 10.1111/j.1442-2042.2012.03031.x (siehe S. v).
- Fukuda, M.; Fusaaki, M. und Nakano, Y. (1982). „Studies on Echolaparoscopy“. In: *Scandinavian Journal of Gastroenterology* 17.Suppl. 78, S. 186 (siehe S. 17).

- Gallagher, A. G.; McClure, N.; McGuigan, J.; Ritchie, K. und Sheehy, N. P. (1998). „An ergonomic analysis of the fulcrum effect in the acquisition of endoscopic skills.“ In: *Endoscopy* 30.7, S. 617–20. ISSN: 0013-726X. DOI: 10.1055/s-2007-1001366 (siehe S. 11).
- Garawi, S.; Istepanian, R. und Abu-Rgheff, M. (2006). „3G wireless communications for mobile robotic tele-ultrasonography systems“. In: *IEEE Communications Magazine* 44.4, S. 91–96. ISSN: 0163-6804. DOI: 10.1109/MCOM.2006.1632654 (siehe S. 35).
- Geiger, F. B. (2011). „MiMed Internal Report Nr. 4578: Entwicklung eines Haltesystems zur flexiblen, intraoperativen Ausrichtung eines Flat-Panel Ultraschallroboters für laparoskopische partielle Nephrektomien“. Semesterarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München (siehe S. 129, 132).
- (2012). „MiMed Internal Report Nr. 4432: Ein Flat-Panel Ultraschallroboter zum Ausrichten einer abdominalen Ultraschallsonde während laparoskopischer partieller Nephrektomie“. Diplomarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München (siehe S. 31).
- Gettman, M. T.; Blute, M. L.; Chow, G. K.; Neururer, R.; Bartsch, G. und Peschel, R. (2004). „Robotic-assisted laparoscopic partial nephrectomy: technique and initial clinical experience with DaVinci robotic system.“ In: *Urology* 64, S. 914–918 (siehe S. 13).
- Gill, I. S. (2006). *Textbook of laparoscopic Urology*. 1. Informa Healthcare (siehe S. 9, 13–15, 25, 26, 48, 52, 57, 153).
- Gill, I. S.; Kavoussi, L. R.; Lane, B. R.; Blute, M. L.; Babineau, D.; Colombo, J. R.; Frank, I.; Permpongkosol, S.; Weight, C. J.; Kaouk, J. H.; Kattan, M. W. und Novick, A. C. (2007). „Comparison of 1,800 laparoscopic and open partial nephrectomies for single renal tumors.“ In: *J Urol* 178.1, S. 41–46. DOI: 10.1016/j.juro.2007.03.038 (siehe S. 13).
- Gill, I. S.; Matin, S. F.; Desai, M. M.; Kaouk, J. H.; Steinberg, A.; Mascha, E.; Thornton, J.; Sherief, M. H.; Strzempkowski, B. und Novick, A. C. (2003). „Comparative analysis of laparoscopic versus open partial nephrectomy for renal tumors in 200 patients.“ In: *The Journal of Urology* 170.1, S. 64–68. DOI: 10.1097/01.ju.0000072272.02322.ff (siehe S. 14).
- Glauser, D.; Flury, P.; Durr, P.; Funakubo, H.; Burckhardt, C. W.; Favre, J.; Schnyder, P. und Fankhauser, H. (1990). „Configuration of a robot dedicated to stereotactic surgery.“ In: *Stereotactic and functional neurosurgery* 54-55, S. 468–70. ISSN: 1011-6125 (siehe S. 28).
- Goff, B. A.; Lentz, G. M.; Lee, D. M. und Mandel, L. S. (1999). „Formal teaching of surgical skills in an obstetric-gynecologic residency.“ In: *Obstetrics and gynecology* 93.5 Pt 1, S. 785–90. ISSN: 0029-7844 (siehe S. 28).
- Goldberg, R.; Dumitru, M.; Taylor, R. H. und Stoianovici, D. (2001). „A Modular Robotic System for Ultrasound Image Acquisition“. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2001*. Hrsg. von W. Niessen und M. Viergever. Bd. 2208. Lecture Notes in Computer Science. Springer Berlin / Heidelberg, S. 1430–1432. DOI: 10.1007/3-540-45468-3_256 (siehe S. 40, 41).
- Goldfarb, D. A.; Novick, A. C.; Lorig, R.; Bretan, P. N.; Montie, J. E.; Pontes, J. E.; Strem, S. B. und Siegel, S. W. (1990). „Magnetic resonance imaging for assessment of vena caval tumor thrombi: a comparative study with venacavography and computerized tomography scanning.“ In: *The Journal of urology* 144.5, S. 1100–3, 1100–3. ISSN: 0022-5347 (siehe S. 8).
- Gomes, P. (2011). „Surgical robotics: Reviewing the past, analysing the present, imagining the future“. In: *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing* 27.2, S. 261–266. ISSN: 07365845. DOI: 10.1016/j.rcim.2010.06.009 (siehe S. 30).
- Gong, E. M.; Orvieto, M. A.; Zorn, K. C.; Lucioni, A.; Steinberg, G. D. und Shalhav, A. L. (2008). „Comparison of laparoscopic and open partial nephrectomy in clinical T1a renal tumors.“ In:

- Journal of endourology / Endourological Society* 22.5, S. 953–7. ISSN: 0892-7790. DOI: 10.1089/end.2007.0300 (siehe S. 13).
- Gourdon, A.; Poignet, P.; Poisson, G.; Parmantier, Y. und Mach, P. (1999). „Master–slave robotic system for ultrasound scanning“. In: *Proceedings of the European Medical and Biological Engineering Conference 2*, S. 1116–1117 (siehe S. 35).
- Gourdon, A.; Poignet, P.; Poisson, G.; Vieyres, P. und Marche, P. (1999). „A new robotic mechanism for medical application“. In: *Proceedings of IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, S. 33–38. DOI: 10.1109/AIM.1999.803139 (siehe S. 33, 35).
- Gruenberg, E. M. (1977). „The failures of success.“ In: *The Milbank Memorial Fund quarterly. Health and Society* 55.1, S. 3–24. ISSN: 0160-1997. DOI: <http://www.jstor.org/stable/3349592> (siehe S. 2).
- Guerraz, A.; Gonzalez, A. V.; Troccaz, J.; Cinquin, P.; Hennion, B.; Pellissier, F. und Thorel, P. (2002). „A haptic virtual environment for tele-echography.“ In: *Studies in health technology and informatics* 85, S. 166–72. ISSN: 0926-9630 (siehe S. 37).
- Guerraz, A.; Hennion, B.; Vienne, A. und Belghit, I. (2001). „The tele-gesture: problems of networked gesture“. In: *EuroHaptics Proceedings 2001*, S. 65–70 (siehe S. 37).
- Guiochet, J. und Vilchis, A. (2002). „Safety analysis of a medical robot for tele-echography“. In: *Proc. of the 2nd IARP IEEE/RAS joint workshop on Technical Challenge for Dependable Robots in Human Environments, Toulouse, France*, S. 217–227 (siehe S. 37).
- Gumprecht, J. D. J.; Bauer, T.; Stolzenburg, J.-U.; Lueth, T. C. und Bartl, A. (2011). „Ultrasound Standoff Optimization for Maximum Image Quality of a Robot-Assisted Flat-Panel Ultrasound Device“. In: *Proceedings of 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. Boston, MA, USA: IEEE, S. 7187–7190 (siehe S. 129).
- Gumprecht, J. D. J.; Geiger, F.; Stolzenburg, J.-U. und Lueth, T. C. (2011). „Intraoperative Integration Concepts for a Flat-Panel Ultrasound Robot“. In: *Proceedings of IEEE Robotics and Biomimetics (Robio) Conference*. Phuket, Thailand: IEEE, S. 431–436 (siehe S. 67).
- Hager, G. D.; Okamura, A. M.; Kazanzides, P.; Whitcomb, L. L.; Fichtinger, G. und Taylor, R. H. (2008). „Surgical and Interventional Robotics: Part III: Surgical Assistance Systems.“ In: *IEEE robotics & automation magazine / IEEE Robotics & Automation Society* 15.4, S. 84–93. ISSN: 1558-223X. DOI: 10.1109/MRA.2008.930401 (siehe S. 30).
- Hall, E. L.; Tio, J.; McPherson, C. und Sadjadi, F. (1982). „Measuring Curved Surfaces for Robot Vision“. In: *Computer* 15.12, S. 42–54. ISSN: 0018-9162. DOI: 10.1109/MC.1982.1653915 (siehe S. 34).
- Hammoud, M. M.; Nuthalapaty, F. S.; Goepfert, A. R.; Casey, P. M.; Emmons, S.; Espey, E. L.; Kaczmarczyk, J. M.; Katz, N. T.; Neutens, J. J. und Peskin, E. G. (2008). „To the point: medical education review of the role of simulators in surgical training.“ In: *American journal of obstetrics and gynecology* 199.4, S. 338–43. ISSN: 1097-6868. DOI: 10.1016/j.ajog.2008.05.002 (siehe S. 27, 28).
- Heidenreich, A. und Ravery, V. (2004). „Preoperative imaging in renal cell cancer.“ In: *World journal of urology* 22.5, S. 307–15. ISSN: 0724-4983. DOI: 10.1007/s00345-004-0411-2 (siehe S. 8).
- Hélénon, O.; Correas, J. M.; Balleyguier, C.; Ghouadni, M. und Cornud, F. (2001). „Ultrasound of renal tumors“. In: *European radiology* 11.10, S. 1890–901. ISSN: 0938-7994. DOI: 10.1007/s003300101077 (siehe S. 14).

- Hiddemann, W. und Bartram, C. R. (2009). *Die Onkologie, Teil 1: Allgemeiner Teil (Epidemiologie, Pathogenese, Grundprinzipien der Therapie)*. Heidelberg: Springer. ISBN: 3540797246 (siehe S. 1, 6–8, 14).
- Hockstein, N. G.; Gourin, C. G.; Faust, R. A. und Terris, D. J. (2007). „A history of robots: from science fiction to surgical robotics“. In: *Journal of Robotic Surgery* 1.2, S. 113–118. ISSN: 1863-2483. DOI: 10.1007/s11701-007-0021-2 (siehe S. 30).
- Hofmann, R.; Hegele, A. und Honacker, A. (2013). *Ultraschall in der Urologie*. Heidelberg: Springer. ISBN: 3642210872 (siehe S. 48).
- Hoiberg, D. (2010). *Encyclopaedia Britannica*. 15. Aufl. Chicago: Encyclopædia Britannica, Inc. ISBN: 1-59339-292-3 (siehe S. 162, 166).
- Hölzel, D.; Klamert, A. und Schmidt, M. (1996). „Nierenkarzinom“. In: *Krebs. Häufigkeiten, Befunde und Behandlungsergebnisse*. München Berlin Wien New York: Zuckschwerdt, S. 399–409. ISBN: 3886035751 (siehe S. 6).
- Horvath, M. (2013). „MiMed Internal Report Nr. 4848: Erforschung eines Phantoms zur Charakterisierung von Ultraschallvorlaufstrecken und Optimierung der Bildqualität eines Ultraschallmanipulators“. Bachelor Thesis. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München (siehe S. 19, 129, 141).
- Hughes, S. P. und Anderson, F. M. (1999). „Infection in the operating room.“ In: *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 81.5, S. 754–5. ISSN: 0301-620X (siehe S. 48, 52).
- Hurka, F. (2013). „Konzeption und Realisierung eines Systems zur intraoperativen Interaktion zwischen Mensch und Maschine“. Dissertation. Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München, Technische Universität München (siehe S. 110).
- Ikedo, Y.; Fukuoka, D.; Hara, T.; Fujita, H.; Takada, E.; Endo, T. und Morita, T. (2007). „Development of a fully automatic scheme for detection of masses in whole breast ultrasound images“. In: *Medical Physics* 34.11, S. 4378–4388. ISSN: 00942405. DOI: 10.1118/1.2795825 (siehe S. 32).
- Ito, K.; Sugano, S. und Iwata, H. (2010). „Portable and attachable tele-echography robot system: FASTele.“ In: *Conference proceedings : 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference 2010*, S. 487–90. ISSN: 1557-170X. DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5627123 (siehe S. 38, 47).
- (2012a). „Internal bleeding detection algorithm based on determination of organ boundary by low-brightness set analysis“. In: *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IEEE, S. 4131–4136. ISBN: 978-1-4673-1736-8. DOI: 10.1109/IRoS.2012.6385745 (siehe S. 38).
 - (2012b). „Organ boundary determination algorithm for detecting internal bleeding.“ English. In: *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Bd. 2012. IEEE, S. 3183–6. ISBN: 978-1-4673-1736-8. DOI: 10.1109/IRoS.2012.6385745 (siehe S. 38).
- Ito, K.; Tsuruta, K.; Sugano, S. und Iwata, H. (2011). „Evaluation of a wearable tele-echography robot system: FASTele in a vehicle using a mobile network.“ English. In: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) 2011*. 2011, S. 2093–6. ISSN: 1557-170X. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6090389 (siehe S. 38).
- Janvier, M.-A.; Merouche, S.; Allard, L.; Soulez, G. und Cloutier, G. (2014). „A 3-D ultrasound imaging robotic system to detect and quantify lower limb arterial stenoses: in vivo feasibility.“ In: *Ultrasound in medicine & biology* 40.1, S. 232–43. ISSN: 1879-291X. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2013.08.010 (siehe S. 32).

- Johnson, C. D.; Dunnick, N. R.; Cohan, R. H. und Illescas, F. F. (1987). „Renal adenocarcinoma: CT staging of 100 tumors.“ In: *AJR. American journal of roentgenology* 148.1, S. 59–63. ISSN: 0361-803X. DOI: 10.2214/ajr.148.1.59 (siehe S. 8).
- Kaatsch, P.; Spix, C.; Katalinic, A. und Hentschel, S. (2012). *Cancer in Germany 2007/2008. Volume 8*. Techn. Ber. Berlin, Germany: Robert Koch-Institut (Hrsg) und die Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V. (Hrsg) (siehe S. 1–3, 6).
- Kazanzides, P.; Fichtinger, G.; Hager, G. D.; Okamura, A. M.; Whitcomb, L. L. und Taylor, R. H. (2008). „Surgical and Interventional Robotics: Core Concepts, Technology, and Design.“ In: *IEEE robotics & automation magazine / IEEE Robotics & Automation Society* 15.2, S. 122–130. ISSN: 1558-223X. DOI: 10.1109/MRA.2008.926390 (siehe S. 30).
- Kidney Cancer Association (KCA). <http://www.kidneycancer.org> (siehe S. v).
- Kirchner, H.; Casper, J.; Gauler, T.; Overkamp, F.; Schmidinger, M.; Santis, M. D.; Staehler, M.; Stenner, F. und Wörmann, B. (2013). *Nierenzellkarzinom (Hypernephrom) - DGHO Leitlinie*. Techn. Ber. Berlin, Germany: DGHO Deutsche Gesellschaft für Hämatologie und Medizinische Onkologie e.V., S. 24 (siehe S. v).
- Kletscher, B. A.; Qian, J.; Bostwick, D. G.; Andrews, P. E. und Zincke, H. (1995). „Prospective analysis of multifocality in renal cell carcinoma: influence of histological pattern, grade, number, size, volume and deoxyribonucleic acid ploidy.“ In: *The Journal of urology* 153.3 Pt 2, S. 904–6. ISSN: 0022-5347 (siehe S. 15).
- Klotz, T. (2013). *Roche - Patientbroschuere - Leben mit Nierenkrebs*. Techn. Ber. Grenzach-Wyhlen, Germany: Roche Pharma AG, S. 36 (siehe S. v).
- Koizumi, N.; Warisawa, S.; Hashizume, H. und Mitsuishi, M. (2003). „Impedance controller and its clinical use of the remote ultrasound diagnostic system“. English. In: *2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Bd. 1. IEEE, S. 676–683. ISBN: 0-7803-7736-2. DOI: 10.1109/ROBOT.2003.1241672 (siehe S. 36).
- Koizumi, N.; Warisawa, S.; Mitsuishi, M. und Hashizume, H. (2002). „Impedance controller for a remote ultrasound diagnostic system“. In: *Proceedings 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.02CH37292)*. Bd. 1. IEEE, S. 651–656. ISBN: 0-7803-7272-7. DOI: 10.1109/ROBOT.2002.1013432 (siehe S. 36).
- Koizumi, N.; Warisawa, S.; Nagoshi, M.; Hashizume, H. und Mitsuishi, M. (2009). „Construction Methodology for a Remote Ultrasound Diagnostic System“. In: *IEEE Transactions on Robotics* 25.3, S. 522–538. ISSN: 1552-3098. DOI: 10.1109/TRO.2009.2019785 (siehe S. 36).
- Koizumi, N.; Kato, T.; Warisawa, S.; Hashizume, H. und Mitsuishi, M. (2003). „Manipulability enhancement by an impedance parameter tuning for a remote ultrasound diagnostic system“. In: *Experimental Robotics VIII*. Springer, S. 527–537 (siehe S. 36).
- Koizumi, N.; Warisawa, S.; Hashizume, H. und Mitsuishi, M. (2008). „Continuous Path Controller for the Remote Ultrasound Diagnostic System“. In: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 13.2, S. 206–218. ISSN: 1083-4435. DOI: 10.1109/TMECH.2008.918530 (siehe S. 36).
- Kopka, L.; Fischer, U.; Zoeller, G.; Schmidt, C.; Ringert, R. H. und Grabbe, E. (1997). „Dual-phase helical CT of the kidney: value of the corticomedullary and nephrographic phase for evaluation of renal lesions and preoperative staging of renal cell carcinoma.“ In: *AJR. American journal of roentgenology* 169.6, S. 1573–8. ISSN: 0361-803X. DOI: 10.2214/ajr.169.6.9393168 (siehe S. 8).
- Kramme, R. (2011). *Medizintechnik: Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung*. Springer. ISBN: 3642161863 (siehe S. 17, 18, 25, 48).

- Kraus, T.; Strauss, G.; Krinninger, M.; Dietz, A. und Lueth, T. C. (2009). „The DeltaScope: an endoscope camera manipulator system for ENT surgery.“ In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. Hrsg. von H. U. Lemke; M. W. Vannier; K. Inamura; A. G. Farman und K. Doi. Bd. 4. 1. Springer, S. 117–118 (siehe S. 30).
- Krinninger, M.; Strauss, G.; Markert, M.; Kraus, T.; Dietz, A. und 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: *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. Hrsg. von O. Dössel und W. Schlegel. München, S. 267–270 (siehe S. 30).
- Krinninger, M. (2011). „Ein System zur Endoskopführung in der HNO Chirurgie“. Dissertation. Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München (siehe S. 30).
- Krinninger, M.; Niazmand, K.; Strauß, G. und Lüth, T. C. (2008). „ActiveEndo - ein situsnaher Endoskopmanipulator für die HNO-Chirurgie“. In: *Robotik 2008, München: 11.-12. Juni 2008*. In: *Verl. A.; Hägele, M. (2008): Tagungsband Robotik 2008. Leistungsstand, Anwendungen, Visionen, Trends. (VDI-Berichte, 2012)*. Düsseldorf: VDI Verlag, S. 83–86 (siehe S. 30).
- Kroll, L. E. und Ziese, T. (2009). „Kompression oder Expansion der Morbidität?“ In: *Gesundheit und Krankheit im Alter*. Hrsg. von K. Böhm; C. Tesch-Römer und T. Ziese. Berlin: Robert Koch-Institut. Kap. 2.5, S. 105–112 (siehe S. 2).
- Lane, B. R. und Gill, I. S. (2010). „7-year oncological outcomes after laparoscopic and open partial nephrectomy.“ In: *The Journal of urology* 183.2, S. 473–9. ISSN: 1527-3792. DOI: 10.1016/j.juro.2009.10.023 (siehe S. 13).
- Lanfranco, A. R.; Castellanos, A. E.; Desai, J. P. und Meyers, W. C. (2004). „Robotic surgery: a current perspective.“ In: *Annals of surgery* 239.1, S. 14–21. ISSN: 0003-4932. DOI: 10.1097/01.sla.0000103020.19595.7d (siehe S. 30).
- Lavallée, S.; Sautot, P.; Troccaz, J.; Cinquin, P. und Merloz, P. (1995). „Computer-Assisted Spine Surgery: A Technique for Accurate Transpedicular Screw Fixation Using CT Data and a 3-D Optical Localizer“. en. In: *Computer Aided Surgery* 1.1, S. 65–73. ISSN: 1092-9088. DOI: 10.3109/10929089509106828 (siehe S. 90).
- Lessard, S.; Bigras, P. und Bonev, I. A. (2007). „A New Medical Parallel Robot and Its Static Balancing Optimization“. In: *Journal of Medical Devices* 1.4, S. 272. ISSN: 19326181. DOI: 10.1115/1.2815329 (siehe S. 32).
- Liatsikos, E.; Kallidonis, P.; Do, M.; Dietel, A.; Al-Aown, A.; Constantinidis, C. und Stolzenburg, J.-U. (2013). „Laparoscopic radical and partial nephrectomy: technical issues and outcome.“ In: *World journal of urology* 31.4, S. 785–791. ISSN: 1433-8726. DOI: 10.1007/s00345-011-0754-4 (siehe S. 12, 13).
- Lippert, H. (2006). *Lehrbuch Anatomie*. München: Elsevier (siehe S. 3, 4, 14, 15, 54, 58, 138).
- Lipworth, L.; Tarone, R. E. und McLaughlin, J. K. (2006). „The epidemiology of renal cell carcinoma.“ In: *The Journal of urology* 176.6 Pt 1, S. 2353–8. ISSN: 0022-5347. DOI: 10.1016/j.juro.2006.07.130 (siehe S. 6).
- Ljungberg, B.; Bensalah, K.; Bex, A.; Canfield, S.; Dabestani, S.; Hofmann, F.; Hora, M.; Kuczyk, M.; Lam, T.; Marconi, L.; Merseburger, A.; Mulders, P.; Staehler, M. und Volpe, A. (2013). „EAU guidelines on Renal Cell Carcinoma“. In: *EAU Guidelines, edition presented at the 25th EAU Annual Congress, Barcelona 2010*. Arnheim, Niederlande: EAU Guidelines Office, S. 56. ISBN: 978-90-79754-70-0 (siehe S. 8, 9, 13, 15, 140).
- Ljungberg, B.; Cowan, N. C.; Hanbury, D. C.; Hora, M.; Kuczyk, M. A.; Merseburger, A. S.; Patard, J.-J.; Mulders, P. F. A. und Sinescu, I. C. (2010). „EAU guidelines on renal cell carcinoma: the

- 2010 update.“ In: *European urology* 58.3, S. 398–406. ISSN: 1873-7560. DOI: 10.1016/j.eururo.2010.06.032 (siehe S. 6, 7, v–vii).
- Lüth, T. C. und Bier, J. (1999). „Robot assisted intervention in surgery“. In: *Neuronavigation-neurosurgical and computer scientific aspects*. Hrsg. von M. Gilsbach, J und H. Stiehl (siehe S. 30).
- Lüth, T. C. (1998). *Technische Multi-Agenten-Systeme. Verteilte autonome Roboter- und Fertigungssysteme*. München: Hanser Fachbuchverlag. ISBN: 3446194681 (siehe S. 87).
- (2015). *Biomedizinische Technik: Band 8 - Bildgestützte Interventionen*. Berlin: De Gruyter. ISBN: 978-3-11-025215-6 (siehe S. 28).
- Lüth, T. C. und Hein, A. (2000). „Medizinrobotik (Medical Robotics)“. In: *it + ti - Informationstechnik und Technische Informatik* 42.1, S. 24–30. ISSN: 1611-2776 (siehe S. 30).
- Lüth, T. C. und Strauss, G. (2010). „Different Assistance Concepts for Rigid Endoscopes: Technical Point of View“. In: *Endoskopie Heute* 23.1, S. 53–58 (siehe S. 28, 30, 47).
- Maier, T.; Strauss, G.; Hofer, M.; Kraus, T.; Runge, A.; Stenzel, R.; Gumprecht, J.; Berger, T.; Dietz, A. und Lueth, T. C. (2010). „A new Micromanipulator System for middle ear surgery“. In: *Proceedings of Annual International Conference of the IEEE Robotics and Automation Society (ICRA)*, S. 1568–1573. ISBN: 1050-4729 VO - (siehe S. 30).
- Maier, T. (2012). „Ein System zur Mikro-Telemanipulation am Mittelohr“. Dissertation. Fakultät Maschinenwesen, Technische Universität München (siehe S. 30).
- Maier, T.; Meschede, T.; Strauss, G.; Kraus, T.; Dietz, A. und Lueth, T. C. (2010). „Joystick Control with Capacitive Release Switch for a Microsurgical Telemanipulator“. In: *Proceedings of IEEE Human System Interaction Conference*, S. 223–229 (siehe S. 54, 115).
- Maldazys, J. D. und DeKernion, J. B. (1986). „Prognostic factors in metastatic renal carcinoma.“ In: *The Journal of urology* 136.2, S. 376–9. ISSN: 0022-5347 (siehe S. 6).
- Marberger, M. (2008). „Organerhaltende Nierentumorexzision“. de. In: *Aktuelle Urologie* 19.02, S. 58–66. ISSN: 0001-7868. DOI: 10.1055/s-2008-1061355 (siehe S. 7).
- Martin, J. A.; Regehr, G.; Reznick, R.; MacRae, H.; Murnaghan, J.; Hutchison, C. und Brown, M. (1997). „Objective structured assessment of technical skill (OSATS) for surgical residents.“ In: *The British journal of surgery* 84.2, S. 273–8. ISSN: 0007-1323 (siehe S. 121).
- Martinelli, T.; Bosson, J.-L.; Bressollette, L.; Pelissier, F.; Boidard, E.; Troccaz, J. und Cinquin, P. (2007). „Robot-Based Tele-Echography: Clinical Evaluation of the TER System in Abdominal Aortic Exploration“. In: *J. Ultrasound Med.* 26.11, S. 1611–1616 (siehe S. 37).
- Masuda, K.; Kimura, E.; Tateishi, N. und Ishihara, K. (2001a). „Construction of 3D movable echographic diagnosis robot and remote diagnosis via fast digital network“. English. In: *2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Bd. 4. Istanbul, Turkey: IEEE, S. 3634–3637. ISBN: 0-7803-7211-5. DOI: 10.1109/IEMBS.2001.1019622 (siehe S. 35).
- (2001b). „Three dimensional motion mechanism of ultrasound probe and its application for tele-echography system“. In: *Proceedings 2001 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Expanding the Societal Role of Robotics in the the Next Millennium (Cat. No.01CH37180)*. Bd. 2. IEEE, S. 1112–1116. ISBN: 0-7803-6612-3. DOI: 10.1109/IROS.2001.976317 (siehe S. 33, 35, 47).
- Masuda, K.; Kimura, E.; Tateishi, N.; Suzuki, Y. und Ishihara, K. (2002). „Robotic tele-diagnosis system of echography“. English. In: *Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference*

- and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society. Bd. 3. Houston, TX, USA: IEEE, S. 1855–1856. ISBN: 0-7803-7612-9. DOI: 10.1109/IEMBS.2002.1053061 (siehe S. 35).
- Masuda, K.; Takachi, Y.; Urayama, Y. und Yoshinaga, T. (2011). „Development of support system to handle ultrasound probe by coordinated motion with medical robot.“ In: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) 2011*. 2011, S. 4519–22. ISSN: 1557-170X. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6091120 (siehe S. 43).
- Masuda, K.; Tateishi, N.; Suzuki, Y.; Kimura, E.; Wie, Y. und Ishihara, K. (2002). „Experiment of Wireless Tele-echography System by Controlling Echographic Diagnosis Robot“. In: *MICCAI '02 Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-Part I*, S. 130–137. ISBN: 3-540-44224-3 (siehe S. 35, 36).
- Matin, S. F. (2009). „Laparsocopic Ultrasonography in Contemporary Interventional Ultrasonography in Urology“. In: *Contemporary Interventional Ultrasonography in Urology*. Hrsg. von O. Ukimura und I. S. Gill. Heidelberg: Springer, S. 7–15 (siehe S. 25).
- Mercer, R. B.; Marcella, C. P.; Carney, D. K. und McDonald, R. W. (1997). „Occupational health hazards to the ultrasonographer and their possible prevention“. In: *Journal of the American Society of Echocardiography* 10.4, S. 363–366 (siehe S. 39).
- Mitsuishi, M.; Warisawa, S.; Tsuda, T.; Higuchi, T.; Koizumi, N.; Hashizume, H. und Fujiwara, K. (2001). „Remote ultrasound diagnostic system“. In: *Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on Robotics and Automation*. IEEE, S. 1567–1574. ISBN: 0-7803-6576-3. DOI: 10.1109/ROBOT.2001.932834 (siehe S. 33, 36, 48).
- Nakadate, R.; Solis, J.; Takanishi, A.; Minagawa, E.; Sugawara, M. und Niki, K. (2010). „Implementation of an automatic scanning and detection algorithm for the carotid artery by an assisted-robotic measurement system“. English. In: *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IEEE, S. 313–318. ISBN: 978-1-4244-6674-0. DOI: 10.1109/IROS.2010.5651667 (siehe S. 42).
- Nakadate, R.; Matsunaga, Y.; Solis, J.; Takanishi, A.; Minagawa, E.; Sugawara, M. und Niki, K. (2011). „Development of a robot assisted carotid blood flow measurement system“. In: *Mechanism and Machine Theory* 46.8, S. 1066–1083. ISSN: 0094114X. DOI: 10.1016/j.mechmachtheory.2011.03.008 (siehe S. 42).
- Nakadate, R.; Solis, J.; Takanishi, A.; Minagawa, E.; Sugawara, M. und Niki, K. (2011). „Out-of-plane visual servoing method for tracking the carotid artery with a robot-assisted ultrasound diagnostic system“. In: *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. IEEE, S. 5267–5272. ISBN: 978-1-61284-386-5. DOI: 10.1109/ICRA.2011.5979594 (siehe S. 42).
- Nakadate, R.; Solis, J.; Takanishi, A.; Sugawara, M. und Niki, K. (2009). „Development of a robotic carotid blood measurement WTA-1RII: Mechanical improvement of gravity compensation mechanism and optimal link position of the parallel manipulator based on GA“. In: *2009 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*. IEEE, S. 717–722. ISBN: 978-1-4244-2852-6. DOI: 10.1109/AIM.2009.5229928 (siehe S. 42, 47).
- Nakadate, R.; Solis, J.; Takanishi, A.; Sugawara, M.; Niki, K. und Minagawa, E. (2010). „Development of the Ultrasound Probe Holding Robot WTA-1RII and an Automated Scanning Algorithm based on Ultrasound Image Feedback“. In: *ROMANSY 18 Robot Design, Dynamics and Control*. Springer, S. 359–366 (siehe S. 42).
- Nakadate, R.; Tokunaga, Y.; Solis, J.; Takanishi, A.; Minagawa, E.; Sugawara, M.; Niki, K. und Saito, A. (2010). „Development of robot assisted measurement system for abdominal ultrasound diagnosis“. In: *Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 2010 3rd IEEE RAS and EMBS International Conference on*, S. 367–372. ISBN: 2155-1774 VO - (siehe S. 42).
- National Cancer Institute (NCI). <http://www.cancer.gov> (siehe S. v).

- Nguyen, M. M.; Gill, I. S. und Ellison, L. M. (2006). „The evolving presentation of renal carcinoma in the United States: trends from the Surveillance, Epidemiology, and End Results program.“ In: *The Journal of urology* 176.6 Pt 1, 2397–400, discussion 2400. ISSN: 0022-5347. DOI: 10.1016/j.juro.2006.07.144 (siehe S. 6).
- Niemann, G.; Winter, H. und Höhn, B.-R. H. (2005). *Maschinenelemente 1* (siehe S. 132).
- Nouaille, L.; Smith-Guérin, N.; Poisson, G. und Arbeille, P. (2010). „Optimization of a 4 dof tele-echography robot“. In: *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IEEE, S. 3501–3506. ISBN: 978-1-4244-6674-0. DOI: 10.1109/IR0S.2010.5649680 (siehe S. 35).
- Nyland, T. G. und Mattoon, J. S. (2002). *Small animal diagnostic ultrasound*. Elsevier Health Sciences (siehe S. 23).
- Onogi, S.; Yoshida, T.; Sugano, Y.; Mochizuki, T. und Masuda, K. (2013). „Robotic Ultrasound Guidance by B-scan Plane Positioning Control“. In: *Procedia CIRP* 5, S. 100–103. ISSN: 22128271. DOI: 10.1016/j.procir.2013.01.020 (siehe S. 34, 43, 44).
- Pahernik, S.; Roos, F.; Wiesner, C. und Thüroff, J. W. (2007). „Nephron sparing surgery for renal cell carcinoma in a solitary kidney.“ In: *World journal of urology* 25.5, S. 513–7. ISSN: 0724-4983. DOI: 10.1007/s00345-007-0207-2 (siehe S. 14, 153).
- Park, B. K.; Kim, B.; Kim, S. H.; Ko, K.; Lee, H. M. und Choi, H. Y. (2007). „Assessment of cystic renal masses based on Bosniak classification: comparison of CT and contrast-enhanced US.“ In: *European journal of radiology* 61.2, S. 310–4. ISSN: 0720-048X. DOI: 10.1016/j.ejrad.2006.10.004 (siehe S. 8).
- Pfeiffer, J. (2013). „MiMed Internal Report Nr. 4768: Erforschung einer verhaltensbasierten Steuerung für einen Ultraschallmanipulator“. Diplomarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizinergätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München (siehe S. 80).
- Phillips, B.; Ball, C.; Sackett, D.; Badenoch, D.; Straus, S.; Haynes, B. und Dawes, M. (2009). „Oxford Centre for Evidence-based Medicine - Levels of Evidence“. In: *BJU International* 103.8, S. 1147–1147. ISSN: 14644096. DOI: 10.1111/j.1464-410X.2009.08556.x (siehe S. 8, vii).
- Pierrot, F.; Dombre, E.; Degoulange, E.; Urbain, L.; Caron, P.; Boudet, S.; Garipey, J. und Megnien, J. L. (1999). „Hippocrate: a safe robot arm for medical applications with force feedback.“ In: *Medical Image Analysis* 3.3, S. 285–300. ISSN: 1361-8415 (siehe S. 32, 39, 40, 47, 48).
- Polascik, T. J.; Meng, M. V.; Epstein, J. I. und Marshall, F. F. (1995). „Intraoperative sonography for the evaluation and management of renal tumors: experience with 100 patients.“ In: *The Journal of urology* 154.5, S. 1676–80. ISSN: 0022-5347 (siehe S. 26).
- Pott, P. P.; Scharf, H.-P. und Schwarz, M. L. R. (2005). „Today’s state of the art in surgical robotics*.“ In: *Computer aided surgery : official journal of the International Society for Computer Aided Surgery* 10.2, S. 101–132. ISSN: 1092-9088. DOI: 10.3109/10929080500228753 (siehe S. 30).
- Prager, R. W.; Ijaz, U. Z.; Gee, A. H. und Treece, G. M. (2010). „Three-dimensional ultrasound imaging.“ In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine* 224.2, S. 193–223. ISSN: 0954-4119 (siehe S. 17).
- Ramalingam, M. und Patel, V. R. (2008). *Operative Atlas of Laparoscopic Reconstructive Urology*. Springer. ISBN: 1848001509 (siehe S. 9).
- Rembold, U. und Burghart, C. (2001). „Surgical Robotics: An Introduction“. In: *Journal of Intelligent and Robotic Systems* 30.1, S. 1–28. DOI: 10.1023/A:1008159527787 (siehe S. 30).

- Rendon, R. A. und Jewett, M. A. S. (2006). „Expectant management for the treatment of small renal masses.“ In: *Urologic oncology* 24.1, S. 62–7. ISSN: 1078-1439. DOI: 10.1016/j.urolonc.2005.07.003 (siehe S. 6).
- Robosoft (2007). *Estele*. DOI: <http://www.robosoft.com/robotic-solutions/healthcare/tele-echography/index.html> (siehe S. 35).
- Roche - Onkologieportal. www.roche-onkologie.de (siehe S. v).
- Rogers, C. G.; Singh, A.; Blatt, A. M.; Linehan, W. M. und Pinto, P. A. (2008). „Robotic partial nephrectomy for complex renal tumors: surgical technique.“ In: *European Urology* 53, S. 514–521 (siehe S. 13).
- Rohde, V. und Katalinic, A. (2009). *Roche - Patientenleitfaden Nierenkrebs*. Techn. Ber. Grenzach-Wyhlen, Germany: Roche Pharma AG, S. 52 (siehe S. v).
- Rübben, H. (2009). *Uroonkologie*. Springer. ISBN: 3642013813 (siehe S. 5–8).
- Rumack, C. M.; Wilson, S. R.; Charboneau, J. W. und Deborah, L. (2010). *Diagnostic Ultrasound*. 4th. Mosby. ISBN: 0323053971 (siehe S. 18).
- Sadamitsu, Y.; Fujita, A.; Arino, C.; Takamishi, A.; Harada, A.; Sugawara, M. und Niki, K. (2006). „Development of a Robotic Carotid Blood Flow Measurement System - A Compact Ultrasonic Probe Manipulator Consisting of a Parallel Mechanism“. In: *2006 IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics*. IEEE, S. 1–6. ISBN: 1-4244-0024-4. DOI: 10.1109/RAMECH.2006.252674 (siehe S. 42).
- Salcudean, S. E.; Bell, G.; Bachmann, S.; Zhu, W. H.; Abolmaesumi, P. und Lawrence, P. D. (1999). „Robot-assisted diagnostic ultrasound - Design and feasibility experiments“. In: *Medical Image Computing and Computer-assisted Intervention, Miccai'99, Proceedings* 1679, S. 1062–1071 (siehe S. 31, 40, 41, 47, 48).
- Salcudean, S. E.; Zhu, W. H.; Abolmaesumi, P.; Bachmann, S. und Lawrence, P. D. (1999). „A Robot System for Medical Ultrasound“. In: *9th International Symposium of Robotics Research (ISRR 1999), Snowbird*, S. 152–159 (siehe S. 40).
- Salcudean, S. E.; Bell, G.; Lawrence, P.; Marko, A. und Michael, J. (2002). *Robotically assisted medical Ultrasound* (siehe S. 40).
- Sanderson, A. und Weiss, L. (1980). „Image-based visual servo control using relational graph error signals“. In: *Proceeding of the 1980 IEEE International Conference on Cybernetics and Society*, S. 1074–1077 (siehe S. 102).
- Satoshi, H. (1997). „HORB: Distributed execution of Java programs“. In: *Worldwide Computing and Its Applications*. Springer, S. 29–42 (siehe S. 35).
- Saxena, A. K. und Höllwarth, M. E. (2008). *Essentials of Pediatric Endoscopic Surgery*. Springer (siehe S. 166).
- Schauer, D.; Hein, A. und Lueth, T. (2003). „RoboPoint—an autoclavable interactive miniature robot for surgery and interventional radiology“. In: *International Congress Series* 1256, S. 555–560. ISSN: 05315131. DOI: 10.1016/S0531-5131(03)00510-7 (siehe S. 30).
- Scheeres, D. E.; Mellinger, J. D.; Brassler, B. A. und Davis, A. T. (2004). „Animate advanced laparoscopic courses improve resident operative performance.“ In: *American journal of surgery* 188.2, S. 157–60. ISSN: 0002-9610. DOI: 10.1016/j.amjsurg.2004.04.002 (siehe S. 28).
- Schmid, J. (2012). „MiMed Internal Report Nr. 4579: Entwicklung eines Evaluationstrainers für ultraschallgestützte laparoskopische Operationen“. Semesterarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik

- und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München (siehe S. 129, 138).
- Schoenfeld, A.; Goverman, J.; Weiss, D. M. und Meizner, I. (1999). „Transducer user syndrome: an occupational hazard of the ultrasonographer“. In: *European Journal of Ultrasound* 10.1, S. 41–45 (siehe S. 39).
- Schrader, A. J. und Steffens, S. (2012). „Renal Cell Carcinoma Update: News from the AUA, EAU, and ASCO Annual Meetings 2011.“ In: *ISRN urology* 2012, S. ID 748235. ISSN: 2090-5815. DOI: 10.5402/2012/748235 (siehe S. 5).
- Schwaibold, H. E. und Stolzenburg, J.-U. (2009). „Laparoscopic partial nephrectomy.“ In: *Archivio italiano di urologia, andrologia : organo ufficiale [di] Società italiana di ecografia urologica e nefrologica / Associazione ricerche in urologia* 81.2, S. 72–5. ISSN: 1124-3562 (siehe S. 9, 14, 15).
- Scott, D. J.; Bergen, P. C.; Rege, R. V.; Laycock, R.; Tesfay, S. T.; Valentine, R. J.; Euhus, D. M.; Jeyarajah, D. R.; Thompson, W. M. und Jones, D. B. (2000). „Laparoscopic training on bench models: better and more cost effective than operating room experience?“ In: *Journal of the American College of Surgeons* 191.3, S. 272–83. ISSN: 1072-7515 (siehe S. 27).
- Secil, M.; Elibol, C.; Aslan, G.; Kefi, A.; Obuz, F.; Tuna, B. und Yorukoglu, K. (2011). „Role of Intraoperative US in the Decision for Radical or Partial Nephrectomy“. In: *Radiology* 258.1, S. 283–290. ISSN: 0033-8419. DOI: 10.1148/radiol.10100859 (siehe S. 14).
- Sedlacek, T. (2013). „MiMed Internal Report Nr. 4766: Intraoperative Integration des Flat-Panel Ultraschallroboters“. Bachelorthesis. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München (siehe S. 132, 133).
- Selfridge, A. R. (1985). „Approximate Material Properties in Isotropic Materials“. In: *Sonics and Ultrasonics, IEEE Transactions on* 32.3, S. 381–394. ISSN: 0018-9537 (siehe S. 23, 141).
- Semelka, R. C.; Shoenut, J. P.; Magro, C. M.; Kroeker, M. A.; MacMahon, R. und Greenberg, H. M. (1993). „Renal cancer staging: comparison of contrast-enhanced CT and gadolinium-enhanced fat-suppressed spin-echo and gradient-echo MR imaging.“ In: *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI* 3.4, S. 597–602. ISSN: 1053-1807 (siehe S. 8).
- Semm, K. (1986). „[Pelvi-trainer, a training device in operative pelviscopy for teaching endoscopic ligation and suture technics].“ In: *Geburtshilfe und Frauenheilkunde* 46.1, S. 60–2. ISSN: 0016-5751. DOI: 10.1055/s-2008-1036165 (siehe S. 26).
- Siciliano, B. und Khatib, O. (2008). *Springer Handbook of Robotics*. Springer. ISBN: 3540382194 (siehe S. 28).
- Simon, S. D.; Ferrigni, R. G.; Novicki, D. E.; Lamm, D. L.; Swanson, S. S. und Andrews, P. E. (2003). „Mayo Clinic Scottsdale experience with laparoscopic nephron sparing surgery for renal tumors.“ In: *The Journal of urology* 169.6, S. 2059–62. ISSN: 0022-5347. DOI: 10.1097/01.ju.0000058407.28232.38 (siehe S. 14).
- Smith, W. D. (2013). „Hippokrates von Kos“. In: *Encyclopædia Britannica*. Chicago, USA: Encyclopædia Britannica Inc. (siehe S. 1, 162).
- Smith-Guerin, N.; Al Bassit, L.; Poisson, G.; Delgorge, C.; Arbeille, P. und Vieyres, P. (2003). „Clinical validation of a mobile patient-expert tele-echography system using ISDN lines“. In: *4th International IEEE EMBS Special Topic Conference on Information Technology Applications in Biomedicine, 2003*. IEEE, S. 23–26. ISBN: 0-7803-7667-6. DOI: 10.1109/ITAB.2003.1222409 (siehe S. 35).
- Sobin, L. H.; Gospodarowicz, M. K. und Wittekind, C. (2009). *TNM Classification of Malignant Tumours*. Wiley-Blackwell. ISBN: 1444332414 (siehe S. 6, vi).

- Sökeland, J. und Rübber, H. (2008). *Taschenbuch Urologie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag (siehe S. 4, 6, 7, 9, 25).
- Solberg, O. V.; Lango, T.; Tangen, G. A.; Marvik, R.; Ystgaard, B.; Rethy, A. und Hernes, T. A. N. (2009). „Navigated ultrasound in laparoscopic surgery“. In: *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies* 18.1, S. 36–53 (siehe S. 25, 49).
- Statistisches Bundesamt (2010). *Demografischer Wandel in Deutschland - Heft 2 - Auswirkungen auf Krankenhausbehandlungen und Pflegebedürftige im Bund und in den Ländern*. Techn. Ber. Wiesbaden: Statistisches Bundesamt (siehe S. 2).
- Stoianovici, D.; Whitcomb, L.; Mazilu, D.; Taylor, R. H. und Kavoussi, L. R. (2006). *Remote center of motion robotic system and method (US Patent 7,021,173 B2)* (siehe S. 40, 41).
- Stoianovici, D.; Whitcomb, L. L.; Anderson, J.; Taylor, R. H. und Kavoussi, L. (1998). „A modular surgical robotic system for image guided percutaneous procedures“. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention — MICCAI'98*. Hrsg. von W. Wells; A. Colchester und S. Delp. Bd. 1496. Lecture Notes in Computer Science. Springer Berlin / Heidelberg, S. 404–410. DOI: 10.1007/BFb0056225 (siehe S. 40, 41).
- Stolzenburg, J.-U.; Türk, I. A. und Liatsikos, E. N. (2011). *Laparoscopic and Robot-Assisted Surgery in Urology: Atlas of Standard Procedures*. 1st. Berlin, Heidelberg: Springer (siehe S. 9, 10, 12, 14, 15, 138, 153).
- Störkel, S.; Eble, J. N.; Adlakha, K.; Amin, M.; Blute, M. L.; Bostwick, D. G.; Darson, M.; Delahunt, B.; Iczkowski, K.; Guinan, P.; Sobin, L. H.; Algaba, F.; Badellino, F.; Kameyama, S.; MacLennan, G. und Novick, A. (1997). „TNM staging of renal cell carcinoma: Workgroup No. 3. Union International Contre le Cancer (UICC) and the American Joint Committee on Cancer (AJCC)“. In: *Cancer* 80.5, S. 987–9. ISSN: 0008-543X (siehe S. 6).
- Studer, U. E.; Scherz, S.; Scheidegger, J.; Kraft, R.; Sonntag, R.; Ackermann, D. und Zingg, E. J. (1990). „Enlargement of regional lymph nodes in renal cell carcinoma is often not due to metastases“. In: *The Journal of urology* 144.2 Pt 1, S. 243–5. ISSN: 0022-5347 (siehe S. 8).
- Szabo, T. L. (2004). *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out*. Academic Press. ISBN: 0126801452 (siehe S. 23).
- Taylor, K. S. (1993). „Robodoc: study tests robot's use in hip surgery“. In: *Hospitals* 67.9, S. 46. ISSN: 0018-5973 (siehe S. 28).
- Taylor, R. H. (2006). „A Perspective on Medical Robotics“. In: *Proceedings of the IEEE* 94.9, S. 1652–1664. ISSN: 0018-9219. DOI: 10.1109/JPROC.2006.880669 (siehe S. 30).
- Taylor, R. H.; Menciassi, A.; Fichtinger, G. und Dario, P. (2008). *Medical Robotics and Computer-Integrated Surgery*. Hrsg. von B. Siciliano und O. Khatib. Heidelberg, Berlin: Springer. Kap. 52, S. 1199–1218. ISBN: 3540382194 (siehe S. 30).
- The Japanese Urological Association (JUA). <http://www.urol.or.jp> (siehe S. v).
- Thoenes, W.; Störkel, S. und Rumpelt, H. J. (1986). „Histopathology and classification of renal cell tumors (adenomas, oncocytomas and carcinomas). The basic cytological and histopathological elements and their use for diagnostics“. In: *Pathology, research and practice* 181.2, S. 125–43. ISSN: 0344-0338. DOI: 10.1016/S0344-0338(86)80001-2 (siehe S. 6).
- Thompson, I. M. und Peek, M. (1988). „Improvement in survival of patients with renal cell carcinoma—the role of the serendipitously detected tumor“. In: *The Journal of urology* 140.3, S. 487–90. ISSN: 0022-5347 (siehe S. 7).
- Thompson, R. H.; Boorjian, S. A.; Lohse, C. M.; Leibovich, B. C.; Kwon, E. D.; Cherville, J. C. und Blute, M. L. (2008). „Radical nephrectomy for pT1a renal masses may be associated with

- decreased overall survival compared with partial nephrectomy.“ In: *The Journal of Urology* 179.2, S. 468–71. ISSN: 15273792. DOI: 10.1016/j.juro.2007.09.077 (siehe S. 13).
- Tiwari, M. M.; Reynoso, J. F.; Lehman, A. C.; Tsang, A. W.; Farritor, S. M. und Oleynikov, D. (2010). „In vivo miniature robots for natural orifice surgery: State of the art and future perspectives.“ In: *World journal of gastrointestinal surgery* 2.6, S. 217–23. ISSN: 1948-9366. DOI: 10.4240/wjgs.v2.i6.217 (siehe S. 9, 15).
- Träger, M. (2010). „MiMed Internal Report Nr. 4529: Entwurf und Realisierung einer Entwicklungs-umgebung zur Steuerung und Regelung medizinischer Manipulatoren“. Diplomarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München (siehe S. 54, 80).
- Tsivian, A. und Sidi, A. A. (2003). „Port site metastases in urological laparoscopic surgery.“ In: *The Journal of urology* 169.4, S. 1213–8. ISSN: 0022-5347. DOI: 10.1097/01.ju.0000035910.75480.4b (siehe S. 15).
- Ukimura, O. und Gill, I. S. (2009). *Contemporary Interventional Ultrasonography in Urology*. Heidelberg: Springer (siehe S. 48).
- Ukimura, O.; Okihara, K.; Kamoi, K.; Naya, Y.; Ochiai, A. und Miki, T. (2008). „Intraoperative ultrasonography in an era of minimally invasive urology.“ In: *International journal of urology official journal of the Japanese Urological Association* 15.8, S. 673–680 (siehe S. 17, 18, 25, 26, 48).
- Union for International Cancer Control (UICC). <http://www.uicc.org> (siehe S. v).
- Uzzo, R. G. und Novick, A. C. (2001). „Nephron sparing surgery for renal tumors: indications, techniques and outcomes.“ In: *The Journal of urology* 166.1, S. 6–18. ISSN: 0022-5347 (siehe S. 14, 15).
- Vanderpool, H. E.; Friis, E. A.; Smith, B. S. und Harms, K. L. (1993). „Prevalence of carpal tunnel syndrome and other work-related musculoskeletal problems in cardiac sonographers“. In: *Journal of Occupational Medicine* 35.6, S. 604–610 (siehe S. 39).
- Våpenstad, C.; Rethy, A.; Langø, T.; Selbekk, T.; Ystgaard, B.; Hernes, T. A. N. und Mårvik, R. (2010). „Laparoscopic ultrasound: a survey of its current and future use, requirements, and integration with navigation technology.“ In: *Surgical endoscopy* 24.12, S. 2944–2953. ISSN: 1432-2218. DOI: 10.1007/s00464-010-1135-6 (siehe S. 18, 49).
- Vassiliou, M. C.; Feldman, L. S.; Andrew, C. G.; Bergman, S.; Leffondré, K.; Stanbridge, D. und Fried, G. M. (2005). „A global assessment tool for evaluation of intraoperative laparoscopic skills.“ In: *American journal of surgery* 190.1, S. 107–13. ISSN: 0002-9610. DOI: 10.1016/j.amjsurg.2005.04.004 (siehe S. 121).
- Vilchis, A.; Troccaz, J.; Cinquin, P.; Masuda, K. und Pellissier, F. (2003). „A new robot architecture for tele-echography“. In: *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 19.5, S. 922–926. ISSN: 1042-296X. DOI: 10.1109/TRA.2003.817509 (siehe S. 37).
- Vilchis, A.; Masuda, K.; Troccaz, J. und Cinquin, P. (2003). „Robot-based tele-echography: the TER system.“ In: *Studies in health technology and informatics* 95, S. 212–7. ISSN: 0926-9630 (siehe S. 37).
- Vilchis-Gonzales, A.; Cinquin, P.; Troccaz, J.; Guerraz, A.; Hennion, B.; Pellissier, F.; Thorel, P.; Courreges, F.; Gourdon, A.; Poisson, G.; Vieyres, P.; Caron, P.; Mériegeaux, O.; Urbain, L.; Daimo, C.; Lavallée, S.; Arbeille, P.; Althuser, M.; Ayoubi, J.-M.; Tondu, B. und Ippolito, S. (2001). „TER: A System for Robotic Tele-echography“. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2001*. Hrsg. von W. Niessen und M. Viergever. Bd. 2208. Lecture Notes in Computer Science. Springer Berlin / Heidelberg, S. 326–334. DOI: 10.1007/3-540-45468-3_39 (siehe S. 33, 37, 47).

- Vilchis-Gonzalez, A.; Avila-Vilchis, J. C. und Garcia-Torres, A. (2007). „TERMI Robot“. In: *Electronics, Robotics and Automotive Mechanics Conference, 2007. CERMA 2007*, S. 464–469. DOI: 10.1109/CERMA.2007.4367730 (siehe S. 37, 38).
- Volpe, A.; Panzarella, T.; Rendon, R. A.; Haider, M. A.; Kondylis, F. I. und Jewett, M. A. S. (2004). „The natural history of incidentally detected small renal masses.“ In: *Cancer* 100.4, S. 738–45. ISSN: 0008-543X. DOI: 10.1002/cncr.20025 (siehe S. 7).
- Warshauer, D. M.; McCarthy, S. M.; Street, L.; Bookbinder, M. J.; Glickman, M. G.; Richter, J.; Hammers, L.; Taylor, C. und Rosenfield, A. T. (1988). „Detection of renal masses: sensitivities and specificities of excretory urography/linear tomography, US, and CT.“ In: *Radiology* 169.2, S. 363–5. ISSN: 0033-8419 (siehe S. 7).
- Weber, J.; Spring, A. und Czarnetzki, A. (2002). „Parasagittales Meningeom bei einem 32500 Jahre alten Schädel aus dem Südwesten von Deutschland“. In: *Deutsche medizinische Wochenschrift* 127.51-52, S. 2757–60. ISSN: 0012-0472. DOI: 10.1055/s-2002-36270 (siehe S. 1).
- Wehle, M. J.; Thiel, D. D.; Petrou, S. P.; Young, P. R.; Frank, I. und Karsteadt, N. (2004). „Conservative management of incidental contrast-enhancing renal masses as safe alternative to invasive therapy.“ In: *Urology* 64.1, S. 49–52. ISSN: 1527-9995. DOI: 10.1016/j.urology.2004.02.026 (siehe S. 7).
- WHO (1992). *The ICD-10 classification of mental and behavioural disorders: Clinical descriptions and diagnostic guidelines*. Techn. Ber. Geneva: World Health Organization (siehe S. 5).
- (2000). *International Classification of Diseases for Oncology, 3rd Edition (ICD-O-3)*. Techn. Ber. Geneva: World Health Organization (siehe S. 5).
- Wild, J. J. und Reid, J. M. (1952). „Application of Echo-Ranging Techniques to the Determination of Structure of Biological Tissues“. In: *Science* 115.2983, S. 226–230. DOI: 10.1126/science.115.2983.226 (siehe S. 17).
- Winfield, H. N.; Donovan, J. F.; Godet, A. S. und Clayman, R. V. (1993). „Laparoscopic partial nephrectomy: initial case report for benign disease.“ In: *Journal of endourology / Endourological Society* 7.6, S. 521–6. ISSN: 0892-7790 (siehe S. 9).
- Woods, J. R.; Ansbacher, R.; Castro, R. J.; Marshall, W. und Trabal, J. F. (1980). „Animal surgery: an adjunct to training in obstetrics and gynecology.“ In: *Obstetrics and gynecology* 56.3, S. 373–6. ISSN: 0029-7844 (siehe S. 28).
- Xu, P.; Jingjun, Y. und Guanghai, B. S. Z. (2007). „Enumeration and type synthesis of one-DOF remote-center-of-motion mechanisms“. In: *The 12th world congress in mechanism an machine science, June*, S. 18–21 (siehe S. 30).
- Yakoubi, R.; Autorino, R.; Laydner, H.; Guillotreau, J.; White, M. A.; Hillyer, S.; Spana, G.; Khanna, R.; Isaac, W.; Haber, G.-P.; Stein, R. J. und Kaouk, J. H. (2012). „Initial laboratory experience with a novel ultrasound probe for standard and single-port robotic kidney surgery: increasing console surgeon autonomy and minimizing instrument clashing.“ In: *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery : MRCAS* 8.2, S. 201–5. ISSN: 1478-596X. DOI: 10.1002/rcs.452 (siehe S. 48).
- Yoshida, T.; Onogi, S.; Sugano, Y.; Saito, S.; Mochizuki, T. und Masuda, K. (2013). „Image plane positioning by pneumatic actuators for ultrasound guidance.“ English. In: *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference 2013*, S. 4945–8. ISSN: 1557-170X. DOI: 10.1109/EMBC.2013.6610657 (siehe S. 43, 44).
- Zhu, W.-H.; Salcudean, S. E.; Bachmann, S. und Abolmaesumi, P. (2000). *Motion/force/image control of a diagnostic ultrasound robot*. IEEE, S. 1580–1585. ISBN: 0-7803-5886-4. DOI: 10.1109/ROBOT.2000.844822 (siehe S. 40).

- Zilles, K. und Tillmann, B. (2010). *Anatomie (Springer-Lehrbuch)*. Springer. ISBN: 3540694811 (siehe S. 3, 4).
- Zong, G.; Pei, X.; Yu, J. und Bi, S. (2008). „Classification and type synthesis of 1-DOF remote center of motion mechanisms“. In: *Mechanism and Machine Theory* 43.12, S. 1585–1595. ISSN: 0094114X. DOI: 10.1016/j.mechmachtheory.2007.12.008 (siehe S. 30, 31).

Abbildungsverzeichnis

1.1	<i>Inzidenz</i> bösartiger Neubildungen je 100.000 Einwohner in Deutschland 2007-2008, ohne bösartige Neubildungen der Haut (Kaatsch u. a. (2012)).	2
1.2	Lage der Nieren in ventraler Ansicht. <i>Links</i> : Darstellung zusammen mit dem Skelett inklusive Verschiebungsbereich der Niere. <i>Rechts</i> : Darstellung zusammen mit den Blutgefäßen.	4
1.3	Makroskopischer Aufbau der Niere in ventraler Ansicht. <i>Links</i> : Außenansicht der rechten Niere mit Nierenstiel; <i>Mitte, Rechts</i> : Frontaler Längsschnitt der linken Niere mit Gliederung in Rinden- und Markzone sowie Nierenbecken und Nierenkelche. . .	4
1.4	Aufbau des Nierenparenchyms mit Blutversorgung in kaudaler Ansicht. <i>Links</i> : Blutgefäßstruktur innerhalb der Niere; <i>Rechts</i> : Aufbau von drei verschiedenen Nephrontypen. Links Nephron mit langer, Mitte mit kortikaler und rechts mit kurzer Henle-Schleife. Der am Nierenkörperchen direkt anschließende proximale Tubulus gilt als Hauptursprungort für das Nierenzellkarzinom.	5
1.5	Darstellung der Primärtumoreinteilung bei Nierentumoren; angelehnt an Sökeland und Rübber (2008, S. 287). Nur für Tumore des Typs T1 ist der empfohlene Therapiestandard eine partielle Resektion. Einen Kriterienkatalog zur Klassifizierung der Primärtumore im TNM System beschreibt Tabelle A.4.	7
1.6	Operations-Setup für die laparoskopische transperitoneale partielle Nephrektomie einer rechten Niere. <i>Rechts</i> : Foto eines Eingriffs am Universitätsklinikum Leipzig. .	10
1.7	Patientenlagerung während einer laparoskopischen transperitonealen partiellen Nephrektomie	10
1.8	Platzierung der Trokare für die laparoskopische transperitoneale partielle Nephrektomie. Der Optiktrokar wird am Bauchnabel platziert; ein fünf Millimeter Instrumentenkanal unterhalb des rechten Rippenbogens; der zweite Instrumentenkanal lateral vom Bauchnabel und ein weiterer zehn bis zwölf Millimeter Trokar <i>kaudal</i> zum Bauchnabel beispielsweise für einen Sauger. Die exakte Positionierung hängt sowohl von der Lage des Tumors in der Niere ab als auch vom Körpervolumen des Patienten. Der Verlauf der großen Blutgefäße im Abdomen ist bei der Portplatzierung zu beachten.	11
1.9	Laparoskopische Instrumente und Fulcrum-Effekt – die Instrumentenspitze bewegt sich entgegengerichtet zum Instrumentengriff.	11
1.10	Intraoperative Schritte bei der Tumorsektion in der laparoskopischen partiellen Nephrektomie. Fotoquellen: [1] Prof. Stolzenburg, Universitätsklinik Leipzig; [2] Stolzenburg u. a. (2011).	12
1.11	Die wichtigsten Schritte bei der laparoskopischen partiellen Nephrektomie.	13
2.1	Aufteilung des Schallfrequenzspektrums und Frequenzbereich der Sonographie. . .	18
2.2	Ausbreitung der longitudinalen Schallwellen.	19
2.3	US Auflösungsvermögen. Die US-Sonde (links) ist mit einem fokussierten US-Strahl dargestellt. Im Fokusbereich sind die Orientierung der drei Auflösungen axial (Δz), lateral (Δx) und Elevation (Δy) dargestellt.	19

2.4	Ursache für die Limitierung der axialen Auflösung. Im oberen Drittel ist die ein- treffende Schallwelle zu sehen, die erst die grüne Grenzschicht zum Zeitpunkt t_1 durchdringt und die blaue Grenzschicht zum Zeitpunkt t_2 . Die grüne Zone stellt die Reflektionen an der grünen Grenzschicht dar und die blaue Zone an der blauen Grenzschicht. t_{2-a} zeigt den Fall, bei dem der Abstand d der Grenzschichten kleiner als $\lambda/2$ ist und t_{2-b} den Fall, bei dem d größer ist als $\lambda/2$. Im Gegensatz zu t_{2-a} ist bei t_{2-b} ein deutlicher zeitlicher Überlapp der reflektierten Schallwellen zu er- kennen. Durch diese Überlappung im Fall t_{2-b} ist es für den Empfänger nicht mehr eindeutig zu erkennen, von welcher Grenzschicht die Reflektionen stammen.	21
2.5	Laterale Auflösung – <i>Links</i> : Strahlquerschnitt in der Fokalzone mit 6-dB-Breite, die die laterale Auflösung Δx festlegt; <i>Rechts</i> : Darstellung der lateralen Auflösung an verschiedenen Stellen eines fokussierten Schallstrahls.	22
2.6	Methoden zur US-Visualisierung. <i>Links</i> : Im A-Mode werden die Amplituden der Schallintensitäten der Echos als Ausschläge auf der Zeitachse dargestellt; <i>Mitte</i> : Im 1D B-Mode wird nur ein Schallstrahl dargestellt. Die Amplituden der reflektierten Schallintensitäten werden als Grauwerte dargestellt; <i>Rechts</i> : Im 2D B-Mode werden die reflektierten Schallintensität mehrerer Schallstrahlen parallel dargestellt.	24
2.7	Ultraschallsonden: <i>Links</i> : transkutane US-Sonde, <i>Rechts</i> : laparoskopische US-Sonde mit abwinkelbarem Schallkopf.	25
2.8	Anwendungen einer transkutanen US-Sonde. <i>Links</i> : Sonographische Untersuchung der Niere. Die Niere wird direkt unterhalb des Rippenbogens <i>ventral</i> geschallt. <i>Rechts</i> : Einsatz einer transkutanen US-Sonde bei einer transperitonealen LPN am Uniklinikum Leipzig. Während der Operateur (2) und der laparoskopischer Assi- stent (1) vor dem Patienten stehen, befindet sich der Assistent zum Führen der US-Sonde (3) und der US-Scanner (4) auf der Rückseite des Patienten.	26
2.9	Typische Rotationsbewegungen einer US-Sonde beim Einsatz (Courreges u. a., 2008; Salcudean; Bell; Bachmann u. a., 1999): (1) Nicken, (2) Gieren, (3) Rollen, (4) Pivot- Punkt, (5) Präzessionsbewegung. Die Rotationsachsen (1) bis (3) sind sondenfest. Rotationsachse (5) ist ortsfest; angelehnt an F. B. Geiger (2012).	31
2.10	RCM-Grundtypen, die bei Robotern zur Manipulation von transkutanen US-Sonden verwendet wurden. O kennzeichnet den virtuellen Drehpunkt der Kinematik: a) ein- achsiges Drehgelenk, b) Schubgelenk auf Kreisbahn, c) Parallelogramm-Kinematiken, d) gleichförmig übersetztes Getriebe; angelehnt an Zong u. a. (2008).	31
2.11	Aufbau eines Tele-Sonographie Systems. <i>Links</i> : Master Station mit dem US-Experten; <i>Mitte</i> : Kommunikationsverbindung; <i>Rechts</i> : Slave Station beim Patienten mit Sani- täter. Entnommen aus Courreges u. a. (2008).	33
2.12	Manipulator des OTELO Systems. Entnommen aus Courreges u. a. (2008).	35
2.13	Tele-Sonographie System der Ehime Universität, Japan. Entnommen aus Masuda; Tateishi u. a. (2002).	36
2.14	Tele-Sonographie System von Mitsubishi <i>et al.</i> <i>Links</i> : Slave Manipulator mit sieben Freiheitsgraden; <i>Rechts</i> : System im Einsatz. Entnommen aus Koizumi u. a. (2008) © 2008 IEEE.	36
2.15	Manipulator des TER Projekts. <i>Links</i> : Über Gurte angetriebene Parallel-Kinematik zum Ausrichten der RCM-Kinematik. <i>Rechts</i> : Serielle RCM Kinematik zum Fein- positionieren der US-Sonde. Entnommen aus Vilchis; Troccaz u. a. (2003) © 2003 IEEE.	37
2.16	Manipulator des TERMI Projekts. Entnommen aus Vilchis-Gonzalez u. a. (2007) © 2007 IEEE.	38
2.17	Manipulator der Arbeitsgruppe von Iwata zur US-Untersuchung von Unfallopfern. Entnommen aus Ito u. a. (2010) © 2010 IEEE.	38
2.18	Hippocrate System. Entnommen aus Pierrot u. a. (1999).	40
2.19	Ultrasound Robot der Gruppe um Septimiu Salcudean. <i>Links</i> : Technische Zeich- nung des Ultrasound Robots. Die räumlichen Lagebeschreibungen (pitch, roll, spin) sind aus Sicht des Roboters angegeben nicht aus Sicht der US-Sonde. (Entnommen aus Salcudean; Bell; Bachmann u. a. (1999)). <i>Rechts</i> : System bei der Anwendung. Entnommen aus Abolmaesumi u. a. (2000) © 2000 IEEE.	41

2.20	TRCM System zum Ausrichten einer transkutanen US-Sonde der Gruppe um Dan Stoianovici. <i>Links:</i> (1) Kartesischer Roboter zum translatorischen Verfahren der RCM-Kinematik, (2) RCM-Kinematik für Nick- und Gier-Bewegungen der US-Sonde, (3) zusätzlicher rotatorischer Freiheitsgrad zum Rollen der Sonde (Entnommen aus Goldberg u. a. (2001)). <i>Rechts:</i> Innerer Aufbau der RCM-Kinematik (2) mit gleichförmig übersetztem Getriebe. Entnommen aus Stoianovici u. a. (2006).	41
2.21	Verschiedene Versionen des Manipulators zum Ausrichten einer transkutanen US-Sonde der Arbeitsgruppe um Atsuo Takanishi an der Waseda Universität, Tokyo, Japan. <i>Links:</i> WTA-1RII, (1) gewichtskompensierter Haltearm, (3) höhenverstellbare, rollbare Plattform (Entnommen aus Nakadate u. a. (2009) © 2009 IEEE). <i>Mitte:</i> Hexapod Manipulator des WTA-1RII, (2) US-Sonde, (4) Hexapod-Kinematik, (5) Aktoren des Hexapods (Entnommen aus Nakadate u. a. (2009) © 2009 IEEE). <i>Rechts:</i> WTA-2, (6) höhenverstellbare, rollbare Plattform, (7) serielle Kinematik zum Ausrichten der US-Sonde. Entnommen aus Nakadate; Tokunaga u. a. (2010) © 2010 IEEE.	42
2.22	US-Manipulator von Masuda u. a. (2011) zur Entlastung von Vollzeit-Sonographie-Technikern. Entnommen aus Aoki u. a. (2010).	43
2.23	US-Manipulator von (Onogi u. a., 2013) zum Generieren von 3D-US-Aufnahmen und zur Entlastung von Vollzeit-Sonographie-Technikern. <i>Links-oben:</i> Kinematikskizze mit den Pneumatik-Aktoren (<i>Act₁ bis 5</i>), den Fäden zum Halten der Sonde (<i>L₁ bis 6</i>). <i>Links-unten:</i> Halterung der US-Sonde. <i>Rechts:</i> Rahmen mit Pneumatik-Aktoren zum Ausrichten der Sonden-Halterung. Entnommen aus Yoshida u. a. (2013) © 2013 IEEE.	44
2.24	Übersicht bisher tätiger Forschergruppen im Bereich mechatronische Assistenzsysteme für transkutane US-Sonden. Für jede Gruppe sind Projektleiter, Projektname (falls bekannt) und aktive Entwicklungszeit angegeben. Aktuell aktive Gruppen sind in fetter Schrift dargestellt (Stand: August 2014); Quelle Weltkarte: Central Intelligence Agency (2014).	44
3.1	Hierarchische Systembeschreibung.	55
3.2	Dynamische Systembeschreibung des Gesamtsystems: (1) Operateur; (2) Mensch-Maschine-Schnittstelle; (3) Manipulator; (4) Patient; (5) US-Gerät.	56
3.3	Konzept zur Integration des Sonic-CT in den chirurgischen Workflow – bei Bedienung mit Joystickkonsole.	57
3.4	Statische Systembeschreibung Sonic-CT	58
3.5	Statische Beschreibung des Manipulators	61
3.6	Einlass im Manipulatorgehäuse für die US-Sonde: (1) Gehäusewand des Manipulators; (2) Innere Kompressionsplatte; (3) Silikondichtung; (4) Schrauben zum Komprimieren der Silikondichtung; (5) Zweigeteilte äußere Kompressionsplatte; (6) Kabel der US-Sonde außerhalb des Manipulators; (7) US-Sonde im Manipulator; (8) Schlitz in der Silikondichtung zum Einführen des US-Sondenkabels; (9) Aussparung für das US-Sondenkabel.	62
3.7	Antriebsstrang der x-Achse des Manipulators	62
3.8	Schallweg von der US-Sonde zum Operationsgebiet	64
3.9	Positioniervorrichtungen für den Manipulator: <i>Links:</i> passiver Haltearm (1) zur Befestigung des Manipulators (3) am seitlichen Schienensystem des OP-Tisches (2), um einen seitlich liegenden Patienten (4) <i>ventral</i> zu scannen. <i>Mitte:</i> OP-Tisch-Einsatz (6) um einen Patienten (5), der auf dem OP-Tisch liegt von unten zu scannen. <i>Rechts:</i> Mobile Positioniervorrichtung (7) zum schwerkraftkompensierten Ausrichten des Manipulators, um einen seitlich liegenden Patienten <i>ventral</i> zu scannen. . .	67
3.10	Positioniervorrichtung – Passiver Haltearm: <i>Links:</i> Schematische Darstellung mit eingesetzten Gelenkformen; <i>Mitte:</i> Der Haltearm (2) wird über einen kommerziellen OP-Tisch-Kloben (3) am seitlichen Schienensystem (4) des OP-Tisches befestigt. Am oberen Ende des Haltearms befindet sich ein zweiter OP-Tisch-Kloben an dem der Manipulator mit Haltheadapter (5) befestigt ist. <i>Rechts:</i> Kraftfluss beim Einsatz des passiven Haltearms. Das Innere des Manipulators ist kraftfrei, das heißt, auf die Kinematik und die US-Sonde wirken keine Kräfte.	68

3.11	Positioniervorrichtung – OP-Tisch-Einsatz: <i>Links</i> : Alleinstehendes Modul; <i>Rechts</i> : Während der Verwendung, (1) Manipulator; (2) Auflagefläche für das innere OP-Tisch Schienensystem; (3) Hubtisch Scherenkinematik; (4) Abnehmbare Kurbel; (5) OP-Tisch; (6) Patient.	68
3.12	Positioniervorrichtung – OP-Tisch-Einsatz – Kraftfluss während des Einsatzes. Das Innere des Manipulators ist kraftfrei.	69
3.13	Positioniervorrichtung – OP-Tisch-Einsatz – Formale Beschreibung der Kinematik. <i>Links</i> : Darstellung der gesamten Kinematik mit symbolischen Gelenkformen; <i>Rechts</i> : Herausgelöste Darstellung eines Hubdreiecks.	69
3.14	Mobile Positioniervorrichtung: <i>Links</i> : Schematische Darstellung mit eingesetzten Gelenkformen; <i>Mitte</i> : Skizze der Positioniervorrichtung zur besseren Veranschaulichung; <i>Rechts</i> : Mobile Positioniervorrichtung während des Einsatzes am Patienten (7). Die <i>Mobile Positioniervorrichtung</i> besteht aus einer rollbaren Basis (2), auf der eine Hubkinematik (5) lagert. Auf der Hubkinematik ist ein Drehgelenk (4) angebracht, das mittels Lochraster und Bolzen fixiert werden kann. Über ein selbsthemmendes Schneckengetriebe (3) kann der Benutzer mittels einer Kurbel den befindet sich ein zweites Drehgelenk (6), das ebenfalls über ein Lochraster mit Bolzen positioniert werden kann.	70
3.15	Mobile Positioniervorrichtung – Kraftfluss im Einsatz. Das Innere des Manipulators ist kraftfrei.	70
3.16	Dynamische Systembeschreibung Sonic-CT: (1) Passiver Haltearm; (2) OP-Tisch-Einsatz; (3) Mobile Positioniervorrichtung; (4) Manipulator; (5) Steuerbox; (6) Verteilerstation; (7) US-Scanner; (8) Bedienmodul.	70
3.17	Nebenläufige Architektur der Manipulatorsteuerung.	71
3.18	Hierarchische endliche Zustandsmaschine – Modulares Echtzeitbetriebssystem der Steuerung.	71
3.19	Nebenläufige hierarchische endliche Zustandsmaschinen – Interpreter und Requesthandler der Manipulatorsteuerung.	73
3.20	Hierarchische endliche Zustandsmaschine – Planer-Automat der Manipulatorsteuerung.	73
3.21	Hierarchische endliche Zustandsmaschine – Ausführungssteuerungs-Automat.	74
3.22	Hierarchische endliche Zustandsmaschine – Beobachter-Automat.	75
3.23	Hierarchische endliche Zustandsmaschine – Watchdogs.	76
3.24	Benutzungsablauf beim Einsatz des passiven Haltearms: In der <i>Ausgangssituation</i> befindet sich der Patient (1) bereits seitlich lagernd auf dem OP-Tisch (3). Durch ein Stützpolster (2) wird er vor dem Umfallen bewahrt. In <i>Schritt 1</i> wird der passive Haltearm (5) mit einem OP-Tisch-Kloben (6) an den seitlichen Führungsschienen des OP-Tisches befestigt. Am oberen Ende des Haltearms befindet sich ein weiterer Kloben (4) zur Aufnahme des Manipulators. In <i>Schritt 2</i> wird der Manipulator am Haltearm befestigt und so ausgerichtet, dass das Zielgebiet, beispielsweise die Niere mit Tumor, in den US-Aufnahmen sichtbar ist.	77
3.25	Benutzungsablauf bei Verwendung des OP-Tisch-Einsatzes. <i>Ausgangssituation</i> : Der Manipulator (3) ist bereits zu Beginn mit Hilfe des OP-Tisch-Einsatzes (4) auf dem OP-Tisch-Rahmen (2) installiert. Er ersetzt eines der OP-Tisch-Polster. <i>Schritt 1</i> : Der Patient wird wie üblich auf dem OP-Tisch (1) abgelegt. Über die Kurbel (5) kann der Benutzer den Anpressdruck des Manipulators an den Patienten manuell einstellen. <i>Schritt 2</i> : Befindet sich der Manipulator in der Zielposition, wird die Kurbel abgezogen.	78
3.26	Benutzungsablauf der mobilen Positioniervorrichtung: Wie beim passiven Haltearm befindet sich der Manipulator bereits zu Beginn seitlich liegend auf dem OP-Tisch. Durch ein Stützpolster wird seine Position fixiert. <i>Schritt 1</i> : die Mobile Positioniervorrichtung wird mitsamt des Manipulators an den OP-Tisch herangefahren. Mit Hilfe der feststellbaren Rollen wird die Basis vor dem Wegrollen geschützt. Über die integrierte Positionierkinematik wird der Manipulator so ausgerichtet, dass das Zielgebiet, beispielsweise die Niere, in den US-Aufnahmen sichtbar ist.	78
3.27	Architektur der Mensch-Maschine-Schnittstelle des Sonic-CT.	79

3.28 Verteilerstation – Statische Systembeschreibung	81
3.29 Verteilerstation – Steuer- und Datenfluss.	82
3.30 Hierarchische endliche Zustandsmaschine – Verteilerstation-Betriebssystem.	82
3.31 Hierarchische endliche Zustandsmaschine – Verteilerstation-Bedienmodul.	82
3.32 pControl – Funktionsprinzip: pControl arbeitet in zwei Schritten: In Schritt 1 wird die US-Sonde von der Startposition (dunkelgrau) ausgehend zur Position (3) gesteuert, an der sich das Instrument laut Trackingdaten befindet (mittelgrau). Diese Position ist in der Regel fehlerbehaftet, das heißt das Instrument befindet sich leicht versetzt an einer anderen Stelle (4). Um die korrekte Position (hellgrau) zu finden wird die US-Sonde nun mittels Visual-Servoing exakt positioniert.	84
3.33 pControl – Koordinatensysteme und Transformationen.	85
3.34 pControl – Statische Systembeschreibung.	87
3.35 pControl – Hierarchische Steuerungsarchitektur.	88
3.36 pControl – Flussdiagramm.	89
3.37 pControl – Zustandsautomat des Zustandsmodells der auf der obersten Stufe der hierarchischen Steuerungsarchitektur (siehe Abb. 3.35).	90
3.38 pControl – Pivot-Punkt Kalibrierung.	90
3.39 Registrierung des Koordinatensystems des EM-Trackingsystems $\{emt\}$ auf das Koordinatensystem des Sonic-CT $\{base\}$	93
3.40 Ultraschallschnittbilder (a bis d) an verschiedenen Stellen eines laparoskopischen Instruments.	97
3.41 Bildaufteilung zur Instrumentensegmentierung: <i>Links</i> : Vollständige Bildmatrix \mathbf{IMG}^i , die die eigentlichen US Bilddaten enthält. <i>Mitte</i> : Region of Interest \mathbf{ROI}_{Fan}^i innerhalb von \mathbf{IMG}^i , die für die Segmentierung genutzt wird. <i>Rechts</i> : Eines von neun Suchfeldern \mathbf{F}_{jkl}^i innerhalb von \mathbf{ROI}_{Fan}^i mit den fünf hellsten Spots s_{jkl}	97
3.42 Identifikation der Instrumentenspitze \mathbf{p}_{tip} in zwei aufeinander folgenden US-Aufnahmen. Als identische Regionen wurden (1, 6), (2, 7) und (4, 9) erkannt. Die anderen Regionen wurden nicht als zusammengehörend identifiziert, da sich entweder deren Grauwert zu sehr unterscheiden (3, 8) oder deren Mächtigkeit (5, 10). Als Position des Instruments wurde der Schwerpunkt von (6) gewählt, da sich diese Region im Vergleich zur letzten Aufnahmen anders bewegt hat als die restlichen Regionen ($\varphi \neq \varphi'$).	100
3.43 Sonic-CT– Image-based Visual-Servoing Regelkreis.	103
3.44 SSDo – Bilddefinitionen.	107
3.45 iControl – Steuerbewegungen: <i>Links</i> : Mit einem laparoskopischen Instrument lassen sich nur Bewegungen um einen (1) Pivot-Punkt (die Einstichstelle des Trokars) durchführen. Es stehen vier Freiheitsgrade zur Verfügung. <i>Rechts</i> : Da der (3) Sonic-CT nur zwei Freiheitsgrade zum Ausrichten der (2) US-Sonde hat, werden nur zwei Bewegungsrichtungen des laparoskopischen Instruments für die Steuerung benötigt. Für eine intuitive Steuerung eignen sich dafür am besten Bewegungen des Instrumentenschafes, die parallel zu den Freiheitsgraden des Sonic-CT verlaufen.	109
3.46 iControl – Statische Systembeschreibung.	110
3.47 iControl – Flussdiagramm.	111
3.48 iControl – Zustandsautomat – Systemzustände.	111
3.49 iControl – Beschleunigungswerte a und integrierte Geschwindigkeit v am iControl-Instrumenten-Add-on.	113
3.50 iControl – Intraoperativer Benutzungsablauf.	115
3.51 Systembeschreibung der Joystickkonsole: (1) Gehäuse mit Handauflage; (2) Display zur Anzeige der aktuellen Position der US-Sonde im Arbeitsbereich des Manipulators; (3) Joystick; (4) Verbindungskabel zur Verteilerstation; (5) Rundstab zur Befestigung an den seitlichen OP-Tischschienen.	116
3.52 Umwandlungsprozess von der Joystickstellung zum Steuerbefehl.	116

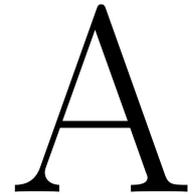
3.53	Manuelle Konfiguration der Joystickkonsole. Über eine Berührung des Touchscreens kann der Benutzer die Konfiguration (I - IV) wechseln: (1) Äußere Abmaße Display Joystickkonsole; (2) Arbeitsraum der US-Sonde; (3) Aktuelle Position und Ausrichtung der US-Sonde; (4) Gehäusegrundfläche des Manipulators; (5) Position der Aktoren relativ zum Arbeitsraum; (6) Ungenutzte Displayfläche bei vertikaler Orientierung des Manipulators.	118
3.54	Laparoskopisches Trainingsgerät	120
3.55	Nierenphantom mit zwei Tumornachbildungen. Links: Draufsicht, Mitte: Isometrische Darstellung, Rechts: Längsschnitt mit laparoskopischem Instrument (oben) und US-Sonde (unten). (1) Steifer Rahmen zum Einspannen in das Torsophantom, (2) von außen nicht sichtbarer Teil der Tumornachbildung, (3) sichtbarer Teil der Tumornachbildung, (4) Nierengewebenachbildung.	121
4.1	Sonic-CT: <i>Oben</i> : Darstellung des Gesamtsystems; <i>Unten</i> : Sonic-CT im Einsatz. (1) Manipulator; (2) US-Sonde; (3) Mensch-Maschine-Schnittstelle; (4) US-Gerät; (5) Verteilerstation; (6) Operateur; (7) Patient.	126
4.2	Manipulator: <i>Links</i> : mit geschlossenem Deckel in betriebsbereiten Zustand. Bei (1) ist der Einlass der US-Sonde zu erkennen. <i>Rechts</i> : Isometrische Ansicht des Manipulators bei geöffnetem Deckel.	127
4.3	<i>Links</i> : Abdichtung des Einlasses der US-Sonde: (1) Innenteil mit Sacklöchern und herausnehmbaren, teilbaren Kern; (2) Dichtelement aus Silikon mit gestrichelt markiertem Spalt zum Einführen des Sondenkabels; (3) Außenteil mit Durchgangsbohrungen und herausnehmbaren, teilbaren Kern. <i>Rechts</i> : Antriebselemente der y-Achse des Manipulators: (4) Abtriebszahnrad am Spindeltrieb; (5) Schrittmotor zum Antrieb der Achse; (6) Drehgeber; (7) Antriebszahnrad mit Zahnriemen.	127
4.4	Manipulator Kinematik in Draufsicht bei geöffnetem Deckel. (1) Schlauch mit magnetischer Spitze zum Auslassen von Luft aus dem Manipulator; (2) US-Sonde; (3) Einlass für die US-Sonde; (4) Motorabdeckung; (5) Endanschlagstaster x-Achse; (6) Endanschlagstaster y-Achse.	128
4.5	US-Aufnahme des mit Manipulators mit (1) Niere in Längsschnitt. Am unteren Rand der Aufnahme ist (3) die Oberfläche der US-Sonde sowie (2) die Membran zu sehen.	130
4.6	Formschlüssige Halterung der Ultraschallsonde zum exakten Ausrichten der US-Sonde. Zum werkzeugfreien Wechsel der Sonde hat die Halterung ein Scharnier mit Schnappverschluss (1).	130
4.7	Passiver Haltearm	131
4.8	OP-Tisch Einsatz: (1) Streben zum Auflegen des Einsatzes auf dem OP-Tischrahmen; (2) Abnehmbare Kurbel zum Einstellen des Anpressdrucks.	132
4.9	Mobile Positioniervorrichtung: <i>Links</i> : Untere Stellung der Hubeinheit. <i>Rechts</i> : Obere Stellung der Hubeinheit. Der Manipulator (1) ist zusätzlich um 90 Grad gedreht. Mit dem selbsthemmenden Schneckengetriebe (2) lässt sich der Nickwinkel des Manipulators einstellen und mit dem Drehgelenk bei (3) der Gierwinkel.	133
4.10	Realisierung Verteilerstation	134
4.11	Laparoskopisches Instrument mit EM-Sensor. Der Sensor ist über eine biokompatible Schrumpfschlauch am Instrument fixiert.	135
4.12	pControl-EM-Controlbox: Links die Taster zum Aktivieren der Zustände Kalibrieren, Registrieren und Tracking. Rechts unten die Status LEDs für die Verbindung zum NDI Aurora Trackingsystem und die Energieversorgung.	135
4.13	<i>Links</i> : US-Aufnahme des Manipulators zum Zeitpunkt i . Bei (1) ist die Spitze eines laparoskopischen Instruments zu erkennen. In grün dargestellt ist das davon abgeleitete Such-Template. Bei (3) ist die Membran des Manipulators zu erkennen inklusive Reflektionsartefakte (Reverberationen) bei (2). <i>Rechts</i> : US-Aufnahme zum Zeitpunkt $i+1$. Bei (6) ist die aktuelle Vergleichsstelle des Such-Templates markiert. (5) markiert den inneren Suchbereich und (4) den äußeren Suchbereich.	136

4.14	iControl-Instrumenten-Add-on: <i>Links-Oben</i> : laparoskopisches Instrument mit Befestigungsclip und Elektronikmodul; <i>Rechts-Oben</i> : Instrument mit angebrachtem Clip; <i>Links-Unten</i> : Einsetzen des Elektronikmoduls in den Instrumentenclip; <i>Rechts-Unten</i> : verschlossenes und betriebsbereites iControl-Instrumenten-Add-on.	136
4.15	Joystickkonsole: (1) Display zur Darstellung der aktuellen Sondenposition und der Konfiguration der Joystickkonsole; (2) Joystick zur Steuerung des Manipulators; (3) Mittels 3D-Druck hergestelltes Gehäuse der Konsole inklusive seitlichen Handablagen für den Benutzer.	137
4.16	Laparoskopisches Trainingssystem: Der Operateur (1) reseziert mit dem Standard-OP-Instrumentarium (4) und einem Videolaparoskop (6) einen künstlichen Tumor im Oberkörperphantom (7). Während des Trainings sieht er die Bilder des Videolaparoskops (3) und des US-Geräts (2). Die Sonde des US-Geräts wird vom Manipulator (5) geführt. Über die Joystickkonsole (8), kann der Operateur den Manipulator steuern.	139
4.17	Nierenphantom: <i>Links</i> : Nierenphantom in Vorder- und Rückansicht; <i>Rechts</i> : Nierenphantom ohne die oberste Deckschicht mit sichtbaren Tumornachbildungen.	139
5.1	Versuchsaufbau zur Messung der Ultraschallbildqualität	142
5.2	Auflösungsvermögen des Ultraschallgeräts mit und ohne Membran des Sonic-CT.	144
5.3	Distanztreue der US-Aufnahmen mit und ohne Membran.	144
5.4	Abweichungen der US-Sonde von der Idealposition bei Ausrichtung durch pControl. Jede Messreihe ist mit einer eigenen Farbe und eigenem Symbol dargestellt. Für jede Messreihe ist die Orientierung des laparoskopischen Instruments in beiden Freiheitsgraden angegeben. Das Instrument war entweder parallel zur Koordinatenachse des Freiheitsgrades ($=0$), in positive (+) oder negative (-) Richtung ausgerichtet. Die Ausrichtung des laparoskopischen Instruments ist zum besseren Verständnis für jede Messreihe farbig dargestellt. Deutlich erkennbar ist, dass die Finale Position der US-Sonde immer parallel zum Instrumentenschaft weg von der Instrumentenspitze verschoben ist. Außer, wenn das Instrument parallel zur Bildebene ausgerichtet ist.	147
5.5	Sensitivität und Spezifität der iControl-Steuerung.	148
5.6	Experimentalaufbau zur Validierung der Mensch-Maschine-Schnittstellen	150
5.7	Mittlere Suchdauer zum Auffinden eines Zielobjektes mit verschiedenen Mensch-Maschine-Schnittstellen. Die Fehlerbalken zeigen die Streuung der Messung.	150
5.8	Versuchsaufbau beim Validierungsexperiment am Universitätsklinikum Leipzig.	152
5.9	Visualisierung der Ergebnisse des klinischen Experiments. Nur bei der Tiefe des Resektionskraters überlappen sich die Konfidenzintervalle nicht.	153
5.10	Visualisierung der Resektionsdauer in Abhängigkeit von der Anzahl der Eingriffe	154
A.1	Achsen und Ebenen des menschlichen Körpers.	ii
A.2	Lage- und Richtungsbezeichnungen des menschlichen Körpers.	ii
A.3	2D Matrix einer US-Aufnahme.	iii

Alle Abbildungen sind für die Verwendung in dieser Dissertation durch den Urheberrechtsinhaber freigegeben!

Tabellenverzeichnis

2.1	Auflösungen des in dieser Arbeit verwendeten US-Systems (Konvex-Sonde: Typ 8200e, Schallfrequenz: 2,5-5 MHz; US-Gerät: Typ FlexFocus 400, Fa. BK Medical, Herlev, Dänemark).	20
2.2	Für die Sonographie relevante Eigenschaften verschiedener Materialien: Schallgeschwindigkeit c , Akustische Impedanz Z , Dichte ρ sowie der Reflektionsfaktor $^M\mathbf{R}_W$ einer Schallwelle, die im Wasser verläuft und senkrecht auf eine Grenzschicht mit dem Medium auftrifft.	23
2.3	Gegenüberstellung existierender laparoskopischer Trainingssysteme.	29
2.4	Gegenüberstellung von mechatronischen Assistenzsystemen für die Tele-Sonographie (trans. = translatorisch, lin. = linear, KS = Kraft-Sensor, KMS = Kraft-Momenten-Sensor, n. v. = nicht verfügbar).	45
2.5	Gegenüberstellung mechatronischen Assistenzsysteme zur lokalen Unterstützung eines Sonographie-Experten (rot. = rotatorisch, trans. = translatorisch, KS = Kraft-Sensor, KMS = Kraft-Momenten-Sensor, n. v. = nicht verfügbar).	46
3.1	Analytische Gegenüberstellung verschiedener Ansätze zur Manipulation der US-Sonde mit kontinuierlichem Hautkontakt.	60
4.1	Eigenschaften der Manipulatorkinematik.	128
5.1	Auflösungen der US-Bilder des Sonic-CT (<i>arithmetisches Mittel \pm Streuung der Messung</i> , $N = 10$).	143
5.2	Positioniergenauigkeit des Sonic-CT und korrespondierende US-Auflösung (<i>arithmetisches Mittel \pm Streuung der Messung</i> , $N = 20$).	145
5.3	Relevante Charakteristika der $N=10$ Operateure (8 m., 2 w.), die am Experiment teilnahmen.	151
5.4	Ergebnisse des Experiments. $N=10$, \bar{x} = <i>arithmetisches Mittel</i> , [Untergrenze 95 % Vertrauensintervall; Obergrenze 95 % Vertrauensintervall].	153
5.5	Antworten der Probanden auf die Fragen im Fragebogen.	154
A.1	Konstanten pControl.	iv
A.2	Konstanten iControl.	iv
A.3	Gesellschaften mit Leitfäden und Informationen zum Thema Nierenzellkarzinom.	v
A.4	Klassifizierung von Nierentumoren nach dem TNM System (Sobin u. a., 2009).	vi
A.5	Ausgewählte Empfehlungen European Association of Urology zur Behandlung von lokalen Nierenzellkarzinomen (Ljungberg u. a., 2010). Die Einteilung der Stadien ist in Tabelle A.4 definiert.	vi
A.6	Lokale Behandlungsempfehlungen der European Association of Urology für das Nierenzellkarzinom inkl. Metastasen (Ljungberg u. a., 2010). Die Evidenzklasse (EKL) und Empfehlungsgrad (EGR) Kriterien finden sie in Tabelle A.7.	vii
A.7	Evidenzklasse (EKL) und Empfehlungsgrad (EGR) als Grundlage für empirisch nachgewiesene Wirksamkeit medizinischer Methoden; Adaptiert aus Phillips u. a. (2009).	vii



Anhang

A.1 Achsen-, Ebenen-, Richtungs- und Lagebezeichnungen

In der Medizin hat man zur Standardisierung von Befunden drei orthogonal zueinander liegende Achsen und entsprechende Ebenen (in der Radiologie auch Schichten) definiert. Im Folgenden werden die Begriffe eingeführt, inklusive der in der Literatur benutzten Synonyme. Abb. A.1 stellt die Achsen und die Ebenen im Bezug zum menschlichen Körper dar.

Achsen:

- *Vertikal, Longitudinal*: läuft in Längsrichtung des Körpers und trifft beim aufrecht stehenden Menschen senkrecht in die Standfläche der Füße.
- *Transversal*: läuft quer in der Horizontalebene durch den Körper.
- *Sagittal*: läuft senkrecht zur longitudinalen und transversalen Achse durch die vordere und hintere Körperwand wie ein senkrecht auf den Körper treffender Pfeil (lat. *sagitta* = Pfeil).

Ebenen:

- *Sagittal*: Die Sagittal-Ebenen verlaufen vertikal zwischen vorderer und hinterer Körperwand (von *ventral* nach *dorsal*). Die *Median*-Ebene ist eine Sonderform der Sagittal-Ebene. Sie ist die Symmetrieebene die den Körper in zwei spiegelbildlich gleiche Hälften unterteilt.
- *Transversal, Axial, Horizontal*: Die Transversal-Ebenen verlaufen senkrecht zu den Frontal- und Sagittalebene durch den Körper.
- *Frontal, Coronal*: Die Frontal-Ebene (lat. *frons* = Stirn) läuft parallel zur Stirn und senkrecht zur Sagittal und Transversebene.

Zur eindeutigen Richtungsbeschreibung im Menschen wurden im Rahmen der Arbeit folgende Bezeichnungen verwendet, die zur besser Veranschaulichung zusätzlich in Abb. A.2 visualisiert sind.

- *dorsal, poster/ -ius*: zum Rücken hin nach hinten.
- *kaudal, inferior/ -ius*: zum Steißende hin.
- *lateral*: von der Medianebene weg.
- *ventral, anterior/ -ius*: zur vorderen Bauchwand hin oder nach vorne.

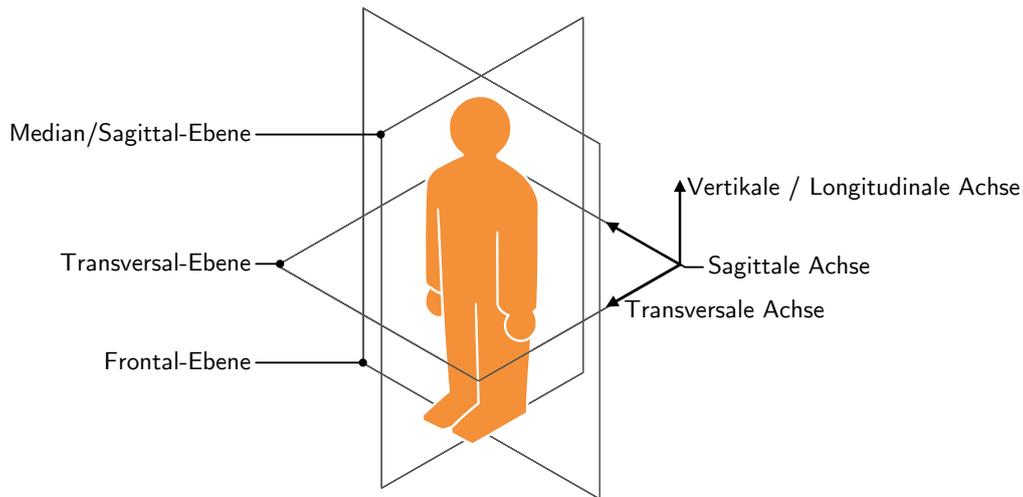


Abbildung A.1: Achsen und Ebenen des menschlichen Körpers.

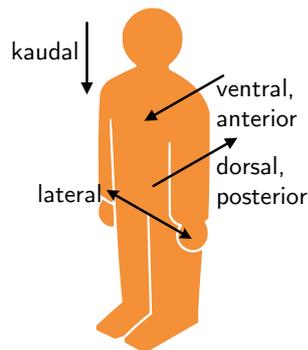


Abbildung A.2: Lage- und Richtungsbezeichnungen des menschlichen Körpers.

A.2 Konventionen und Definitionen in der Bildverarbeitung und Navigation

Im Rahmen dieser Arbeit wurden folgende Konventionen und Definitionen benutzt.

Darstellung von Matrizen, Vektoren, Skalaren:

- *Matrizen* sind mit Großbuchstaben in Fettschrift notiert, zum Beispiele „**M**“.
- *Vektoren* sind mit Kleinbuchstaben in Fettschrift notiert, zum Beispiel „**v**“.
- *Skalare* sind mit Kleinbuchstaben in Normalschrift notiert, zum Beispiel „s“.

Eine *Identitätsmatrix* ist eine quadratische Matrix deren Diagonalelement eins betragen. Alle restlichen Element sind null.

Definition 50 (Identitätsmatrix I_n):

$$\text{für } n = 3 \text{ ist } I_n := \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Eine *Transformationsmatrix* ist eine 4×4 Matrix und hat einen rotatorischen sowie translatorischen Anteil und ist wie folgt definiert:

Definition 51 (Homogene Transformationsmatrix):

$$\mathbf{T} = \begin{pmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{t} \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_1 \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_2 \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

mit $\mathbf{R} := 3 \times 3$ Rotationsmatrix; $\mathbf{t} :=$ Translationsvektor.

Eine *US-Aufnahme* \mathbf{IMG} ist eine 2D Matrix, die aus Bildpunkten (Pixeln) aufgebaut ist. Jedem Pixel $\mathbf{IMG}(r,c)$ ist genau ein Helligkeitswert zwischen 0 und 255 (8 bit) zugeordnet. Jede Bildmatrix besteht aus n Zeilen und m Spalten (siehe Abb. A.3) und lässt sich formal beschreiben als:

Definition 52 (Ultraschallaufnahme):

$$\mathbf{IMG} = \{ \mathbf{IMG}(r,c) \in \mathbb{N} \mid 0 \leq \mathbf{IMG}(r,c) < 256 \} : r \in \{ \mathbb{N} \mid 0 \leq r < n \}, c \in \{ \mathbb{N} \mid 0 \leq c < m \} \quad (\text{A.1})$$

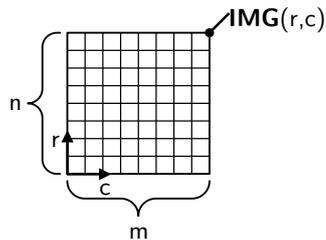


Abbildung A.3: 2D Matrix einer US-Aufnahme.

A.3 Konstanten in der Realisierung

Für die Realisierung des Systems wurden folgende Werte für Konstanten verwendet:

Tabelle A.1: Konstanten iControl.

Bezeichnung	Konstante	Wert	Verwendung im Text
Beschleunigungsschwellwert	a_{th}	2,2 $\frac{m}{s^2}$	Definition 42
Skalierungsfaktor Schwellwertzeit Bewegungsende	$c_{forecast}$	0,65	Definition 45
Skalierungsfaktor zur Berechnung der Schwellengeschwindigkeit	$c_{v_{th}}$	0,7	Definition 46
Dauer der Kalibriermessung	$\Delta t_{iControl-Kalib}$	5 ms	Definition 41
Messfrequenz iControl	$f_{iControl}$	1,5 kHz	Definition 41
Anzahl der mit iControl ansteuerbaren Geschwindigkeitsstufen	n_{vs}	1	Definition 47
Abtastperiode des Beschleunigungssensor	T_a	666 μs	Definition 44
Breite des Tiefpassfilters	w_{MA}	10	Definition 43

A.4 Ergänzende Informationen zur Therapie des Nierenzellkarzinoms

Ergänzend zum Inhalt in Kapitel „1.2 Anwendung“ enthält der folgende Abschnitt weiterführende Informationen zur Therapie des Nierenzellkarzinoms.

Tabelle A.2: Gesellschaften mit Leitfäden und Informationen zum Thema Nierenzellkarzinom.

Gesellschaft	Zielgruppe	Leitfaden (Stand)
American Society of Clinical Oncology (ASCO)	Ärzte	Bajaj und Heath (2011)
American Urological Association (AUA)	Ärzte	Campbell u. a. (2009)
Bayer Healthcare - Informationsportal Nierenkrebs	Patienten	Bayer Healthcare (2012)
Deutsche Gesellschaft für Hämatologie und Medizinische Onkologie (DGHO)	Ärzte	Kirchner u. a. (2013)
Deutsche Gesellschaft für Urologie	Ärzte, Patienten	Ljungberg u. a. (2010)
Deutsche Krebsgesellschaft (DKG)	Ärzte, Patienten	Ljungberg u. a. (2010)
Deutsche Krebshilfe e.V.	Patienten	Beckmann (2012)
European Association of Urology (EAU)	Ärzte	Ljungberg u. a. (2010)
European Society for Medical Oncology (ESMO)	Ärzte	Escudier u. a. (2012)
The Japanese Urological Association (JUA)	Ärzte	Fujioka und Obara (2012)
Kidney Cancer Association (KCA)	Ärzte, Patienten	-
Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ)	Patienten	Beckmann (2012)
National Cancer Institute (NCI)	Ärzte, Patienten	-
Roche - Onkologieportal	Patienten	Klotz (2013), Rohde und Katalinic (2009)
Union for International Cancer Control (UICC)	Ärzte, Patienten	-

Tabelle A.3: Klassifizierung von Nierentumoren nach dem TNM System (Sobin u. a., 2009).

T-Primärtumor		N-Regionale Lymphknoten	
Tx	Primärtumor kann nicht klassifiziert werden	Nx	Regionale Lymphknoten wurden nicht beurteilt
T0	Kein Anhalt für Primärtumor	N0	Kein Anhalt für regionale Lymphknoten
T1	Tumor auf Niere begrenzt; < 7 cm <ul style="list-style-type: none"> • T1a – Tumor auf Niere begrenzt; < 4 cm in der größten Ausdehnung • T1b – Tumor auf Niere begrenzt; 4-7 cm Ausdehnung 	N1	Metastase in einem Lymphknoten
T2	Tumor > 7 cm in größter Ausdehnung, Tumor auf die Niere begrenzt	N2	Metastase in mehr als einem Lymphknoten
T3	Tumor breitet sich bis in die Hauptvene oder infiltriert das perirenale Fettgewebe oder die Nebenniere <ul style="list-style-type: none"> • T3a – Tumor infiltriert Nebenniere und / oder perirenales Fettgewebe • T3b – Tumor in der Nierenvene oder V. cava unterhalb des Zwerchfells nachweisbar • T3c – Tumor infiltriert die Wand der V. cava oder Ausdehnung des Thrombus oberhalb des Zwerchfells 	M-Fernmetastasen	
T4	Tumorausdehnung über die Gerotafaszie hinaus.	Mx	Metastasen wurden nicht beurteilt
		M0	kein Anhalt für Fernmetastasen
		M1	Fernmetastasen vorhanden
		TNM Stadieneinteilung Nierentumore	
		Stadium I	T1, N0, M0
		Stadium II	T2, N0, M0
		Stadium III	T3, N0, M0 T1-3, N1, M0
		Stadium IV	T4, alle N, M0 Alle T, N2, M0 Alle T, Alle N, M1

Tabelle A.4: Ausgewählte Empfehlungen European Association of Urology zur Behandlung von lokalen Nierenzellkarzinomen (Ljungberg u. a., 2010). Die Einteilung der Stadien ist in Tabelle A.3 definiert.

Stadium	Eingriff	Methode	Empfehlung
1	Nierenteilresektion	Offen	Empfohlener Standard
	Radikale Nephrektomie	Laparoskopisch	Optional in erfahrenen Zentren
		Laparoskopisch	Bei Patienten, die nicht geeignet sind für die Nierenteilresektion
2	Radikale Nephrektomie	Offen	Optional bei Patienten, die nicht geeignet sind für die Nierenteilresektion
		Laparoskopisch	Empfohlener Standard
	Nierenteilresektion	Offen	Adequat und empfohlen hat aber eine höhere Sterblichkeitsrate
3, 4	Radikale Nephrektomie	Offen	Empfohlen für ausgewählte Patienten in erfahrenen Zentren
		Laparoskopisch	Empfohlener Standard für die Mehrheit der Patienten durchführbar bei ausgewählten Patienten

Tabelle A.5: Lokale Behandlungsempfehlungen der European Association of Urology für das Nierenzellkarzinom inkl. Metastasen (Ljungberg u. a., 2010). Die Evidenzklasse (EKL) und Empfehlungsgrad (EGR) Kriterien finden sie in Tabelle A.6.

Empfehlung	EKL	EGR
Die chirurgische Therapie ist die Goldstandard Behandlungart zur Heilung des Nierenkarzinom.	–	C
Patienten mit einem Nierenzellkarzinom im Frühstadium (T1) sollen sich nach Möglichkeit eher einer Nierenteilentfernung als einer radikalen Nephrektomie unterziehen.	3	B
Die Entfernung der Nebenniere (<i>Adrenalektomie</i>) wird nicht empfohlen, solange eine präoperative CT Aufnahme belegt, dass sich die Nebenniere im Normalzustand befindet und solange die intraoperativen Befunde keine Metastasen in der Nebenniere oder eine Invasion der Nebenniere selbst zeigen.	3	C
Die ausgeweitete Entfernung von Lymphknoten (<i>Lymphadenektomie</i>) wird nicht empfohlen, da sie die Überlebenschancen nicht verbessert.	1b	A
Bei Patienten die nicht für eine OP geeignet sind und unter starker (<i>Makrohämaturie</i>) oder Flankenschmerzen leiden ist der gezielte kathetergesteuerte Verschluss von Blutgefäßen (<i>embolisation</i>) eine greifbare Lösung	–	C
Bei Tumoren mit einem Durchmesser bis zu sieben Zentimeter ist bei einseitigen Nieren (<i>Solitärniere</i>) die Nierenteilresektion das Standardvorgehen, solange die OP durchführbar ist	3	C
Ein minimaler tumorfreier Schnitttrand nach der organerhaltenden <i>Resektion</i> eines Nierenzellkarzinoms ist ausreichend um einen lokalen Rückfall zu vermeiden	–	B

Tabelle A.6: Evidenzklasse (EKL) und Empfehlungsgrad (EGR) als Grundlage für empirisch nachgewiesene Wirksamkeit medizinischer Methoden; Adaptiert aus Phillips u. a. (2009).

EKL	Nachweis
1a	Nachweis abgeleitet aus Meta-Analyse von randomisierten Studien.
1b	Nachweis abgeleitet aus mindestens einer randomisierten Studie.
2a	Nachweis abgeleitet aus gründlich vorbereiteter Studie ohne Randomisierung.
2b	Nachweis abgeleitet aus mindestens einer anderen Art von gründlich vorbereiteter quasi-experimentellen Studie.
3	Nachweis abgeleitet aus gründlich vorbereiteten nicht experimentellen Studien, wie Vergleichsstudien, Korrelationsstudien oder Fallberichten.
4	Nachweis abgeleitet aus einem Bericht von einem Expertengremium oder Meinungen oder klinischer Erfahrung einer anerkannten Autorität.

EGR	Grundlage für die Empfehlung
A	Klinische Studien von guter Qualität und Konsistenz, die die adressierten Empfehlungen adressierten inklusive mindestens einer randomisierten Studie.
B	Sauber durchgeführte klinische Studien, aber ohne randomisierte klinische Studien.
C	Empfehlung ohne direkt anwendbare klinische Studie von guter Qualität.

„Was immer Du schreibst –
schreibe es kurz, und sie werden es lesen,
schreibe klar, und sie werden es verstehen,
schreibe bildhaft, und sie werden es im Gedächtnis behalten “

– JOSEPH PULITZER

B

Im Rahmen der Promotion veröffentlichte Publikationen

B.1 Buchkapitel

Wilhelm, D.; Gumprecht, J. D.; Fiolka, A.; Schneider, A.; Lüth, T. C. und Feussner, H. (2012). „Robotersysteme im OP-Saal“. In: *Der digitale Operationssaal*. Hrsg. von W. Niederlag und H. U. Lemke. vol. 17. Dresden: Health Academy, S. 287. ISBN: 978-3-00-040332-3.

B.2 Journal Publikation

Gumprecht, J. D. J.; Lueth, T. C. und Khamesee, M. B. (2013). „Navigation of a robotic capsule endoscope with a novel ultrasound tracking system“. In: *Microsystem Technologies* 19.9-10, S. 1415–1423. ISSN: 0946-7076. DOI: 10.1007/s00542-013-1828-6.

B.3 Konferenz Publikationen (Peer Reviewed)

Coy, J.; Miyashita, K.; Entsfellner, K.; Gumprecht, J. D. J. und Lüth, T. C. (2013). „First Pullout Strength Measurements of Threads Produced by Selective Laser Sintering“. In: *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*.

Entsfellner, K.; Tauber, R.; Roppenecker, D.; Gumprecht, J.; Strauss, G. und Lueth, T. (2013). „Development of Universal Gripping Adapters : Sterile Coupling of Medical Devices and Robots Using Robotic Fingers“. In: *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*.

Coy, J. A.; Gumprecht, J. D. J.; Roppenecker, D. B. und Luth, T. C. (2012). „First step towards a flexible design kit“. In: *2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*. IEEE, S. 435–440. ISBN: 978-1-4673-2127-3. DOI: 10.1109/ROBIO.2012.6491005.

Fang, C.; Cesmeci, D.; Gumprecht, J. D.; Strauss, G. und Lueth, T. C. (2012a). „First Clinical Application of a Robotics-Based Hand-Held Manipulator to Steer a Flexible Endoscope in Rhinoscopy“. In: *IEEE-ICBBE 2012, The 6th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*. Shanghai, China, S. 49–53.

- Fang, C.; Cesmecici, D.; Gumprecht, J. D.; Strauss, G. und Lueth, T. C. (2012b). „A Motorized Hand-Held Flexible Rhino Endoscope in ENT Diagnoses and its Clinical Experiences“. In: *Proceedings of the 4th IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*. Rome, Italy, S. 853–858.
- Fang, C.; Gumprecht, J. D.; Strauss, G. und Lueth, T. C. (2012). „Automatic Steering of a Robotized Flexible Rhino Endoscope with Integrated Microcontroller in ENT Diagnoses“. In: *IEEE-ICBBE 2012, The 6th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*. Shanghai, China, S. 118–121.
- Fang, C.; Sang, W.; Gumprecht, J. D. J.; Strauss, G. und Lueth, T. C. (2012). „Image-guided steering of a motorized hand-held flexible rhino endoscope in ENT diagnoses“. In: *2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*. IEEE, S. 1086–1091. ISBN: 978-1-4673-2127-3. DOI: 10.1109/ROBIO.2012.6491114.
- Gumprecht, J. D. J.; Baumann, M.; Menz, A.; Stolzenburg, J.-U. und Lueth, T. C. (2012). „A modular Control Concept for a Flat-Panel Ultrasound Robot“. In: *Proceedings of the 4th IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics, IEEE BioRob*. Rome, Italy, S. 907–912.
- Gumprecht, J. D. J.; Geiger, F.; Stolzenburg, J.-U. und Lueth, T. (2012). „A Flat-Panel Ultrasound Robot to Align an Abdominal Ultrasound Probe During Laparoscopic Partial Nephrectomy“. In: *Proceedings of ASME 2012 International Mechanical Engineering Congress and Exposition (IMECE 2012)*. Houston, TX, USA, pages.
- Gumprecht, J. D. J.; Lueth, T. C. und Khamesee, M. B. (2012). „Tracking of a Magnetic Capsule-Robot inside the Human Esophagus based on a Novel Ultrasound Navigation System“. In: *2012 ASME-ISPS /JSME-IIP Joint International Conference on Micromechatronics for Information and Precision Equipment (MIPE2012)*. Santa Clara, CA, USA, S. 20–22.
- Roppenecker, D. B.; Entsfellner, K.; Traeger, M. F.; Gumprecht, J. D.; Irlinger, F. und Lueth, T. C. (2012). „Robotic assistance for ENT-Surgery: From the idea to the clinically approved product“. In: *Proceedings of ACTUATOR 2012*. Bremen, Germany, S. 156–159.
- Roppenecker, D. B.; Traeger, M. F.; Gumprecht, J. D. und Lueth, T. C. (2012). „How to design and create a cardan shaft for a single port robot by selective laser sintering“. In: *Proceedings of ASME 2012 International Mechanical Engineering Congress and Exposition (IMECE 2012)*. Bd. accepted f. Houston, TX, USA, Digital Proceedings.
- Gumprecht, J. D. J.; Bauer, T.; Stolzenburg, J.-U. und Lueth, T. C. (2011). „A robotics-based flat-panel ultrasound device for continuous intraoperative transcutaneous imaging.“ In: *Proceedings of 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. Bd. 2011, S. 2152–5. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6090403.
- Gumprecht, J. D. J.; Bauer, T.; Stolzenburg, J.-U.; Lueth, T. C. und Bartl, A. (2011). „Ultrasound Standoff Optimization for Maximum Image Quality of a Robot-Assisted Flat-Panel Ultrasound Device“. In: *Proceedings of 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. Boston, MA, USA: IEEE, S. 7187–7190.
- Gumprecht, J. D. J.; Geiger, F.; Stolzenburg, J.-U. und Lueth, T. C. (2011). „Intraoperative Integration Concepts for a Flat-Panel Ultrasound Robot“. In: *Proceedings of IEEE Robotics and Biomimetics (Robio) Conference*. Phuket, Thailand: IEEE, S. 431–436.
- Shi, J.; Prochazka, H.; Markert, M.; Gumprecht, J. D. und Lueth, T. C. (2011). „Fabrication of Anatomically Correct Head Phantoms Based on Processing of CT Images with MATLAB and Rapid Prototyping“. In: *Proceedings of IEEE Robotics and Biomimetics (Robio) Conference*. Phuket, Thailand: IEEE, S. 1850–1854.

- Eckl, R.; Gumprecht, J.; Strauss, G.; Hofer, M.; Dietz, A. und Lueth, T. C. (2010). „Comparison of manual steering and steering via joystick of a flexible rhino endoscope.“ In: *Proceedings of 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. Bd. 1. Buenos Aires, S. 1234–1237. DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5626433.
- Gumprecht, J. D. J.; Maier, T.; Eckl, R.; Stolzenburg, J.-U. und Lueth, T. C. (2010). „A new ultrasound imaging concept for laparoscopy in urology.“ In: *Proceedings of 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. Bd. 1. Buenos Aires, S. 5991–5994. DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5627586.
- Maier, T.; Strauss, G.; Hofer, M.; Kraus, T.; Runge, A.; Stenzel, R.; Gumprecht, J.; Berger, T.; Dietz, A. und Lueth, T. C. (2010). „A new Micromanipulator System for middle ear surgery“. In: *Proceedings of Annual International Conference of the IEEE Robotics and Automation Society (ICRA)*, S. 1568–1573. ISBN: 1050-4729 VO -.

B.4 Konferenz Abstracts

- Eckl, R.; Gumprecht, J.; Strauß, G.; Hofer, M.; Dietz, A. und Lueth, T. C. (2010). „Eignet sich ein Joystick zur Steuerung eines flexiblen Endoskops?“ In: *9. Workshop - Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin (Automed), Fortschrittsberichte VDI, Reihe 17*. Bd. 279. 279. Zurich: VDI Verlag, S. 59–60.
- Gumprecht, J. D. J.; Maier, T.; Eckl, R.; Stolzenburg, J.-U. und Lueth, T. C. (2010). „Laparoskopische Tumor-resektion in der Urologie – Ein neues Konzept zur Ultraschallbildgebung“. In: *9. Workshop - Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin (Automed), Fortschrittsberichte VDI, Reihe 17*. Bd. 279. Zurich, S. 47–48.
- Gumprecht, J. D. J.; Maier, T.; Markert, M.; Stolzenburg, J.-U. und Lueth, T. C. (2010). „A new concept for ultrasound imaging during laparoscopic tumor resection in urology“. In: *Proceedings of CARS Computer Assisted Radiology and Surgery*. Geneve, S127–S129.

B.5 Magazin Publikationen

- Gumprecht, J. D. J. und Lüth, T. C. (2013a). „Sonic CT – Eine neue Methode für sonographische Aufnahmen in der minimal-invasiven Chirurgie“. In: *Medizintechnik in Bayern*, S. 14–17.
- (2013b). „Sonic-CT – A new Method for sonographic Imaging during minimally-invasive Surgery“. In: *Medical Technology in Bavaria*, S. 14–17.
- Entsfellner, K.; Gumprecht, J. D.; Fang, C.; Irlinger, F. und Lueth, T. C. (2011). „Ein Mini-Roboter als ausgewachsener OP-Assistent, In: Medizintechnik in Bayern“. In: *Medizintechnik in Bayern*.
- Entsfellner, K.; Träger, M.; Gumprecht, J. D.; Fang, C.; Irlinger, F. und Lüth, T. C. (2011). „A Mini Robot as full-grown Surgery-Assistant, In: Medical Technology in Bavaria“. In: *Medical Technology in Bavaria*.
- Gumprecht, J. D. J. und Lueth, T. C. (2011a). „Chirurgische Assistenzmethoden: Kleine Spezialsysteme unterstützen den Chirurgen von heute“. In: *Medizintechnik in Bayern*, S. 42–44.
- (2011b). „Methods for surgical Assistance: Today, Surgeons are supported by small, specialized Systems“. In: *Medical Technology in Bavaria*, S. 42–44.

„Genies fallen nicht vom Himmel. Sie müssen Gelegenheit zur Ausbildung und Entwicklung haben.“

– AUGUST BEBEL



Im Rahmen der Promotion betreute Studienarbeiten

C.1 Diplom- und Masterarbeiten

Lüddemann, T. (2013). „MiMed Internal Report Nr. 4856: Interactive Graph-Based Segmentation of the Rectosigmoid Colon in MRI Data for Image Guided Gynecological Brachytherapy“. Diplomarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.

Pfeiffer, J. (2013). „MiMed Internal Report Nr. 4768: Erforschung einer verhaltensbasierten Steuerung für einen Ultraschallmanipulator“. Diplomarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.

Geiger, F. B. (2012). „MiMed Internal Report Nr. 4432: Ein Flat-Panel Ultraschallroboter zum Ausrichten einer abdominalen Ultraschallsonde während laparoskopischer partieller Nephrektomie“. Diplomarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.

Pribosek, J. (2012). „MiMed Internal Report Nr. 4605: Instrument localization and tracking system for minimally invasive surgery“. Diplomarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.

Entsfellner, K. (2011). „MiMed Internal Report Nr. 4284: Herstellung nachgiebiger aktiver Mechanismen für medizinische Manipulatoren durch Lasersintern“. Diplomarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.

C.2 Bachelor- und Semesterarbeiten

Basilious, M. (2013). „MiMed Internal Report Nr. 4852: Erforschung einer virtuellen Arbeitsraumbegrenzung und Trajektoriengenerierung für einen Flat-Panel Ultraschallroboter“. Bachelorarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.

- Baumann, M. (2013). „MiMed Internal Report Nr. 4855: Development of a Test Bench for Serial and Parallel Elastic Actuators and Implementation of a Control Concept for a Pneumatically Actuated Exoskeleton“. Semesterarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.
- Horvath, M. (2013). „MiMed Internal Report Nr. 4848: Erforschung eines Phantoms zur Charakterisierung von Ultraschallvorlaufstrecken und Optimierung der Bildqualität eines Ultraschallmanipulators“. Bachelor Thesis. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.
- Menz, A. (2013). „MiMed Internal Report Nr. 4854: Development of a Cardiac Bench-Test Model“. Semesterarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.
- Rabus, C. (2013). „MiMed Internal Report Nr. 4765: Steuerung des Flat-Panel Ultraschallmanipulators mit EM-Tracking“. Bachelorarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.
- Richthammer, F. (2013). „MiMed Internal Report Nr. 4850: Telemanniulierte Geschwindigkeitssteuerung eines kartesischen Ultraschall-Manipulators mit laparoskopischen Instrumenten“. Bachelorarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.
- Sedlacek, T. (2013). „MiMed Internal Report Nr. 4766: Intraoperative Integration des Flat-Panel Ultraschallroboters“. Bachelorthesis. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.
- Wohlfarth, R. (2013). „MiMed Internal Report Nr. 5214: Nutzung von angepassten McKibben Luftmuskeln zur Generierung von 3D Herzrotation im Modell“. Semesterarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.
- Lechner, J. (2012). „MiMed Internal Report Nr. 4685: Kalibrierung eines Ultraschallmanipulators“. Semesterarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.
- Noelle, T. (2012). „MiMed Internal Report Nr. 4659: Tumorsegmentierung in Ultraschallaufnahmen der Niere“. Bachelorarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.
- Schmid, J. (2012). „MiMed Internal Report Nr. 4579: Entwicklung eines Evaluationstrainers für ultraschallgestützte laparoskopische Operationen“. Semesterarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.
- Sessner, J. (2012). „MiMed Internal Report Nr. 4686: Dreidimensionale Rekonstruktion und Visualisierung von Ultraschallaufnahmen des Flat-Panel Ultraschallroboters“. Bachelorarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.
- Wang, K. X. (2012). „MiMed Internal Report Nr. 4660: Ein Konzept zur transkutanen Schallung einer menschlichen Niere durch eine genaue motorisierte Ausrichtung einer Ultraschallsonde“. Semesterarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.
- Weinberger, U. (2012). „MiMed Internal Report Nr. 4604: Segmentierung laparoskopischer Instrumente in Ultraschallbildern“. Bachelorarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.
- Wohlfarth, R. (2012). „MiMed Internal Report Nr. 4636: Entwicklung einer Verteilerstation zur modularen Steuerung eines Flat-Panel Ultraschallmanipulators“. Semesterarbeit. Lehrstuhl für

Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.

Bauer, T. (2011). „MiMed Internal Report Nr. 4309: Entwicklung eines Ultraschallmanipulators für laparoskopische Tumorresektionen in der Urologie“. Semesterarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.

Baumann, M. (2011). „MiMed Internal Report Nr. 4451: Entwicklung einer intraoperativen Ansteuerung für einen mikrocontrollerbasierten Ultraschallmanipulator“. Semesterarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.

Geiger, F. B. (2011). „MiMed Internal Report Nr. 4578: Entwicklung eines Haltesystems zur flexiblen, intraoperativen Ausrichtung eines Flat-Panel Ultraschallroboters für laparoskopische partielle Nephrektomien“. Semesterarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.

Graf, E. (2011). „MiMed Internal Report Nr. 4430: 3D-Ultraschallrekonstruktion und –visualisierung für einen mikrocontroller-gesteuerten Flat-Panel Ultraschallroboter“. Semesterarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.

Menz, A. (2011). „MiMed Internal Report Nr. 4449: Entwicklung einer Visualisierungssoftware für transkutanen Ultraschall in der urologischen Laparoskopie“. Semesterarbeit. Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität München.