

Aus dem Institut für Robotik und Kognitive Systeme
der Universität zu Lübeck
Direktor: Prof. Dr.-Ing. Achim Schweikard

**Entwurf und Entwicklung
eines Assistenzsystems
für die
laparoskopische Leberchirurgie**

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der Universität zu Lübeck

Aus der Sektion Informatik/Technik

vorgelegt von
Volker Martens
aus Hamburg
Lübeck 2012

1. Berichterstatter/Berichterstatterin: Prof. Dr.-Ing. Achim Schweikard

2. Berichterstatter/Berichterstatterin: Prof. Dr. Heinz Handels

Tag der mündlichen Prüfung: 14.09.2012

Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 14.09.2012

Zusammenfassung

Diese Arbeit befasst sich mit der Entwicklung eines chirurgischen Assistenzsystems für minimal-invasive Eingriffe an der Leber. Medizinische Ziele sind das präzise Ansteuern von Metastasen mit Ablationsnadeln zur Zerstörung des tumorösen Gewebes und das Einhalten präoperativer Operationsplanungen für eine Gewebe schonende Resektion von Tumoren und Metastasen.

Eines der technischen Kernprobleme ist die Lageerfassung der beweglichen Spitze einer laparoskopischen Ultraschallsonde, um die intraoperative Bildgebung für die Navigation nutzen zu können. Magnetische Trackingsysteme werden für diese spezielle Anwendung häufig verwendet, sind jedoch kabelbasiert und potentiell störanfällig. Daher wurde die Erfassung medizinischer Instrumente im Videobild des Laparoscops als eine mögliche Alternative untersucht. Es konnten zwei unterschiedliche markerbasierte Verfahren entwickelt werden, die jeweils die vollständige räumliche Lage eines Markers in Echtzeit bestimmen können. Für das endgültige Assistenzsystem wurde jedoch auf kommerzielle und bereits für den medizinischen Einsatz geeignete magnetische Trackingsysteme zurückgegriffen. Die Beeinflussung verschiedener solcher Trackingsysteme durch medizinische Instrumente und den OP-Tisch wurde untersucht, um Rückschlüsse auf die Verwendung der Systeme im OP zu ziehen.

Im Hinblick auf eine möglichst universelle Einsetzbarkeit wird eine schnelle Ultraschallkalibrierung im OP benötigt. Dafür wurde ein Kalibrierkörper zur schnellen Bestimmung der Lage des Ultraschallbildes zu einem Trackingsystem konstruiert, der für alle (uns bekannten) auf dem Markt befindlichen laparoskopischen Ultraschallsonden funktioniert und bereits die gleiche Schallgeschwindigkeit wie Lebergewebe besitzt. Die bildbasierte Kalibrierung erlaubt eine direkte visuelle Kontrolle des Kalibrierungsergebnisses durch Einblendungen in das Ultraschallbild. Für Überblendungen im Laparoskopbild ist, angesichts der Vielzahl von Einstellungsmöglichkeiten am Laparoskop, eine schnelle und einfache Kalibrierung im OP ebenfalls wichtig. Hierfür wurde ein klassisches Verfahren mit Schachbrettmuster auf dem TFT-Monitor des Assistenzsystems realisiert, wodurch Beleuchtungsprobleme und der Umgang mit einem Kalibriermuster im Sterilbereich vermieden werden konnten.

Die zentrale Aufgabe des Systems ist die Registrierung präoperativer Daten auf die intraoperative Situation. Mehrere manuelle und halbautomatische Verfahren, die intraoperativ erfasste Landmarken, Lebergefäße und die Leberoberfläche verwenden, wurden im Labor, in Tierstudien und an Patientendaten erprobt. Sie zeigen, dass das System eine Hilfe im OP sein kann. Ein zusätzliches CT oder MRT zu Beginn oder während des Eingriffs ist nicht erforderlich. Sämtliche Kalibrierungs- und Registrierungsschritte sowie die Navigation zu Zielstrukturen wurden in einem gemeinsamen Assistenzsystem („Laparoskopieassistent“) vereint, welches für den Einsatz in einer klinischen Prüfung zugelassen ist.

Abstract

This work deals with the development of a surgical assistance system for minimally invasive surgery on the liver. Medical goals are the precise targeting of ablation needles to metastases to destroy the tumor tissue and the adherence to preoperative surgical planning for a tissue sparing resection of tumors and metastases.

One of the key technical problems is the position detection of the moving tip of a laparoscopic ultrasound probe in order to use the intra-operative imaging for navigation. Magnetic tracking systems are commonly used for this particular application, but are cable-based and potentially susceptible to interference. Therefore, the collection of medical instruments in the video image of the laparoscope has been studied as a possible alternative. It was possible to develop two different marker-based methods, each of which can determine the complete spatial position of a marker in real time. For the final assistance system, however, commercial magnetic tracking systems have been used which are already resorted to medical use. The influence of these systems by medical instruments and the operating table has been investigated in order to draw conclusions on the use of the systems in the operating room.

With regard to a possible universal applicability in the operating room a quick ultrasound calibration is required. Therefore, a calibration body for the rapid determination of the position of the ultrasound image relative to a tracking device was designed. It works for every laparoscopic ultrasound probe on the market and already has the same sound velocity as liver tissue. The image-based calibration allows direct visual inspection of the calibration results by insertions in the ultrasound image. For transitions in the image of the videolaparoscope, on the face of the multitude of settings, a quick and simple calibration in the operating room is also important. This task was realized by realizing a classic camera calibration procedure using a checkerboard pattern on the TFT screen of the assistance system. Thereby lighting problems and dealing with a physical calibration pattern in the sterile area could be avoided.

The central task of the system is to register pre-operative data on the intraoperative situation. Several manual and semiautomatic methods using intraoperatively acquired landmarks, liver vessels and the liver surface, were laboratory tested in animal studies and on patient data. They show that the system can be a help in the operating room. An additional CT or MRI at the beginning or during the procedure is not required. All calibration and registration steps and the navigation to target structures were united in a common assistance system („Laparoskopieassistent“), which is approved for use in a clinical trial.

Inhaltsverzeichnis

Stichwortverzeichnis	v
1. Minimal-invasive laparoskopische (Leber-) Chirurgie	1
1.1. Die Anatomie der Leber	1
1.2. Indikation und Techniken der onkologischen Resektion	1
1.3. Bewertung und Verbreitung der Laparoskopie	4
2. Grundlagen medizinischer Navigationssysteme	7
2.1. Trackingsysteme	7
2.1.1. Mechanisches, akustisches und inertiales Tracking	8
2.1.2. Optisches Tracking	8
2.1.3. Magnetisches Tracking	10
2.2. Kalibrierung	12
2.3. Registrierung	12
2.4. Visualisierung	13
2.5. Interaktion	14
3. Problemstellung und Konzepte	15
3.1. Das medizinische Instrumentarium in der Laparoskopie	15
3.1.1. Das Laparoskop	15
3.1.2. Der laparoskopische Ultraschall	16
3.1.3. Laparoskopische Behandlungsinstrumente	18
3.1.4. Reinigung und Sterilisation	19
3.2. Anforderungen an ein laparoskopisches Assistenzsystem für die Leber	20
3.3. Existierende Assistenzsysteme für die Leber	21
3.4. Wesentliche Ziele dieser Arbeit	28
4. Kalibrierung eines Videolaparoscops	31
4.1. Grundlagen der Kamerakalibrierung	31
4.1.1. Das projektive Modell der Kamera	31
4.1.2. Die Kamerakalibrierung	33
4.1.2.1. Kalibrierung der intrinsischen Kameraparameter	33
4.1.2.2. Hand-Auge Kalibrierung	34
4.2. Anforderungen und existierende Ansätze	35
4.3. Lösungskonzept	36

4.4.	Realisierung	38
4.4.1.	Eckenerkennung	38
4.4.2.	Schachbrettmustererkennung	39
4.4.3.	Monitorgestützte Kamerakalibrierung	40
4.5.	Testaufbau und -durchführung	40
4.5.1.	Vergleich von Hand-Auge-Verfahren	40
4.5.2.	Kamerakalibrierung im Labor	41
4.6.	Ergebnisse	42
4.6.1.	Vergleich von Hand-Auge-Verfahren	42
4.6.2.	Kamerakalibrierung im Labor	42
4.7.	Diskussion	43
5.	Ultraschallkalibrierung	47
5.1.	Existierende Verfahren	48
5.1.1.	Crosswire, Single-Wall und Cambridge-Phantom	48
5.1.2.	Fadenphantome	49
5.2.	Konzept für einen OP-tauglichen Kalibrierkörper	50
5.2.1.	Geometrie	51
5.2.2.	Befüllung	52
5.3.	Softwareverarbeitung und Bildverarbeitung	52
5.3.1.	Einmessung der Sonde	52
5.3.2.	Fadenphantomerkennung	53
5.3.2.1.	Bildverarbeitung	53
5.3.2.2.	Optimierung der Fadenschnittpunkte	55
5.4.	Kalibrierungen und -ergebnisse	56
5.5.	Diskussion	59
6.	Markerbasiertes Laparoskoptracking	61
6.1.	Existierende Ansätze	62
6.2.	Anforderungen	65
6.3.	Lösungskonzept	65
6.3.1.	Hardware	66
6.3.2.	Kalibrierungen	66
6.3.3.	Markererkennung	67
6.4.	Markererkennung und Lagerekonstruktion	68
6.4.1.	Bildvorverarbeitung	68
6.4.2.	Gewinnung von Punktmerkmalen	69
6.4.2.1.	Blobdetektion und Ellipsenfit	69
6.4.3.	Identifikation von Punktmerkmalen	70
6.4.3.1.	Farbbasierte Identifikation	70
6.4.3.2.	Geometrische Identifikation	71
6.4.4.	Lagebestimmung	72
6.4.4.1.	POSIT-Algorithmus	73
6.4.4.2.	Virtual Visual Servoing	74
6.5.	Testaufbau und Ergebnisse	75
6.5.1.	Farbbasierter Marker	75

6.5.2. Musterbasierter Marker	76
6.6. Diskussion	78
7. Evaluation von magnetischen Trackingsystemen	81
7.1. Trackingsysteme und bisherige Evaluationen	82
7.2. Testaufbau und -durchführung	84
7.2.1. Einfluss des Operationstisches und der Stellung des Feldgenerators . . .	84
7.2.2. Störungen durch navigierte Instrumente	84
7.2.3. Sensorverhalten unter realistischen Bedingungen	84
7.2.4. Tauglichkeit des Ascension Flat Transmitters	85
7.3. Ergebnisse	86
7.3.1. Einfluss des Operationstisches und der Stellung des Feldgenerators . . .	86
7.3.2. Störungen durch navigierte Instrumente	87
7.3.3. Sensorverhalten unter realistischen Bedingungen	87
7.3.4. Tauglichkeit des Ascension Flattransmitters	87
7.4. Diskussion	89
8. Registrierung der Leber	91
8.1. Überblick über Verfahren zur Leberregistrierung	91
8.2. Analyse laparoskopischer Deformationen	93
8.3. Konzept für laparoskopische Leberregistrierung	94
8.3.1. Rigide Vorregistrierung mit äußeren Landmarken	96
8.3.2. Oberflächenerfassung und -registrierung	97
8.3.2.1. Möglichkeiten der Oberflächenerfassung	98
8.3.2.2. Oberflächenerfassung mit der Ultraschallsonde	99
8.3.2.3. Oberflächenregistrierung	100
8.3.3. Elastische Registrierung	101
8.3.3.1. Gefäßsegmentierung in Ultraschallbildern	101
8.3.3.2. Merkmalerkennung	104
8.3.3.3. Elastische Registrierung mit Gefäßmittellinien	106
8.4. Versuche und Ergebnisse	108
8.4.1. Versuchsaufbauten	108
8.4.2. Ergebnisse	109
8.5. Diskussion	111
9. Der Laparoskopieassistent	113
9.1. Systemkomponenten	113
9.1.1. Videosignale von Ultraschallsonde und Laparoskop	114
9.1.2. Trackingsystem	115
9.1.3. Tracking der Instrumente	118
9.1.4. Kalibrierung der Instrumente	119
9.2. Der Programmablauf	121
9.2.1. Systemvorbereitung	122
9.2.2. Falldaten laden und vorbereiten	122
9.2.3. Landmarken in DICOM	123
9.2.4. Instrumentenauswahl und Kalibrierungen	124

9.2.5.	Vor- und Oberflächenregistrierung	125
9.2.6.	Elastische Registrierung und Registrierungskontrolle	126
9.2.7.	Ultraschallvolumen	127
9.2.8.	Navigationsmodus	128
9.2.8.1.	Restvolumenanzeige	129
9.2.8.2.	Aktualisierung der präoperativen Daten	130
9.2.8.3.	Augmented Reality im Laparoskopbild	130
9.3.	Erste Erfahrungen und Ergebnisse mit dem System	131
9.3.1.	Güte der Kalibrierungen	131
9.3.1.1.	Versuchsdurchführung	131
9.3.1.2.	Ergebnisse	132
9.3.2.	Großtierstudie	134
9.3.2.1.	Versuchsdurchführung	134
9.3.2.2.	Ergebnisse	135
9.3.3.	Rigide und landmarkenbasierte elastische Registrierung	136
9.3.3.1.	Versuchsdurchführung	136
9.3.3.2.	Ergebnisse	136
9.4.	Diskussion	137
10.	Fazit und Ausblick	139
A.	Vorbereitung auf klinische Prüfung und deren Evaluation	141
A.1.	Produkthauptakte	141
A.2.	Auswertungstool	143
	Literaturverzeichnis	145
	Tabellenverzeichnis	159
	Abbildungsverzeichnis	161
	Danksagung	169

Die Kenntnis folgender Begriffe aus der Medizin und Medizintechnik ist für die Lektüre dieser Arbeit von Vorteil.

Begriff	Erläuterung
Abdomen	Bauch
Ablation	Entfernen von Körpergewebe; hier: Zerstörung von Tumorgewebe
benigne	gutartig
Biopsie	Entnahme und Untersuchung von Gewebe aus lebendem Organismus
Computertomographie (CT)	Durch rechnerbasierte Auswertung einer Vielzahl aus verschiedenen Richtungen aufgenommenen Röntgenbilder erstellte Schnittbilder
Dissektion	chirurgische Entfernung von Weichteilgewebe
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine: Standard zum Austausch medizinischer Daten
Expiration	Ausatmung
Embolie	teilweiser oder vollständiger Gefäßverschluss
hepatisch	die Leber (lat. Hepar) betreffend
Inspiration	Einatmung
Karzinom	von Zellen der Haut oder Schleimhaut ausgehende Krebserkrankung
kolorektal	den Dick-(Kolon) und Mastdarm (Rektum) betreffend
Laparoskopie	Bauchspiegelung
Läsion	Störung, Schädigung oder Verletzung einer anatomischen Struktur
Ligament	Band; hier: Band, welches die Leber mit umliegendem Gewebe verbindet, z.B. das Ligamentum falciforme hepatis, welches zum Bauchnabel und zur Bauchhöhlenwand geht
Magnetresonanztomographie(MRT)	Nicht-ionisierendes bildgebendes Verfahren basierend auf resonanter Anregung von Atomkernen durch starke Magnetfelder
maligne	bösartig
Metastase	Absiedlung eines bösartigen Tumors oder eines Infektionsherdes
Onkologie	Zweig der Medizin, der sich der Prävention, Diagnostik, Therapie und Nachsorge von Krebserkrankungen widmet
Parenchym	Gewebe mit organspezifischer Funktion, getragen und versorgt vom Stützgewebe (Stroma)
Peritonealhöhle	Bauchhöhle
perkutan	(auch transkutan) medizinische Wirkung durch die Haut
Pneumoperitoneum	mit Luft oder Gas gefüllte Bauchhöhle
Resektion	operative Entfernung bestimmter Gewebeteile eines Organs oder auch eines Tumors
Situs	Operationsgebiet mit inneren Organen
Stroma	Stützgewebe zur Untergliederung und Versorgung des organspezifischen Gewebes (Parenchym)
Trokar	Instrument für minimal-invasiven Zugang zu Körperhöhle bestehend aus Spitze zum Öffnen (der eigentliche Trokar) und hohler Röhre (Tubus) als Zugang für andere Instrumente

Minimal-invasive laparoskopische (Leber-) Chirurgie

1.1. Die Anatomie der Leber

Die menschliche Leber besteht aus acht von außen nicht sichtbaren Segmenten, deren Einteilung Claude Couinaud 1957 [19] erstmals beschrieb (Abb. 1.1). Sie ist das größte Organ im Bauchraum und kann bis zu 1500g schwer werden. Der linke Leberlappen ist kleiner als der rechte und beinhaltet die Segmente I bis IV [121]. Die Grenze zwischen beiden Leberlappen markiert das Ligamentum falciforme hepatis (sichelförmiges Leberband), welches die Leber mit dem Bauchfell verbindet. Jedes Segment besteht aus Leberläppchen (1-2mm). Die Leber wird von vier Gefäßbäumen durchzogen: Gallengänge, Leberarterie (engl. hepatic artery, kurz „HA“), Pfortader (engl. portal vein, kurz „PV“ und Lebervene (engl. hepatic vein, kurz „HV“). Die ersten drei verlaufen zwischen den Leberläppchen gemeinsam im sog. Glissonschen Trias, während die Lebervene die Entsorgung der Gebiete übernimmt. Über die Leberarterie wird die Leber mit frischem Sauerstoff und zu ca. 25% mit Blut versorgt, über die Pfortader gelangt das mit Nähr- und Abbauprodukten angereicherte Blut in die Leber. Die in der Leber produzierte Galle gelangt über die Gallengänge zur Verdauung in den Zwölffingerdarm, wobei die direkt an die Leber angrenzende Gallenblase als Zwischenspeicher fungiert.

1.2. Indikation und Techniken der onkologischen Resektion

Lebertumore werden unterschieden in primär, aus der Leber selbst kommend, und sekundär, d.h. metastasierend in die Leber eingewandert. Es gibt benigne (gutartige) und maligne (bösartige) Tumoren. Die Unterscheidung bezieht sich auf die Tendenz, Metastasen(sekundäre Tumore) zu bilden. Die Indikation zur Resektion ergibt sich aus der Art des Tumors [139]. Hämangiome (gutartig) sind häufig, meist angeboren und brauchen nur bei besonderer Größe oder Wachstum resiziert zu werden. Ähnlich ist es bei Fokal-nodulärer Hyperplasie, wo atypische Befunde oder sehr große Knoten eine Indikation darstellen können. Adenome sind grundsätzlich gutartig, können aber entarten und sollten daher sicherheitshalber entfernt werden. Maligne sind das hepatozelluläre und das cholanguläre Karzinom¹, die in einem Verhältnis von ungefähr 5:1 auftreten. Zwar

¹von Zellen der Haut oder Schleimhaut ausgehende Krebserkrankung

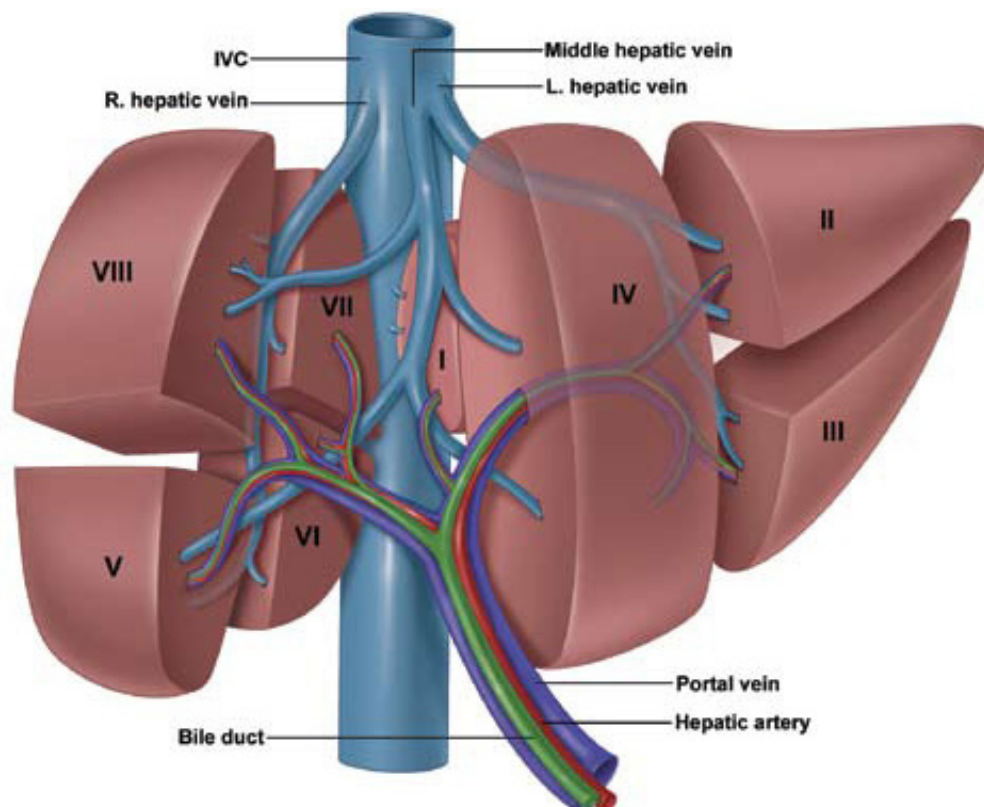


Abbildung 1.1.: Die Segmenteinteilung der Leber nach Couinaud. Im Hintergrund die untere Hohlvene mit den drei zuführenden hepatischen Venen, vorne die zusammen im Glissonschen Trias verlaufenden drei Gefäßsysteme Pfortader, hepatische Arterie und Gallengang².

erscheint bei ihnen eine Operation grundsätzlich ratsam, jedoch werden sie meist erst spät entdeckt, so dass häufig eine Resektion nicht mehr durchführbar ist. Metastasen kolorektaler Karzinome (Darmkrebs) gelten allgemein als gute Indikation für eine Resektion, sofern sie vollständig entfernt werden können (R0-Resektion). Auch Metastasen von Mammakarzinomen (Brustkrebs) und neuroendokrinen Karzinomen (in nervenähnlichem Gewebe, meist Magen-Darm-Bereich) gelten verstärkt als Indikation für eine Resektion. Allgemein stellen Metastasen ca. 90% aller malignen Tumoren in der Leber, sie ist nach den Lymphknoten das am stärksten metastasierende Organ [121].

Die chirurgische Resektion ist die einzige potentiell heilende Behandlung für Patienten mit primären oder sekundären hepatischen Karzinomen, aber nur 20-25% der Patienten sind hierfür nach Bechstein [10] geeignete Kandidaten. Damit keine Tumorzellverschleppung auftreten kann, gilt die sog. No-Touch-Regel: Der Tumorbereich darf nie berührt werden. Keine bösartige Zelle darf überleben, da sie den Keim für einen neuen Tumor (Rezidiv) bilden kann. Die Grenzen der Läsionen³ sind jedoch häufig fließend und die Beweglichkeit des Gewebes sowie Bewegungen durch Atmung und Puls erfordern eine Entfernung oder Zerstörung auch des umliegenden Gewebes. Daher muss ein Sicherheitssaum um Tumoren und Metastasen eingehalten werden, um eine

²Quelle: California Pacific Medical Center CPMC (<http://www.cpmc.org/images/liver>)

³Störung, Schädigung oder Verletzung einer anatomischen Struktur

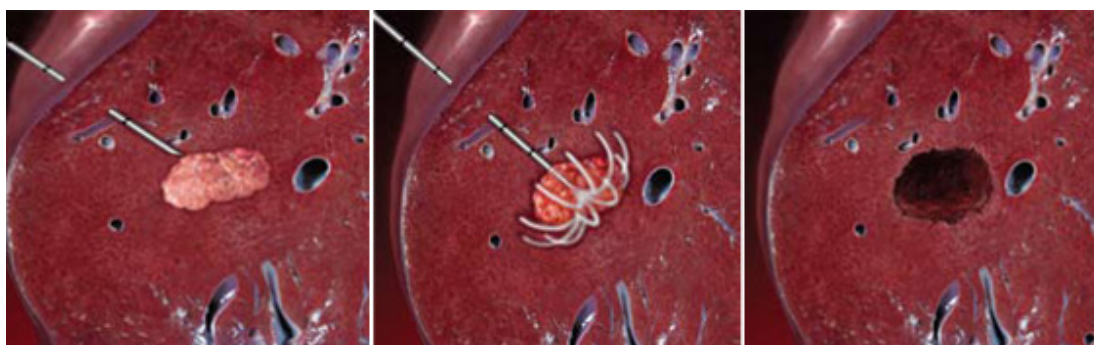


Abbildung 1.2.: Die Ablationsnadel wird in das Zentrum des Lebertumors geschoben (links). Die Elektroden werden herausgeföhren und durch hochfrequenten Strom Hitze appliziert, welche das Gewebe im Bereich der Elektroden zerstört (Mitte). Übrig bleibt totes und evtl. vernarbtes Gewebe (rechts)⁴.

vollständige Resektion zu gewährleisten. Grundsätzlich ist die Leber fähig zur Selbstregeneration. Allerdings besteht gemäß einem Konsensus der European Colorectal Metastases Treatment Group (ECMTG) [82] Resektabilität, wenn alle Metastasen sicher entfernt werden können und ein (nicht vorgeschädigtes) Leberrestvolumen von mehr als 30% erhalten wird. Unterhalb dieser Grenze steigt die Komplikationsrate dramatisch an. Die zu- und abführenden Gefäße der verbleibenden Leber dürfen ebenfalls nicht verletzt werden, da sonst das zu ver- oder entsorgende Gebiet abstirbt und ebenfalls nicht mehr seine Funktion erfüllen kann [92]. Hieraus ergibt sich also eine dem Sicherheitssaum gegensätzliche Anforderung, wenn die Gefahr eines zu kleinen Leberrestvolumens besteht. Eine gewebeschonende Resektion möglichst genau entlang der Sicherheitssäume wäre optimal.

Neben der Resektion ist die Ablation eine häufig verwendete Vorgehensweise zur Behandlung von Metastasen. Hierbei wird eine Nadel ins Zentrum der Metastase geschoben und das umliegende Gewebe durch Erhitzen mit Strom (Radiofrequenzablation, kurz RFA) oder Abkühlen mit Gasen oder Flüssigkeiten (Cryoablation) zerstört (Abb. 1.2). Von Vorteil ist, dass eine nachträgliche Entfernung des zerstörten Gewebes nicht nötig ist und eine Behandlung direkt durch die Haut (transkutan) möglich ist. Allerdings müssen größere Läsionen an mehreren Stellen ablatiert werden, da der Zerstörungsradius bei wenigen Zentimetern liegt. Aufgrund der besseren thermischen Leitfähigkeit der blutdurchflossenen Gefäße ist der Wirkradius außerdem nicht in allen Richtungen gleich groß. Die größte Herausforderung für den Chirurgen ist es, möglichst genau das Zentrum einer Läsion mit einer Nadel zu treffen.

Bei offener Resektion erfolgt der direkte Zugang zur Leber über einen großen Hautschnitt von ca. 15-20cm Länge. Die Laparoskopie (Bauchspiegelung) ist eine alternative Interventions-technik. Sie unterscheidet sich vom offenen Eingriff durch die minimal-invasive Zugangsweise, die teilweise erhebliche Veränderungen erzwingt. Bei einem laparoskopischen Eingriff wird eine spezielle endoskopische Optik, das sogenannte Laparoskop, durch einen meist am Bauchnabelrand befindlichen bis zu 2 cm langen kleinen Einschnitt in den Bauchraum des Patienten eingeföhrt. Um eine Sicht auf und Platz für die Instrumente zu bekommen, wird der Bauch mit Gas, meistens CO_2 , aufgebläht, das sog. Pneumoperitoneum. Alle laparoskopischen Instrumente, abgesehen von dünnen Nadeln für Ablation oder Biopsie⁵, werden durch Trokare genannte hohle

⁴Quelle: California Pacific Medical Center CPMC (<http://www.cpmc.org/images/liver>)

⁵Entnahme und Untersuchung von Gewebe aus lebendem Organismus

Zylinder eingeführt, die in den Öffnungen in der Bauchdecke platziert werden. Sie verhindern über Ventile ein Entweichen des Gases und sorgen gleichzeitig für mehr Halt der Instrumente und verhindern ein ständiges Scheuern der Instrumente an der Bauchdecke. Alle laparoskopischen Instrumente sind lang und stabförmig, um durch die Trokare zu passen und die durch das Pneumoperitoneum entstandene Distanz zwischen Bauchdecke und Organen zu überwinden.

Die Resektion gliedert sich laut Oldhafer [140] in folgende Abschnitte:

1. Zugang und Freilegung der Leber: Offen chirurgisch ein großer Hautschnitt. Laparoskopisch mehrere kleine Hautschnitte und Einsatz von Trokaren. Einführung des Videolaparoscops und Gasinsufflation, meist Kohlendioxid, zum Anlegen des Pneumoperitoneums.
2. Intraoperative Indikationsüberprüfung mit Ultraschall: Exploration des gesamten Abdomens (Bauch) auf zusätzliche pathologische Befunde innerhalb und außerhalb der Leber, die Einfluss auf die Operationsplanung nehmen könnten.
3. Leberhiluspräparation: Abklemmen wichtiger Gefäße zur Blutungsreduktion.
4. Mobilisation: Abtrennen von lateralen Verklebungen, Verwachsungen und Ligamenten.
5. Absetzen der Lebervenen: Abklemmen der hepatischen Lebervenen mit Clips und Nähten.
6. Festlegung der Resektionslinie: Markierung mit einem Elektrokoagulator auf der Leber.
7. Durchtrennung des Parenchyms: Selektive Dissektion⁶ mit verschiedenen Werkzeugen unter Abklemmen freigelegter Gefäße vor der Durchtrennung. Bei nichtselektiver Methode Durchtrennung und Versiegelung des Gewebes unabhängig von der Gewebestruktur. Entfernung des Resektats durch Bergeschnitt, evtl. mit Bergebeutel.
8. Blutstillung: Versorgung der Resektionswunde und Verschluss von Gallengängen.
9. Schlussphase: Legen von Drainagen, evtl. Refixation an das Ligamentum falciforme.

Alternativ kann die Laparoskopie handassistiert erfolgen. Hierfür existiert beispielsweise das HandPort-System, bei dem der Chirurg durch einen Einschnitt von im Mittel 7.5 cm eine Hand in einem sterilen Überzug direkt in den Situs⁷ bringt [155]. Im Unterschied zum offenen Eingriff ist durch diese Konstruktion das Anlegen eines Pneumoperitoneums und damit eine ansonsten laparoskopische Arbeitsweise möglich. Der Chirurg kann aber trotzdem Tumoren ertasten und die HandPort-Öffnung auch für die Bergung des Resektats verwenden, so dass die gesamte Länge der Hautschnitte nicht unbedingt höher als bei einem rein laparoskopischen Verfahren ist.

1.3. Bewertung und Verbreitung der Laparoskopie

Vorteile gegenüber offenen Eingriffen sind ein reduziertes Trauma sowie kosmetische Aspekte durch die kleineren Schnitte, aber auch bessere immunologische Parameter, also ein kräftigeres Immunsystem in den ersten Tagen nach dem Eingriff [18] [33]. Für den Patienten nachteilig ist jedoch das Risiko einer Embolie⁸, verursacht durch in die Blutbahn gelangendes CO_2 Gas. Zwar ist das Gas leichter über die Lunge abbaubar als normale Raumluft, steht jedoch unter einem höheren Druck (sonst wäre die Bauchoberfläche nicht angehoben) und kann daher bei Wunden leichter in die Blutbahn gelangen. Auch sind Blutungen aufgrund der schlechteren Sicht und Orientierung schwerer zu entdecken und zu behandeln als bei offenen Eingriffen, so dass der Chirurg

⁶chirurgische Entfernung von Weichteilgewebe

⁷Operationsgebiet mit inneren Organen

⁸teilweiser oder vollständiger Gefäßverschluss

vorsichtiger agieren muss. Nachteile für den Chirurgen sind der Verlust der Tiefenwahrnehmung und des Tastsinns, die eingeschränkte Sicht und die komplexere Führung der Instrumente. Der v.a. in den USA weit verbreitete handassistierte Ansatz erhält zwar den Tastsinn, schränkt jedoch den ohnehin geringen Platz im Bauchraum noch mehr ein.

Einen Überblick über den weltweiten Stand der laparoskopischen Leberchirurgie gibt das Louisville Statement von 2008 [3]. Die beteiligten Chirurgen aus allen Teilen der Welt kommen zu dem Schluss, dass laparoskopische Leberchirurgie sicher und effektiv in der Hand trainierter Chirurgen ist, jedoch Erfahrung sowohl in der Leberchirurgie als auch in der Laparoskopie an sich voraussetzt. Die Resektion kolorektaler Lebermetastasen, gleich ob offen oder laparoskopisch, stellt als Behandlungsmethode den Goldstandard dar. Bei dem hepatozellulären Karzinom (engl. HCC) ist aufgrund einer sehr hohen Rückfallquote von 40-90% bei der Resektion die Lebertransplantation eine sehr interessante Alternative, jedoch aufgrund des beständigen Spenderorganmangels nicht konsequent umsetzbar. Die Vorteile minimal-invasiver Vorgehensweise gegenüber offenen Eingriffen gelten auch bei großen Eingriffen an der Leber, allerdings finden sie größtenteils in hochspezialisierten Zentren statt und es sollten, nach Meinung der Chirurgenversammlung, weitere Studien abgewartet werden. Als für die Laparoskopie am besten geeignete Patientengruppen werden Fälle mit einzelnen Läsionen bis 5 cm Durchmesser in den Segmenten II-VI genannt. Andere Fälle sollten nur von Chirurgen laparoskopisch behandelt werden, die bereits Erfahrung mit den zuvor genannten einfacheren Fällen besitzen.

Eine aktuelle Umfrage zum Stand der laparoskopischen Leberchirurgie in Deutschland [87] für das Jahr 2008 zeigt, dass laparoskopische Leberchirurgie primär bei benignen wie malignen atypischen Resektionen sowie lateralen Sektorektomien (vollständige Entnahme seitlich liegender Lebersegmente) eingesetzt wird. Laparoskopische RFA wurde 238 Mal an insgesamt 36 Kliniken durchgeführt, laparoskopische Leberresektionen 551 Mal an 69 Kliniken. Da weniger als ein Sechstel (15,7%) der chirurgischen Kliniken an der Umfrage teilgenommen haben, darf man auch bei vorsichtiger Schätzung annehmen, dass mehr als 1000 laparoskopische Ablationen und 2500 laparoskopische Resektionen 2008 allein in Deutschland durchgeführt worden sind.

Fazit: Die laparoskopische Vorgehensweise ist in der Leberchirurgie zwar noch immer selten, aber auf dem Vormarsch. Das Arbeiten im Weichgewebe und der beschränkte Zugang erschweren insbesondere die Orientierung des Chirurgen im Situs. Daher ist eine Orientierungshilfe in Form eines Navigationssystems bei laparoskopischen Eingriffen potentiell sinnvoll und hilfreich.

Grundlagen medizinischer Navigationssysteme

2.1. Trackingsysteme

Kern medizinischer Navigationssysteme ist die Navigation, wobei hier zwischen Navigation und Positions- bzw. Lagebestimmung (engl. Tracking) unterschieden werden muss. Beim Auto findet das Navigationssystem den schnellsten oder kürzesten Weg und schlägt die Richtung vor, um zum Ziel zu kommen, verwendet aber GPS (Global Positioning System) für die Positionsbestimmung. Medizinische Navigation erfordert allerdings wesentlich höhere Genauigkeiten (Millimeterbereich), als es beispielsweise GPS (Meterbereich) liefern kann. Dieser Abschnitt beschreibt verschiedene Verfahren.

Für eine vollständige Lage eines Körpers im Raum werden mindestens sechs Parameter, auch Freiheitsgrade genannt (engl. Degree Of Freedom, **DoF**), benötigt: jeweils drei für Translation und Orientierung zum Bezugskoordinatensystem. Andere mathematische Darstellungen können noch mehr Parameter erfordern (Quaternionen, Matrizen usw.), jedoch lassen sich diese immer auf sechs unabhängige Werte zurückführen. Ein sog. Trackingsystem ermittelt die Lage eines Messkörpers, des Trackers (je nach Verfahren sind auch die Bezeichnungen Geometrie und Sensor geläufig). Kann die vollständige Lage eines Trackers bestimmt werden, wird von einem 6-DoF Tracker gesprochen. Ist die Eigenrotation unbekannt, liegt ein 5-DoF Tracker vor. Wird nur die Position ermittelt, handelt es sich um einen 3-DoF Tracker.

Umrechnungen von Werten zwischen verschiedenen Bezugskoordinatensystemen kommen in dieser Arbeit öfters vor. Jedes Trackingsystem, die Patientendaten, jedes getrackte Instrument und jede dreidimensionale Darstellung besitzt ein eigenes Koordinatensystem. Im Folgenden steht die Notation ${}^J T_I$ für den Wechsel vom Koordinatensystem I zum Koordinatensystem J . Diese Transformationsmatrix ist die Inverse der Transformation, die die Lage des Koordinatensystems I im System J beschreibt. Für die Transformationen werden homogene Matrizen verwendet, da diese Rotation und Translation in einer Matrixmultiplikation zusammenfassen. Die Abbildung eines Punktes $P = (X, Y, Z)$ im Koordinatensystem I auf den Punkt $P' = (X', Y', Z')$ im Koordinatensystem J erfolgt in der Form

$$\begin{pmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.1)$$

2.1.1. Mechanisches, akustisches und inertiales Tracking

Mechanische Trackingsysteme bestehen aus einem mechanischen Arm, der manuell an eine bestimmte Position gebracht werden kann, um eine Position auszumessen. Der Faro-Arm (FARO Medical Systems, Lake Mary, Florida, USA) stellt solch ein System dar, welches über die Winkelgeber der Gelenke die Position am Ende des Arms (Endeffektor) hochgenau bestimmt. Kombiniert mit einem Laserscanner ist es ein vielseitiges und nützliches Werkzeug zur Vermessung und im Medizinbereich v.a. in der Neurologie und Orthopädie anzutreffen. Es ist gut zur Vermessung der Anatomie geeignet, aber untauglich für die Erfassung der übrigen medizinischen Instrumente.

Akustische Trackingsysteme arbeiten mit Mikrofonen und Lautsprechern. Anhand der Signallaufzeit oder der Phasendifferenz desselben Signals in mehreren Mikrofonen kann der Standort, bei mehr Lautsprechern auch die Orientierung bestimmt werden. Um geringe Latenzen zu erreichen und das menschliche Hören nicht zu beeinträchtigen, wird Ultraschall verwendet. Aufgrund zahlreicher Einflüsse auf die Ausbreitung von Schallwellen (Luftdruck, Luftfeuchtigkeit, Temperatur, Hindernisse) sind solche Systeme bisher relativ ungenau und nur für genau definierte Umgebungen, z.B. Caves, geeignet. Das Wave Speech System von NDI (Waterloo, Kanada) dient der 3D-Ortung der Laute des menschlichen Sprachapparates. Es basiert auf dem elektromagnetischen Trackingsystem Aurora®(s.u.), wobei die Sensoren aber um Mikrofone erweitert wurden, so dass die Nachteile der akustischen Ortung wegfallen, über die Verwendung der Mikrofone aber eine 3D-Ortung der Lautquellen möglich ist. Einsatzgebiet ist die Sprachforschung.

Inertiales Tracking nutzt über Beschleunigungsmesser und Gyroskope (Kreiselinstrumente) die Massenträgheit und die Drehimpulserhaltung zur Bestimmung der relativen Lage- und Orientierungsänderung. Da keine absoluten Messungen der Umgebung erfolgen, addieren sich Fehler über die Zeit, die sog. „Drift“. Aufgrund der Drift ist inertiales Tracking für den Bereich der Medizin bisher zu ungenau.

2.1.2. Optisches Tracking

Optische Trackingsysteme besitzen eine hohe Genauigkeit und, je nach System und verwendeter Technologie, weitere positive Eigenschaften wie z.B. eine hohe Abtastrate (bis 4000Hz), kabellose Tracker, eine hohe Anzahl gleichzeitig zu erkennender Tracker oder einen sehr günstigen Preis miteinander vereinen können. Das Grundprinzip ist die Erkennung und Identifikation von Markern mit mehreren Kameras und deren Lagebestimmung mittels Triangulation aufgrund der bekannten Lage der Kameras zueinander. Die Notwendigkeit einer freien Sichtlinie zwischen Tracker und Kamera ist einer der wenigen Nachteile optischer Systeme. Die Verwendung von mehr als zwei Kameras, wie es z.B. das ARTtrack System ermöglicht (ART Tracking, Weil-



Abbildung 2.1.: Verschiedene optische Trackingsysteme (obere Reihe) und jeweils darunter ein zugehöriger Marker.

heim, Abb. 2.1(c)), diesen Nachteil nahezu kompensiert¹. Es gibt viele Systeme auf dem Markt, die sich nach aktiv, passiv und voll-passiv klassifizieren lassen. Aktive Systeme besitzen LEDs, die vom System gezielt kurz aktiviert werden und so voneinander unterschieden werden können (Abb. 2.1(e)). Diese können auch über Batterien kabellos betrieben werden (Abb. 2.1(f)). Passive Systeme erzeugen Infrarotlicht, welches Kugeln oder Scheiben mit einer sehr gut reflektierenden Beschichtung oder Glaskugeln zum Leuchten bringt (Abb. 2.1(g)). Diese leuchten allerdings alle gleichzeitig auf, so dass sie beim System angemeldeten Geometrien zugeordnet werden müssen, deren Lage abgefragt werden kann. Eine einzelne LED oder Markerkugel ist ein 3-DoF Tracker, da ein Punkt im Raum keine Orientierung besitzt. Für einen 6-DoF Tracker werden mindestens drei Marker oder LEDs benötigt, weitere erhöhen die Redundanz und ermöglichen eine robustere Erfassung und höhere Genauigkeit. Voll-passive Systeme besitzen weder LEDs noch erzeugen sie Licht, sondern verarbeiten normale Kamerabilder, in denen sich optische Marker in Form von Mustern oder Farben befinden müssen. Ein Beispiel ist das MicronTracker System von Claron Technology Inc. (Toronto, Kanada, Abb. 2.1(d)), welches Marker aus sog. Xpoints detektiert (Abb. 2.1(h)). Rein aktive Systeme verwenden häufig Zeilenkameras wie das OptoTrak (NDI, Waterloo, Kanada, Abb. 2.1(a)) oder accuTrack (Atracsys, Lausanne, Schweiz, Abb. 2.1(b)), da diese weit höhere Abtastraten von bis zu 4000 Hz erreichen können².

¹Dies bedeutet im Gegenzug höhere Kosten und einen zusätzlichen Aufwand zur Kalibrierung der Kameras zueinander.

²Dieser Wert gilt nur für die Erfassung einer einzelnen LED.

2.1.3. Magnetisches Tracking

Ein bewegter elektrischer Leiter in einem Magnetfeld erzeugt eine messbare Spannung. Wird eine Spule in einem Magnetfeld bewegt oder ändert sich das Magnetfeld, erzeugt dies eine Spannung in der Spule, die gemessen werden kann. Werden nacheinander verschiedene Magnetfelder erzeugt, z.B. drei im Zentrum orthogonal zueinander stehende, so kann dadurch die Position und Ausrichtung einer Spule dank der Kenntnis der Magnetfelder und der Spulengeometrie bestimmt werden.

Bei Wechselstrom kehren die Magnetfelder permanent ihre Richtung um, wodurch eine Messung ermöglicht wird. Konstante Magnetfelder im Messbereich, z.B. das Erdmagnetfeld, spielen daher keine Rolle. Die ersten Systeme stammen von Polhemus und arbeiten noch immer nach diesem Prinzip. Allerdings erzeugt die Änderung der Magnetfelder permanent Wirbelströme in gut leitenden Metallen, die wiederum Magnetfelder hervorrufen, die die Messung verfälschen. Eine Verringerung der Messfrequenz und redundantes Messen in unterschiedlichen Frequenzbereichen sind mögliche Gegenmaßnahmen.

Um die Wirbelströme zu vermeiden, wurden elektromagnetische Trackingsysteme entwickelt, die mit gepulstem Gleichstrom arbeiten. Hier wird nicht die induzierte Spannung durch den Magnetfeldwechsel gemessen, sondern die anliegende Stärke des magnetischen Flusses. Dadurch kann mit der Messung gewartet werden, bis die während des Magnetfeldaufbaus entstandenen Wirbelströme abgeklungen sind. Bei starken Wirbelströmen, also bei sehr guten Leitern wie Aluminium oder Kupfer, kann daher der Störeffekt durch eine längere Pause, gleichbedeutend mit einer niedrigeren Aktualisierungsrate des Systems, beseitigt werden. Allerdings wird jedes andere gleichzeitig existierende konstante Magnetfeld mitgemessen, v.a. das Erdmagnetfeld. Darum wird dieses zuerst gemessen, dann nacheinander der magnetische Fluss bei Aktivierung der einzelnen Magnetfelder des Systems. Die Erdmagnetfeldmessung wird abgezogen und die Position und Lage des Sensors anhand der Messwerte bestimmt. Diese zusätzliche Messung des Erdmagnetfeldes erhöht automatisch die Latenz solcher Systeme.

Ein weiterer Nachteil bei der Messung ist, dass die künstlichen Magnetfelder deutlich stärker als das Erdmagnetfeld sein müssen, um sie gut messen zu können. Bei Wechselstromsystemen kann hingegen mit weitaus schwächeren Magnetfeldern gearbeitet werden, so dass die Systeme kleiner, leichter und stromsparender sein können. Zudem arbeiten Gleichstromsysteme immer mit Zeitmultiplexverfahren, d.h. die unterschiedlich ausgerichteten Magnetfelder müssen nacheinander ein- und ausgeschaltet werden. Bei Wechselstrom besteht hingegen die Möglichkeit, in verschiedenen Frequenzbereichen gleichzeitig zu messen (Frequenzmultiplexverfahren). Mit Bandpassfiltern werden die Signale in den verwendeten Frequenzbereichen herausgefiltert. Bei Gleichstromsystemen spielen auch noch andere Magnetfelder eine Rolle, z.B. durch das Stromnetz erzeugte, also je nach Region 50 oder 60Hz. Durch Verwendung anderer Frequenzbereiche (z.B. NDI 45Hz) und Bandpassfilter spielt dies bei Wechselstromsystemen keine Rolle. Bei Gleichstromsystemen müssen hingegen zusätzliche Filter verwendet werden, um diese Störungen aus dem Gesamtsignal zu entfernen. Ascension bietet die Aktivierung solcher Filter für 50 oder 60Hz an.

Trotz der scheinbaren Vorteile von Wechselstromsystemen ist in der Praxis der Störeinfluss durch Wirbelströme in Metallen nicht unerheblich und wiegt einige der Nachteile von Gleichstromsystemen auf. Durch jahrelange ständige Optimierungen wurden die Systeme in ihren Eigenschaften immer ähnlicher, so dass der Einfluss der zugrundeliegenden Technologie immer

weiter in den Hintergrund tritt. Stattdessen spielen Sensorgröße, Anzahl gleichzeitig zu erfassender Sensoren und der Preis eine größere Rolle.

Bei der Konstruktion der Sensoren liefern drei orthogonale Messspulen beste Ergebnisse, so dass nach einem Zyklus, also der aufeinanderfolgenden Aktivierung aller Magnetfelder, neun Messwerte zur Verfügung stehen, aus denen die vollständige Lage des Sensors bestimmt werden kann. Hierin sind sich die beiden Systemarten ähnlich. Um eine viel kleinere und kompaktere Bauweise zu ermöglichen, genügen aber schon zwei Spulen in einem deutlich flacheren Winkel. Kann auf die Ermittlung der Eigenrotation verzichtet werden, genügt bereits eine Spule. Die kleinsten Spulen auf dem Markt besitzen derzeit einen Durchmesser von 0.3 mm. Dies erlaubt die Integration z.B. in die Spitze von Ablationsnadeln.

Es gibt noch eine dritte Art elektromagnetischer Systeme. Hierbei wird durch ein äußeres Wechselstrom-Magnetfeld ähnlich dem RFID-Prinzip (engl. Radio-Frequency Identification) eine Antwort in Form eines Funksignals in einem Transponder (sog. „Beacon“®) hervorgerufen. Während bei RFIDs identifizierende Informationen gesendet werden (Person, Ware, Paket etc.), steht hier die Lokalisation des Transponders im Vordergrund. Die Firma Calypso Medical (Seattle, Washington, USA) ist hier technologisch führend. Bis zu drei Transponder senden ein individuelles Radiofrequenzsignal, welches durch ein Empfängerarray millimetergenau lokalisiert werden kann. Der Vorteil dieses Systems sind die Transponder, die klein (8.5 mm Länge) und kabellos sind und zudem über die Behandlung hinaus im Körper verbleiben können. Das System reagiert allerdings empfindlich gegenüber Metallen, der Abstand zum Sende- bzw. Empfangsarray sollte 25cm nicht überschreiten und die Aktualisierungsrate liegt bei maximal 10 Hz.

Hersteller	Polhemus	NDI	Ascension	Calypso Medical
Modell	Liberty™	Aurora®	3D-Guidance™	Calypso®
Technologie	AC	AC	DC	Transponder (AC)
Aktualisierungsrate (Hz)	240	40	375*	10
max. Sensorzahl (6-DoF)	16	4	8	3
min. Sensorgröße (mm)	23x28x15	11x1.3x1.3	7.25x1.3x1.3	8.5x1.5x1.5
Kabellänge (m)	3/6	2	2	-
RMSE statisch (mm/°)	0.8/0.2	0.9/0.4	1.4/0.5	0.5/k.A.
Messbereich (cm)	76**	66	46**	27
Latenz (ms)	3.5	k.A.	k.A.	k.A.
Quelle: http://www.	polhemus.com	ndigital.com	ascension-tech.com	calypsomedical.com

* Aktualisierung nach jeder Teilmessung statt nach Gesamtzyklus über alle Magnetfelder

** In alle Richtungen um Feldgenerator

Tabelle 2.1.: Vergleich kommerzieller elektromagnetischer Trackingsysteme laut Angaben der Hersteller im Internet (Werte auf erste Nachkommstelle gerundet)

Tabelle 2.1 gibt einen Überblick über die kommerziell verfügbaren elektromagnetischen Trackingsysteme. Bei den Angaben zu den Sensoren ist zu beachten, dass hier die kleinsten verfügbaren Sensoren aufgeführt sind, die direkt verwendet werden können. Es gibt z.B. von NDI deutlich kleinere Sensoren (0.8 bzw. 0.3 mm Durchmesser für 6-DoF bzw. 5-DoF Sensoren), aber diese sind nur für die Integration in Instrumente vorgesehen. Auch die neuesten Model 90 Sensoren von Ascension scheinen nicht dieselben Bedingungen zu erfüllen wie die größeren Model 130 und Model 180 Sensoren und besitzen eine kleinere Reichweite von nur 36 cm. Für einen sterilen Einsatz am Menschen kann keiner der angegebenen Sensoren ohne weitere Unter-

suchungen oder Zulassung zusammen mit einem Medizinprodukt verwendet werden. Auch die Fehlerwerte zur statischen Genauigkeit sind mit äußerster Vorsicht zu betrachten, da die Verteilung und Anzahl der Messpunkte und evtl. sogar die Messmethode variiert. Allgemein gilt: je größer die Sensoren, desto größer sind Reichweite und Genauigkeit ³.

Weitere elektromagnetische Trackingsysteme gibt es von Medtronic (AxiEM™), J&J Biosense Webster (CARTO™XP EP) und GE Healthcare (InstaTrak). Diese sind jedoch nur als Bestandteile ihrer Medizinprodukte und nicht einzeln zu erwerben und können somit nicht in eine Eigenentwicklung einbezogen werden.

2.2. Kalibrierung

Unter dem Begriff Kalibrierung versteht man in der Messtechnik den Prozess zur Feststellung und Dokumentation der Abweichung eines Messgerätes oder einer Maßverkörperung zu einem anderen Gerät oder Maßverkörperung. Der Vorgang der Ermittlung der Lage eines Trackers zu dem Instrument, an dem er befestigt ist, ist also eine Kalibrierung, denn es wird die Abweichung der Instrumentenlage zur Trackerlage ermittelt. Gäbe es keine Abweichung, könnte der vom Trackingsystem gelieferte Wert unverändert übernommen werden. Stattdessen müssen für das hier geplante System vor der Verwendung die Lage einer Instrumentenspitze, des Instrumentenschafts, des Ultraschallbildes und des Videolaparoskopbildes zum jeweiligen Tracker bestimmt werden. Es werden im Rahmen dieser Arbeit aber auch andere Vorgänge als Kalibrierungen bezeichnet: die Ermittlung der intrinsischen Parameter eines Videolaparoskops (Bildmitte, Brennweite, Verzeichnung), die Lage mehrerer Trackingsysteme zueinander und auch die Bestimmung von Eigenschaften eines Ultraschallbildes (Skalierung, Form des Bildbereichs, Bildänderung bei Luftkontakt).

2.3. Registrierung

Der Begriff Registrierung kennt viele Definitionen. Bildregistrierung ist z.B. das Finden von Gemeinsamkeiten in Bildern, so dass sich ein Bild auf das andere mittels einer Transformation abbilden lässt. Diese Definition lässt sich erweitern auf das Finden von Gemeinsamkeiten von Informationen in verschiedenen Darstellungen, so dass eine Darstellung in die andere überführt oder beide gleichzeitig dargestellt werden können. Werden z.B. Gefäßaufzweigungen der Leber als gemeinsame Punkte in Ultraschallbildern und in CT- oder MRT-Daten markiert, ist es möglich, zusammengehörige Bilder beider Modalitäten nebeneinander oder fusioniert darzustellen, um so z.B. den Informationsgehalt der (aktuellen) Ultraschallbilder zu erweitern.

Es gibt verschiedene Arten der Transformation: rigide, affin, projektiv und elastisch. Abb. 2.2 zeigt diese Arten am Beispiel eines Quadrates. Bei einer rigiden Transformation oder Abbildung ändern sich nur Ort (Translation) und Ausrichtung (Orientierung) des Ursprungs des Koordinatensystems, Quadrate werden auf Quadrate abgebildet. Bei affinen Abbildungen bleibt nur die Parallelität bewahrt, d.h. zwei Parallelen im Raum bleiben parallel, Stauchungen und Scherungen können aber auftreten. Quadrate werden also auf Parallelogramme abgebildet. Affine Transformationen sind ein Spezialfall der projektiven Transformationen, wo zwar Geraden auf Geraden

³Man sollte also nicht immer so kleine Sensoren wie möglich verwenden, sondern so große, wie es die Anwendung gerade eben erlaubt!

abgebildet werden, die Parallelität aber nicht erhalten bleibt. Quadrate werden also auf Vierecke abgebildet. Ein Beispiel hierfür ist z.B. die Zentralprojektion, bekannt aus der Lochkamera.

Alle diese Transformationen lassen sich mit jeweils einer homogenen Matrix beschreiben. Bei einer elastischen Registrierung gilt dies nicht. Alle nicht-linearen Transformationen gehören dazu, z.B. Splines. Splines sind stückweise aus Polynomen zusammengesetzte Funktionen.

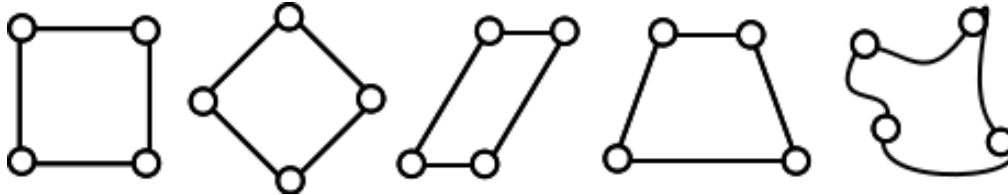


Abbildung 2.2.: Von links nach rechts: Original und rigide, affine, projektive und elastische Abbildung

Eine Registrierung zu validieren ist oft schwieriger als sie durchzuführen. Wird unabhängig von der Registrierung die Position (anatomisch) relevanter Punkte ermittelt, kann daraus der sog. „Target Registration Error“ (TRE) ermittelt werden. Der TRE ist nach Fitzpatrick [53] die Abweichung der relevanten Punkte nach Anwendung der Registrierung im selben Koordinatensystem. Bei der Berechnung mehrerer Landmarken wird der mittlere quadratische Fehler (engl. RMSE für root mean square error) verwendet. Werden natürliche oder künstliche Landmarken (sog. „Fiducials“), die in beiden aufeinander zu registrierenden (Bild-)Modalitäten sichtbar sind, für die Registrierung verwendet, kann der Fehler über diese Landmarken bestimmt werden, der sog. „Fiducial Registration Error“ (FRE). Er hat weniger Aussagekraft als der TRE, kann dafür aber bei jeder punktbasierten Registrierung bestimmt werden. Der TRE ist hingegen eher Laborversuchen, Simulationen und Nachuntersuchungen vorbehalten, im praktischen Einsatz ist er kaum bestimmbar. Das liegt u.a. daran, dass diese Maße nicht miteinander korrelieren, wie Fitzpatrick [53] gezeigt hat.

2.4. Visualisierung

Eine Einteilung der Visualisierung zwischen Realität und purer virtueller Realität wurde 1994 von Milgram vorgeschlagen [120]. Bilddaten, auch wenn Methoden der Bildverarbeitung darauf angewendet worden sind, stellen die Realität dar. Werden Bilddaten in Echtzeit mit Informationen angereichert, die nicht aus dem Bild selbst stammen, so handelt es sich um erweiterte Realität (engl. Augmented Reality, **AR**). Werden diese Bilddaten ihrerseits als Teil einer virtuellen dreidimensionalen Darstellung verwendet oder gemessene Bewegungen echter Gegenstände visualisiert, so handelt es sich um eine erweiterte Virtualität (engl. Augmented Virtuality, **AV**). Beides sind Formen der gemischten Realität (engl. Mixed Reality). Die dreidimensionale Darstellung rein virtueller Daten heißt virtuelle Realität (engl. Virtual Reality, **VR**). Die Videobilder von der Ultraschallsonde und vom Laparoskop stellen die Wirklichkeit dar. Beide Bilder können, wie später noch gezeigt wird, mit Informationen angereichert werden. Das Ultraschallbild wird zudem in einer virtuellen Welt angezeigt. Es handelt sich damit sowohl um erweiterte Realität als auch Virtualität. Je nach Lage der (Video-)Bildebene zum Monitorbild wird begrifflich zwischen dem „In-plane“ Modus (innerhalb der Monitorebene, 2D-Darstellung) und dem „Out-of-plane“ Modus (außerhalb der Monitorebene, perspektivische oder 3D-Darstellung) unterschieden.

2.5. Interaktion

Die Interaktion mit einem technischen Medizinprodukt im OP, speziell mit einem so komplexen Produkt wie einem Assistenzsystem mit Navigation, unterscheidet sich erheblich von der Benutzung einer Anwendung auf einem normalen PC. Dies liegt nicht nur am Navigationssystem, welches z.B. die Erfassung von natürlichen oder künstlichen Landmarken am Patienten ermöglicht. Gerade Chirurgen als Anwender arbeiten im Sterilbereich, halten bereits medizinische Instrumente in den Händen und konzentrieren sich mehr auf ihre Arbeit als auf ein nebenher laufendes Computersystem. Im folgenden ein kurzer Überblick über typische Anforderungen an navigierte Assistenzsysteme in Bezug auf die Dateneingabe sowie mögliche Geräte und Verfahren zur Erfüllung dieser Anforderungen:

Steuerung des Programmablaufs Touchscreens sind weit verbreitet und auch mit sterilem Überzug nutzbar. Alternativ können sie von nicht-sterilem OP-Personal bedient werden. Da die Reichweite begrenzt ist, können für einfache Kommandos („Weiter“, „Zurück“, „Aktion ausführen“) auch Fußschalter verwendet werden. Eine evtl. steril verpackte Maus besitzt ebenso eine größere Reichweite, benötigt aber eine (evtl. ebenfalls sterile) Unterlage. Die Steuerung über eine Tastatur bzw. Bedienknöpfe am Gerät ist möglich, besitzt aber nicht die Flexibilität eines Touchscreens und ist in punkto Reichweite und Sterilität gleichwertig. Sprach- und Gestenerkennung sind Interaktionsmöglichkeiten, die in (kommerzielle) medizinische Assistenzsysteme noch nicht integriert worden sind. Angesichts des technischen Fortschritts (z.B. Gestenerkennung bei Microsofts Kinect Spielekonsole) ist dies vermutlich nur eine Frage der Zeit.

Erfassung von Punkten im Raum Spezielle navigierte Zeiger oder mit Trackern ausgestattete medizinische Instrumente erlauben die Erfassung von Punkten oder auch Oberflächen mit dem Ziel der Registrierung.

Sichtänderung in einer (virtuellen) 3D-Welt Hierfür können sowohl ein Touchscreen, eine Maus oder eine Tastatur verwendet werden. Intuitiver ist die Verwendung einer sog. 6D-Maus, die einem Joystick ähnlich ist, zusätzlich aber noch auf Zug-, Druck- und Drehkräfte reagiert und so bei geringem Platzbedarf viel mehr Bewegungsmöglichkeiten als eine normale Maus bietet.

Präzises Markieren im Anwendungsfenster Hierfür bieten sich nur ein Touchscreen oder eine Maus an, wobei ein spitzer Mauszeiger gegenüber einem Finger die höhere Präzision bietet, z.B. zum Setzen von Landmarken in medizinischen Bilddaten.

Problemstellung und Konzepte

Zu Beginn des Kapitels wird das medizinische Instrumentarium für einen laparoskopischen Eingriff näher erläutert (Kap. 3.1). Die Navigation der Instrumente ist Kernbestandteil eines medizinischen Assistenzsystems. Daher ist es für die Aufstellung der Anforderungen wichtig zu wissen, wie diese Instrumente aussehen, was sie können und was sie nicht können. Im Anschluss werden die Anforderungen an ein Assistenzsystem formuliert (Kap. 3.2) und bestehende Systeme auf dem Markt und in der Forschung betrachtet, inwieweit sie die gestellten Anforderungen erfüllen (Kap. 3.3). Zum Schluss werden die Ziele dieser Arbeit vorgestellt (Kap. 3.4) und gleichzeitig ein kurzer Überblick über die restlichen Kapitel gegeben.

3.1. Das medizinische Instrumentarium in der Laparoskopie

Drei Gruppen von Instrumenten spielen bei onkologischen Eingriffen im Abdomen eine Rolle: das Laparoskop (Kap. 3.1.1), der laparoskopische Ultraschall (Kap. 3.1.2) sowie Behandlungsinstrumente (Kap. 3.1.3).

3.1.1. Das Laparoskop

Für den Blick in lebende Organismen oder Hohlräume werden Endoskope verwendet. Das Laparoskop (auch Videolaparoskop) ist ein starres Endoskop, welches speziell für die Bauchspiegelung (Laparoskopie) geeignet ist. Es besteht aus einer etwa 30 cm langen und geraden optischen Röhre mit einem Durchmesser von 5-10 mm, je nach Anwendung. Während sich früher darin ein System aus dutzenden optischen Stablinsen befunden hat, sitzt heutzutage üblicherweise ein CCD-Chip ¹ hinter nur noch wenigen Linsen sehr nahe an der Spitze. Des Weiteren verläuft innerhalb des Laparoscops ein faseroptischer Lichtleiter zur Beleuchtung des Bauchraumes.

Gegenüber normalen Kameras besitzen Laparoskope, abgesehen von ihrer Stabform, mehrere Besonderheiten. Die meisten von ihnen bestehen aus zwei zueinander verdrehbaren Teilen, Teleskop (das Objektiv) und Kamera (Abb. 3.1 re.). Zusammen mit einer am Teleskopende abgewinkelten Sichtachse (0°, 30°, 45° und 60°, Abb. 3.1 li.) lässt sich damit hinter Organe schau-

¹engl. Charge-Coupled Device: lichtempfindliche Fotodioden



Abbildung 3.1.: Laparoskop: Beispiele für verschiedene Blickwinkel an der Spitze (links) und verdrehbares Verbindungsstück zwischen Teleskop und Kamera (rechts).

en und dieselbe Szene aus verschiedenen Blickwinkeln betrachten, ohne einen anderen Trokar verwenden zu müssen. Einige Laparoskope besitzen auch einen Arbeitskanal, durch den kleine und einfache Eingriffe erfolgen können, wodurch sich weitere Trokare einsparen lassen. So ein Arbeitskanal beansprucht jedoch Platz, so dass kleinere CCD-Chips verwendet werden müssen und dementsprechend die Auflösung geringer ist. Neben dem Drehwinkel sind Zoom und Fokus übliche Einstellungsmöglichkeiten. Beim optischen Zoomen werden Linsen gegeneinander verschoben und der sichtbare Bildausschnitt verkleinert oder vergrößert. Derselbe Effekt tritt ein, wenn stattdessen die Kamera zum Motiv hin- oder vom Motiv wegbewegt wird. Der Fokus dient dem Scharfstellen der Lichtstrahlen von Objekten mit einem bestimmten Abstand. Durch Ändern des Abstandes zwischen Objektiv (Linsengang) und Bildebene (CCD-Chip o.Ä.) werden entweder nahe oder ferne Objekte scharf angezeigt. Ein Autofokus erkennt automatisch das Motiv und stellt die Kamera darauf scharf.

Eine weitere elementare Funktion ist der Weißabgleich. Er dient dazu, die Kamera auf die Farbtemperatur des Lichts am Aufnahmeort einzustellen, damit auch bei unnatürlicher Beleuchtung die Bilder natürlich wirken. Dazu wird ein weißer Gegenstand während des Weißabgleichs vor die Kamera gehalten. Der Weißabgleich erfolgt zu OP-Beginn, kann aber jederzeit wiederholt werden, um die Farbqualität zu verbessern.

Die heutigen Laparoskope, auch moderne mit HD-ready (1366 x 768 Pixel) oder Full-HD Auflösung (1920 x 1080 Pixel), liefern üblicherweise NICHT den aktuellen Drehwinkel zwischen Optik und Kamera. Auch die Zoomeinstellung ist nicht auslesbar. Immerhin lassen sich häufig Tastaturen anschließen, um Einstellungen vorzunehmen. Eine externe Kontrolle der Laparoskope durch andere Medizinprodukte ist für die Hersteller kein relevanter Anwendungsfall und wird daher nicht oder nur in Sonderfällen unterstützt.

3.1.2. Der laparoskopische Ultraschall

Ultraschall bezeichnet Schall mit Frequenzen oberhalb des menschlichen Hörvermögens. Bei in der Medizin üblichen Ultraschallsonden werden Frequenzen im MHz Bereich verwendet. Dazu werden piezoelektrische Quarze oder Keramiken über elektrischen Strom zum Schwingen ange-

regt. Über dieselben Bausteine werden die Reflektionen der Schallwellen empfangen und wieder in Strom umgewandelt. Der sonografische Ultraschall verwendet diese Signale zur Visualisierung des Schallobjekts.

Es gibt verschiedene Verfahren zur Darstellung der Signale:

A-Mode Darstellung der Echostärke in Abhängigkeit von der Tiefe. Durch den tiefenbedingten Abfall der Signalstärke ist eine Amplitudenmodulation (engl. A für Amplitude) notwendig, um bei gleicher Echogenität in unterschiedlichen Tiefen auch gleiche Signalstärken zu erzeugen. Heutzutage nahezu bedeutungslos.

B-Mode Darstellung der Echostärke als Helligkeit (engl. B für Brightness) über eine ganze Reihe von Wandlern, so dass ein Grauwertbild entsteht, wobei jede Spalte von einem Wandler erzeugt wird und die Helligkeit in einer Zeile die Echogenität in einer bestimmten Tiefe repräsentiert.

M-Mode Darstellung der zeitlichen Änderung eines sehr schnell gepulsten eindimensionalen Signals. Wichtig v.a. in der Echokardiografie zur Veranschaulichung von Bewegungsabläufen (engl. M für Motion).

3D-Mode Zusammenführung mehrerer B-Mode Bilder zu einem Volumen. Dies kann entweder durch ein 2D-Array (Fläche) an Wandlern erreicht werden (hohe Frequenz, große Sonde, eher geringe Auflösung) oder durch motorisierte Bewegung eines 1D-Arrays (Linie) an Wandlern (niedrige Frequenz, kleinere Sonde, hohe Auflösung).

Doppler Hier wird die Frequenzverschiebung durch die relative Bewegung des Schallobjekts zum Sender/Empfänger gemessen (Doppler-Effekt). Im Gegensatz zum statischen Gewebe verändern die Blutkörperchen durch ihre Bewegung die ausgesandte Schallfrequenz, und zwar unterschiedlich, je nachdem wie schnell und in welche Richtung sie sich bewegen. Das Continuous-Wave-Verfahren (CW-Doppler) ermittelt laufend die Frequenzverschiebung und kann auch hohe Geschwindigkeiten messen, erlaubt aber keine Bestimmung der Tiefe. Beim Pulsed-Wave-Verfahren (PW-Doppler) werden kurze Bündel von Wellen ausgesandt, die die Messung in einem begrenzten Frequenzbereich erlauben. Über die Messung der Laufzeit lassen sich die Doppler-Quellen lokalisieren. Das Farbdoppler-Verfahren stellt das Strömungsprofil von Blutgefäßen farblich dar und funktioniert im Prinzip wie das PW-Doppler-Verfahren. Eine Bewegung zum Sender/Empfänger wird üblicherweise rot dargestellt, davon weg in blau.

Die Schallfläche von Sonden kann eben sein (Linearsonden) oder gebogen (Konvexsonden). Bei gebogenen Sonden ist der sichtbare Bildbereich größer, aber das Bild ist verzerrt, da eine Bildzeile nicht mehr eine Eindringtiefe darstellt. Diese Verzerrung wird üblicherweise noch vom Ultraschallgerät behoben, aber die Bildform bleibt fächerförmig.

Medizinische Ultraschallsonden werden nach ihren Einsatzgebieten unterschieden, da diese maßgeblich ihre Form beeinflussen. Mit transkutanen Sonden werden v.a. der Bauch und die Schilddrüse geschallt. Für die verschiedenen menschlichen Körperöffnungen gibt es jeweils passende Sonden: rektal, vaginal und transösophageal (durch die Speiseröhre). Für offene chirurgische Eingriffe gibt es v.a. kleine Sonden, die gut zwischen den Fingern liegen, und für laparoskopische Eingriffe sehr lange, dünne Sonden. Um möglichst viele Stellen im Bauchraum erreichen zu können, sind Letztere an der Spitze abwinkelbar. Über Bowdenzüge lassen sie sich zu zwei oder vier Seiten bis zu 90° abwinkeln (Abb. 3.2). Aber auch bei Druck biegen sich die Spitzen ein wenig, so dass außerhalb des Körpers die tatsächliche Abwinklung nur zu erraten bzw. nur

über das Laparoskopbild zu sehen ist.



Abbildung 3.2.: Typische laparoskopische Ultraschallsonde (hier von B+K-Medical, Dänemark) mit in zwei Richtungen abwinkelbarem Sondenkopf (rechts und rechts oben) über Hebel am Griff (links). Diese Sonde bietet eine Punktionsöffnung (dunkler Punkt am Sondenkopf) zur Durchführung einer Ablationsnadel, die dadurch im Ultraschallbild sichtbar ist.

3.1.3. Laparoskopische Behandlungsinstrumente

Thomas Carus [21] gibt einen kompakten Überblick über das laparoskopische Instrumentarium. Laparoskopische Instrumente haben Schaftlängen von 30-35 cm und üblicherweise 5 oder 10 mm Durchmesser. Es gibt wiederverwendbare Instrumente, die nach jedem Einsatz gereinigt und sterilisiert werden müssen, und Einmalinstrumente. Neben Ultraschallsonden, Laparoskopern und den schon erwähnten Trokaren gibt es folgende Kategorien von Instrumenten:

Taststab Zum atraumatischen (schonenden) Weghalten von intraabdominalem Gewebe.

Saug-/ Spülinstrument Zum Säubern und Absaugen von Blut, Galle und Spülflüssigkeit.

Punktionskanüle Zur Probenentnahme intraabdominaler Flüssigkeiten

Zange Zum Fassen, Bewegen und Anspannen der Organe, je nach Typ mehr oder minder fest und traumatisch.

Dissektor Mechanisches Skalpell mit schmalen, gebogenen Branchen (Greifer) für präzise stumpfe Präparation durch Spreizen oder Abziehen bei geschlossenen Branchen. Der Schaft ist frei drehbar.

Ultraschalldissektor Skalpell mit im Ultraschallbereich schwingender Schneide

Schere Analog zu mechanischem Dissektor, aber mit scharfen Branchen zum Durchschneiden von Gewebe.

Koagulator Schere oder Dissektor mit hochfrequentem Wechselstrom (HF-Chirurgie) zum thermischen Schneiden und gleichzeitigen Stillen von Blutungen. Beim Aktivieren (am Handgriff oder Fußschalter) fließt Strom zwischen den Branchen (bipolar) oder zwischen Instrument und am Körper angebrachter, großflächiger Neutralelektrode (monopolar).

Clipapplikator Instrument zum Verschließen von größeren Gefäßen mit Titan- oder Kunststoffclips, aber auch zur Fixierung von Netzen bei Hernien (Bauchwandriss).

Nahtinstrument Nadelhalter und Gegennadelhalter zum laparoskopischen Nähen

Klammernahtgerät Zum schnellen Durchtrennen von Gewebe bei gleichzeitigem Verschluss von Gewebeteilen zu beiden Seiten.

Die bereits in der Einleitung erwähnten Ablationsnadeln sind keine speziell laparoskopischen Instrumente, können aber auch minimal-invasiv eingesetzt werden. Es gibt sie in verschiedenen Längen und Dicken und unterschiedlichen Wirkweisen (v.a. Hitze und Kälte). Je länger und

dünnere Nadel ist, desto stärker verbiegt sie sich bei der Benutzung und desto schwieriger ist es, sie (gerade) ins Zielgebiet zu bringen.

Für die Navigation sind die Ablationsnadeln von großem Interesse, da diese möglichst präzise in das Zentrum von Metastasen geführt werden müssen. Bei der Resektion sind Koagulatoren die sinnvollsten Instrumente für eine Navigation, da mit diesen die geplante Resektionslinie auf der Leberoberfläche markiert wird. Danach wird entlang dieser Markierung resiziert, wobei durchaus andere Instrumente, z.B. Klammernahtgeräte, zum Einsatz kommen. Abbildung 3.3 zeigt eine Nadel zur Radiofrequenzablation, einen Ultraschalldissektor, mit dem sich auch Resektionslinien ziehen lassen, und einen typischen Einmaltrokar. Über solche oder wiederverwendbare Trokare aus med. Edelstahl werden die Instrumente bis auf Ablationsnadeln in den Körper eingeführt.

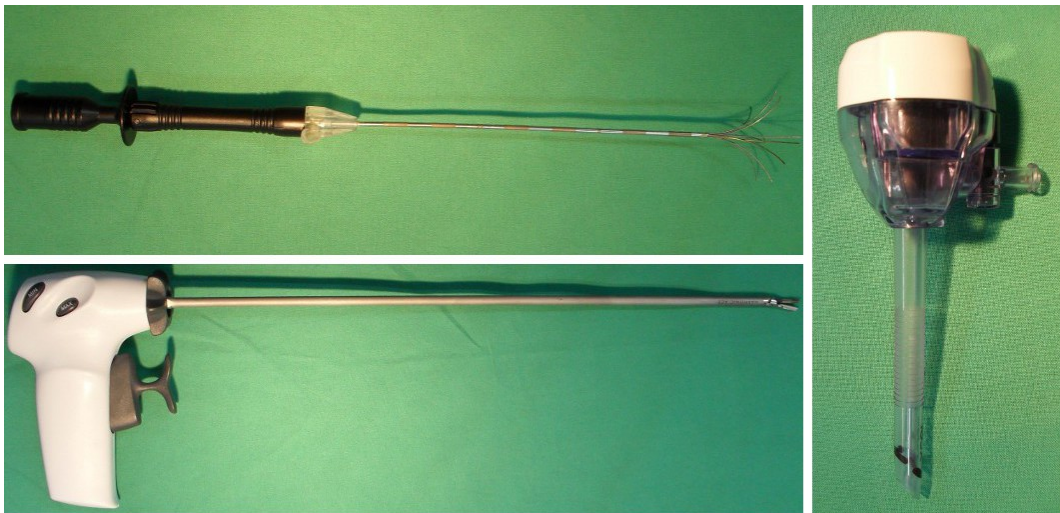


Abbildung 3.3.: Für Navigation interessante Instrumente: RFA-Nadel mit herauschiebbaren Elektroden (oben), Ultraschalldissektor mit drehbarem Schaft (unten) sowie nichtmetallischer Einmaltrokar für Instrumente mit einem Durchmesser bis 5mm (rechts).

3.1.4. Reinigung und Sterilisation

Ein elementarer Aspekt bei allen Instrumenten ist die Sterilität. Bei den laparoskopischen Behandlungsinstrumenten gibt es viele nur als steril gelieferte Einmalinstrumente, z.B. Klammernahtgeräte. Trokare und Dissektoren hingegen gibt es sowohl wiederverwendbar als auch als Einmalinstrument.

Alle Videolaparoskope und Ultraschallsonden sind aufgrund der hohen Kosten wiederverwendbar. Allerdings bedeutet dies nicht, dass alle diese Instrumente vollständig sterilisierbar sind. Olympus, Winter & Ibe (Hamburg) bietet vollständig sterilisierbare Laparoskope, wohingegen Laparoskope von Karl Storz (Tuttlingen) aus einer sterilisierbaren Teleskopoptik und einer unsterilen Kamera mit Kabelanschluss bestehen. Letztere wird im OP steril überzogen und danach das sterile Teleskop aufgesetzt. Der Lichtfaserleiter ist auch sterilisierbar und wird über ein T-Stück entweder am Teleskop oder am Kamerakabel festgeschraubt.

Für alle wiederverwendbaren Instrumente sowie alle weiteren aufbereitbaren Utensilien gibt es verschiedene Möglichkeiten der Reinigung und Sterilisation. Für jeden aufzubereitenden Gegen-

stand muss es eine Reinigungs- und Sterilisationsanleitung geben und die zuständige Zentralsterilisationsabteilung (kurz Zentral-Steri) bzw. dessen Personal muss für die jeweiligen Methoden nicht nur die Geräte, sondern auch die entsprechenden Zertifizierungen besitzen.

Bei der Reinigung eines Instruments werden alle sichtbaren Spuren der Verwendung beseitigt. Die zu reinigenden Gegenstände müssen aber auch leicht zu reinigen sein. Ritzen, Löcher, Gewinde usw. sind schwer zu reinigen, und häufig müssen die Gegenstände in so einem Fall für die Aufbereitung auseinander gebaut werden. Zum Vorgang der Reinigung gehört auch eine Desinfektion, nach der nur 10^{-5} aller Mikroben (Viren, Keime, Sporen, Prionen, Bakterien usw.) überleben dürfen, also eine aus 100000 koloniebildenden Einheiten. Der Vorgang der Sterilisation ähnelt prinzipiell der Desinfektion, jedoch sind die Anforderungen an die Abtötungsrate der Mikroben um den Faktor 10 höher, also eine aus 1000000. Das vielleicht bekannteste Sterilisationsverfahren ist die Dampfsterilisation, bei der über mehrere Minuten das Sterilgut bis zu 134°C heißem Dampf bei erhöhtem Druck (bis zu 3 bar) ausgesetzt wird. Da dies in einem sogenannten Autoklaven geschieht (im Prinzip ein Dampfkochtopf), wird dieser Vorgang auch autoklavieren genannt. Sämtliche Verfahren sind in der Liste der vom Robert Koch-Institut geprüften und anerkannten Desinfektionsmittel und -verfahren [89] beschrieben.

Für die bereits erwähnten Trackingsysteme gelten diese Anforderungen selbstverständlich genauso, sofern die Tracker und deren Befestigungen oder andere Teile der Trackingsysteme im sterilen OP-Bereich eingesetzt werden müssen. Aktive optische Marker gibt es in autoklavierbarer Ausführung, passive Reflektorkugeln können als Sterilgut für die einmalige Anwendung gekauft werden. Es gibt auch wiederverwendbare Reflektorkugeln aus Glas, die allerdings in der Anschaffung deutlich teurer sind und zusammen mit den Kosten für die Aufbereitung nicht günstiger sind. Bei den magnetischen Trackingsystemen gibt es fertige Instrumente mit integrierten Sensoren für ein- oder mehrmalige Anwendung sowie katheterförmige Sensoren (Kabel), die je nach Typ und Hersteller gar nicht, mit Gas oder sogar mit Dampf sterilisierbar sind.

3.2. Anforderungen an ein laparoskopisches Assistenzsystem für die Leber

Die Hauptanforderung an das System ist die vorübergehende Navigationsunterstützung von laparoskopischen Resektionen bzw. Radiofrequenzablationen bei benignen und malignen Tumoren an der menschlichen Leber. Im Falle einer laparoskopischen Resektion besteht die Hauptfunktion in der Unterstützung der Übertragung der geplanten Resektionsebene auf die intraoperative Situation. Im Falle einer laparoskopischen Radiofrequenzablation besteht die Hauptfunktion in der Unterstützung der Positionierung der RFA-Sonde.

Laparoskopischer Ultraschall ist für die Auffindung der Tumore und Metastasen sehr gut geeignet. In einer Studie mit 55 Patienten aus dem Jahr 2000 [54] wurden bei 20% der Patienten insgesamt 10% mehr Läsionen als mit dem Computertomogramm entdeckt. Allerdings sind die Computertomographen seitdem deutlich besser geworden und die Stichprobengröße war gering, so dass mit heutigen Geräten diese Zahlen geringer ausfallen sollten. Dennoch kann es passieren, dass Läsionen erst im Ultraschallbild entdeckt werden. Die Möglichkeit, intraoperativ entdeckte Läsionen zur Operationsplanung hinzuzufügen, ist somit aus ärztlicher Sicht sinnvoll.

Gegenüber offenen Eingriffen besitzt die Laparoskopie einige Nachteile, die durch ein Navigationssystem möglichst ausgeglichen werden sollten.

- Fehlende Taktilität (Ertasten von Läsionen)
- Beschränkte Orientierung (kein räumliches Sehen und eingeschränkte Möglichkeit des Perspektivwechsels)
- Erhöhtes Risiko bzw. schlechtere Zugriffsmöglichkeiten bei Blutungen und daher immer Möglichkeit der Konversion zu offenem Eingriff

Daraus ergeben sich eine Reihe notwendiger Anforderungen sowie, durch Gespräche mit Chirurgen und eigene Überlegungen, weitere Wünsche, deren Nutzen erst noch nachzuweisen ist. Folgende Anforderungen an das System aus Sicht der Nutzer wurden identifiziert:

- A1 relative Lage des Behandlungsinstruments und der navigierten Ultraschallsonde bzw. des Ultraschallbildes zueinander
- A2 Relative Darstellung der navigierten Instrumente zu den präoperativen Bilddaten, z.B. für einfaches Nachfahren der Resektionslinie
- A3 Einblendung der präoperativen Bilddaten in das Ultraschallbild
- A4 nur Ablation: Zielnavigation zu den zu abladierenden Tumoren/Metastasen
- A5 nur Ablation: Projektion der Instrumententrajektorie und des Durchstoßpunktes (Zielpunkt) auf das Ultraschallbild

Folgende Wünsche wurden immer wieder geäußert, die einen Mehrwert für das System bedeuten könnten, aber für eine intraoperative Anwendung nicht notwendig sind:

- W1 nur Ablation: Hinzufügen einer neu entdeckten Läsion
- W2 nur Resektion: Automatische Planungsanpassung nach Hinzufügen einer neu entdeckten Läsion oder durch Setzen einer neuen Resektionslinie
- W3 Darstellung der Ziel- und Risikostrukturen (Tumore, Resektionslinien, Gefäße) im Videobild des Laparoscops
- W4 Erstellung und Visualisierung eines Ultraschallvolumens zur besseren Veranschaulichung der tatsächlichen intraoperativen Situation
- W5 nur Resektion: Berechnung des Leberrestvolumens bei Entfernung eines Teiles der Leber

3.3. Existierende Assistenzsysteme für die Leber

Am IRCAD in Straßburg (Frankreich) wurde ein laparoskopisches Assistenzsystem entwickelt, welches normale Kameras zusammen mit dem Augmented-Reality-Toolkit² als Trackingsystem verwendet. Letzteres erlaubt die sehr schnelle Erkennung, Unterscheidung (anhand unterschiedlicher Muster) und Lagebestimmung quadratischer Marker sowie die Einblendung virtueller Objekte relativ zu den Markern (wodurch die Realität angereichert wird, engl. augmented reality (AR)). Die CT-Aufnahme erfolgt direkt vor dem Eingriff, wobei der Bauchbereich mit Markern versehen werden muss, die im CT sichtbar sind (Abb. 3.4). Die Patientenlagerung darf sich danach nicht verändern. Die Marker können vom Trackingsystem direkt erfasst werden, so dass eine manuelle Registrierung mit einem Zeiger entfällt. Durch das permanente Erfassen der Marker am Bauch kann die Lage im CT markierter Ziele mehrmals pro Sekunde aktualisiert werden. Da die Marker nicht um die Zielpunkte herum liegen, sondern mehr oder minder in einer Ebene

²<http://www.hitl.washington.edu/artoolkit>

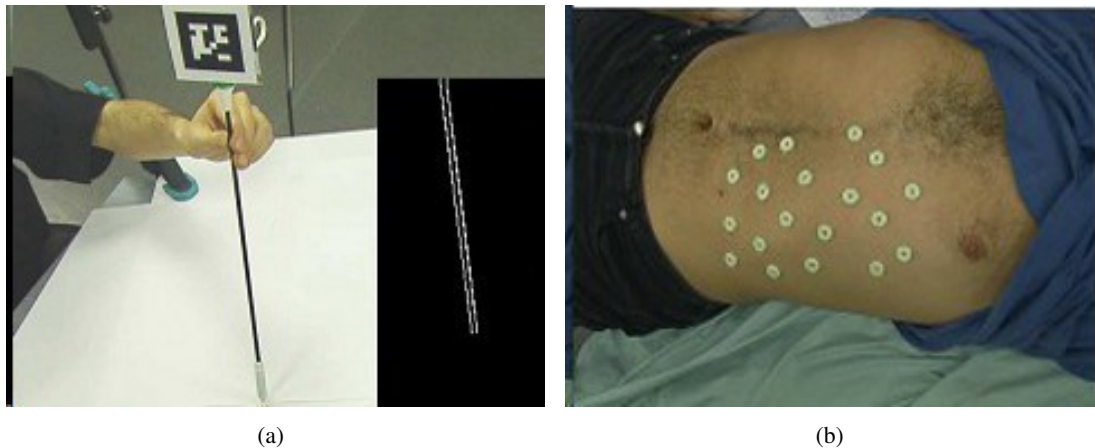


Abbildung 3.4.: IRCAD: (a) Kalibrierung eines laparoskopischen Instruments mit einem großen optischen Marker (AR-Toolkit) am Griffende und zugehöriges Kantenbild zur Erkennung der Instrumentenspitze; (b) Bauch mit CT-Markern, die nach der CT-Aufnahme am Bauch verbleiben und vom Kamerasystem direkt für die Registrierung erfasst werden.

vor den Zielpunkten im Situs, kommt eine projektive 2D/3D-Registrierung zum Einsatz. Dazu wurde das Standard Projective Points Criterion (SPPC) [135] um Unsicherheit in der Lage der 3D-Punkte zum Extended Projective Points Criterion (EPPC) erweitert. Am Phantom konnte damit eine Registrierungsgenauigkeit von 2mm erzielt werden [134]. Bei sechs Patienten wurde bei Leberpunktionen eine Genauigkeit von 5mm durch Gating in der Expirationsphase erzielt [136]. Gating (von engl. Gate = Tor) bedeutet das Ausblenden aller Signale außerhalb eines zyklisch wiederkehrenden Zeitfensters. Gating bedeutet für diesen Anwendungsfall, einige Sekunden auf diesen Atmungszustand zu warten und dann für wenige Sekunden arbeiten zu können. Allerdings kann über das Anhalten der Beatmung die Gating-Phase verlängert werden.

Die Kalibrierung der Behandlungsinstrumente erfolgt durch eine Kipp- und Drehbewegung um die Instrumentenspitze (sog. Pivotierung) vor einem hellen Hintergrund. Da das Trackingsystem aus zwei normalen Kameras besteht, können die Videobilder direkt verwendet werden. Der Instrumentenschaft wird in beiden Kamerabildern durch Linienerkennung mittels der Hough-Transformation³ ermittelt, so dass die Schaftlage zum gleichzeitig erfassten AR-Marker am Instrumentengriff kalibriert werden kann [133]. Die Kalibrierung des Trackers zur Kamera erfolgt nicht über Hand-Auge-Verfahren, sondern durch Kalibrierung mit einem Schachbrettmuster im Laparoskopbild, welches auf einer Platte zusammen mit einem AR-Marker ist. Das System ist aufgrund der beiden normalen Kameras insgesamt sehr günstig. Die Marker können eventuell ausgedruckt oder zumindest für den Einmalgebrauch günstig hergestellt werden. Bei laparoskopischen Eingriffen wird normalerweise abgedunkelt. Das hier verwendete AR-Toolkit arbeitet jedoch im Bereich des sichtbaren Lichts, so dass eine Abdunklung das Tracking erheblich erschwert bis unmöglich macht bzw. nur ohne Abdunklung verwendet werden kann. Es wird nicht erwähnt, ob die Marker an den Instrumenten dauerhaft bleiben bzw. reproduzierbar wieder befestigt werden können. Wenn nicht, müssen die Kalibrierungen vor jedem Eingriff durchgeführt werden, was Zeit kostet und auch bestimmte Anforderungen an die Umgebung stellt, z.B. eine

³Verfahren von P.V.C. Hough zur Erkennung parametrisierbarer geometrischer Figuren (v.a. Geraden und Kreise) aus Kantenbildern

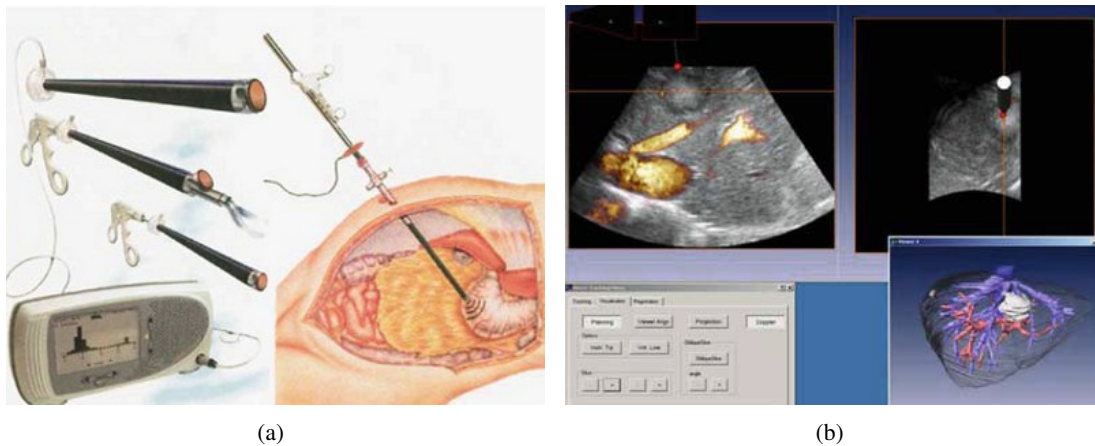


Abbildung 3.5.: (a) Optisch navigierte Instrumente kombiniert mit aufsteckbarer Ultraschallsonde am SINTEF in Trondheim. (b) Screenshot des Navigationssystems der Charité mit segmentierten Lebergefäßbäumen und 2D-Schnittbildern eines mit Farbdoppler aufgenommenen 3D-Ultraschallvolumens.

große helle Unterlage bei der Instrumentenkalibrierung. In der 2005 vorgestellten Version wirkt alles noch sehr provisorisch. Die CT-Aufnahme erfolgt direkt vor der OP und stellt eine zusätzliche Strahlenbelastung dar, wenn es bereits zuvor für eine Diagnose verwendet worden ist. Dies gilt zwar nicht für eine MRT-Aufnahme, aber auch hier fallen dadurch erhöhte Kosten und ein erhöhter logistischer Aufwand an.

Das SINTEF Institut aus Trondheim in Norwegen verwendete anfangs einen laparoskopischen Zeiger mit einem daran befestigten optischen Tracker in Kombination mit einer Doppler-Ultraschall von MISON (Trondheim) [113], der wie ein Trokar über ein laparoskopisches Instrument gestülpt werden konnte (Abb. 3.5(a)). Diese Kombination konnte in kritischen Momenten anstelle des eigentlichen Dissektionsinstruments verwendet werden, um sowohl virtuell in den Falldaten als auch im Doppler-US zu erkennen, ob große Gefäße im Schnittbereich folgen. Inzwischen wird auch elektromagnetisch und nicht mehr nur mit dieser sehr speziellen Ultraschallsonde navigiert [153]. Präoperative Daten können mit der Navigationssoftware CustusX als Volumen oder Schichtbilder zusammen mit den navigierten Instrumenten dargestellt werden [96]. Die Registrierung findet über äußere Marker statt, die während der CT- oder MRT-Aufnahme bereits an der Haut des Patienten festgeklebt sind. Die Aufnahme erfolgt daher möglichst kurzzeitig vor dem Eingriff. Die Registrierung erfolgt vor dem Anlegen des Pneumoperitoneums. Die äußeren Marker werden danach entfernt und die Registrierung wird danach nicht weiter angepasst. Daher können nur Strukturen navigiert werden, die durch das Gas im Bauchraum nicht oder nur geringfügig in ihrer Lage verändert werden. Eine Umlagerung des Patienten zerstört die Registrierung. Über die äußeren Landmarken wurde in sechs klinischen Versuchen ein mittlerer Fehler von 6.9mm erreicht (FRE) [113]. Die Genauigkeit am Einsatzort (TRE) wurde nicht bestimmt.

Die Gruppe von der Charité aus Berlin [48] verwendet eine 3D-Ultraschallsonde zur Navigation (Abb. 3.5(b)). Laparoskopische Einsätze sind damit (noch) nicht möglich, da die kleinsten solcher Sonden bisher TEE-Sonden (Transösophageale Echokardiografie) für Herzuntersuchungen durch die Speiseröhre sind. Es wird das optische Trackingsystem Polaris® von NDI verwendet.

Im Einsatz wird zuerst eine 3D-Ultraschallaufnahme der Leber erzeugt und in das Assistenzsystem überspielt. Powerdopplerdaten eignen sich besonders gut für eine robuste Segmentierung der Gefäße. Dann werden manuell korrespondierende Landmarken in den CT-/MRT-Daten sowie im Ultraschallvolumen bestimmt. Anschließend startet eine automatische nicht-rigide Registrierung, die von Lange [93] detailliert beschrieben wird. Inzwischen wird dort zusammen mit dem Institut für Mathematik in Lübeck eine neue elastische Registrierung erprobt [95]. Auch wird inzwischen versucht, die Atmungsbewegung über Nadeln zu erfassen, an deren Ende kleine Häkchen sind, die in der Leberoberfläche verankert werden können [94]. Diese Nadeln enthalten sehr dünne magnetische Trackingsensoren nahe des Häkchens und erlauben so eine Erfassung einzelner Punktpositionen auf der Leberoberfläche. Evaluiert wurde dies bisher an einer Truthahnbrust.

Kommerziell auf dem Gebiet der Weichgewebsnavigation ist die Firma TraxTal (Toronto, Kanada) mit ihrem PercuNav System ⁴ vertreten, welches 2008 die FDA⁵-Freigabe erhalten hat (Abb. 3.6(a)). Es basiert auf dem magnetischen Aurora ®Trackingsystem von NDI (Waterloo, Kanada), verwendet jedoch spezielle Instrumente mit integrierten Sensoren. Der Fokus liegt auf Ablationen und Biopsien. Es handelt sich eher um ein System aus dem interventionellen denn dem laparoskopischen Bereich. Das Registrierungsprinzip beschreibt Kruecker [91]. Der Eingriff findet auf der CT-Liege statt. Strahlenundurchlässige Marker werden am Patienten befestigt, bevor dieser gescannt wird. Nach dem Einlesen der DICOM-Daten werden die Marker im CT markiert und danach mit einem navigierten Zeiger angefahren. In der beschriebenen Version des Systems können auch natürliche Landmarken in der Leber mit einer navigierten Ultraschallsonde für die Registrierung verwendet werden. Da der Patient zwischen Aufnahme und Registrierung nicht verlagert wird, ist eine rigide Registrierung, wenn von der Atmungsbewegung abgesehen wird, vertretbar.

Borgert [15] beschreibt für eine Vorgängerversion des kommerziellen PercuNav Systems einen Atmungsausgleich durch Erstellung eines Bewegungsmodells mit einem Referenzsensor auf dem Brustbein. Bei gleichmäßiger Atmung wurde eine 94%ige Korrelation bei ca. vierfacher Fehlerverbesserung erzielt. Diese oder eine ähnliche Kompensation und alternativ Gating sind auch in dem aktuellen kommerziellen System enthalten. Ein großer Nachteil dieses Systems ist das Erfordernis eines erneuten CT-Scans vor der OP, da eine Aufnahme bereits zuvor für die Diagnose und Operationsplanung erfolgt sein muss.

Das Department of Biomedical Engineering der Vanderbilt University um Robert L. Galloway in Nashville (Tennessee, USA) hat gleich zwei unterschiedliche Systeme entworfen. Beim älteren System wird laut Bao [8] [9] eine laparoskopische Ultraschallsonde mit dem NDI Optotrak System hochgenau erfasst. Interessanterweise ist von einer Abwinklung der Sondenspitze nicht die Rede, so dass es sich hierbei vermutlich um eine starre laparoskopische Sonde handelt, die nicht die Flexibilität und den Arbeitsraum einer abwinkelbaren Sonde bietet.

Das neuere System ist für offene Anwendungen konzipiert, z.B. Leberlebenspende. Es ist bereits kommerziell erhältlich ⁶, wobei die Forschung daran v.a. im Bereich der Registrierung über den Funktionsumfang des kommerziell verfügbaren Produkts deutlich hinausgeht. Kern dieses Systems ist ein 3D-Laserscanner (Abb. 3.6(b)). Über eine Referenzgeometrie an einem Halterungsarm oberhalb der Leber werden der Scanner und das optische Trackingsystem zuein-

⁴TraxTal, <http://www.traxtal.com>

⁵Food and Drug Administration, amerik. Zulassungsbehörde für Medizinprodukte

⁶<http://www.path surg.com>

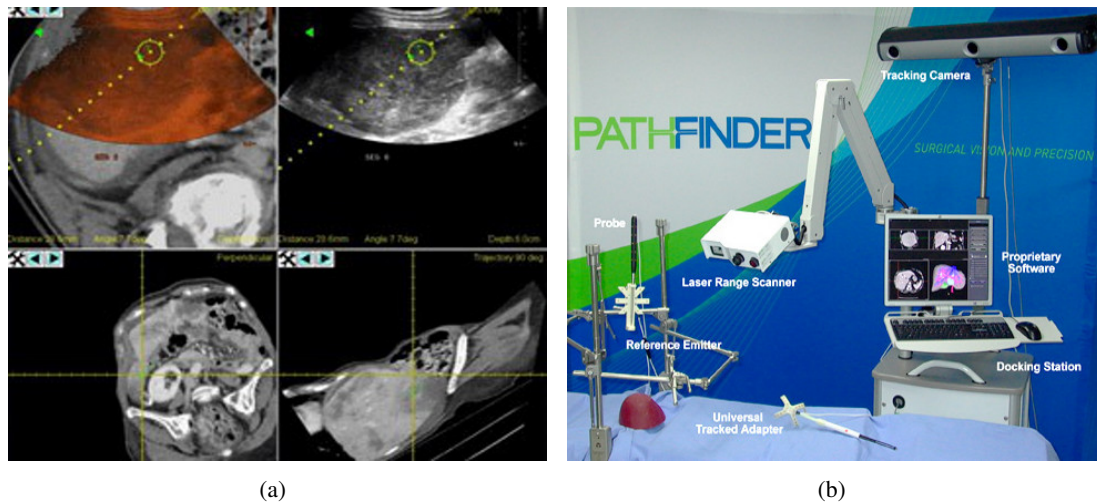


Abbildung 3.6.: (a) Screenshot des kommerziellen Navigationssystems „Percunav“ von Traxtal (Philips) für Ablationen und (b) kommerzielles „Pathfinder“-System von Pathsurg für die offene Leberchirurgie.

ander kalibriert. Dies erlaubt die hochgenaue Erfassung der Leberoberfläche, ohne sie dabei zu verformen, wie es bei der Verwendung von Ultraschallsonden zwangsläufig geschieht. Die Registrierung des kommerziellen Systems besteht aus einer 45-sekündigen Aufnahme-Phase, während der sich die Leber nicht bewegen sollte, gefolgt von einer ca. 15-sekündigen rigiden Registrierung. Arbeiten an einer endoskopischen Version des Laserrangescanners werden von Rauth [147] beschrieben. Das System wird über Maus und Tastatur von einer nicht-sterilen Person bedient. Inwieweit die Steuerung über Anweisungen des Chirurgen oder über die Bewegung der navigierten Instrumente erfolgt, ist nicht bekannt.

Das vom BMBF geförderte ARION-Projekt (Augmented Reality for IntraOperative Navigation) ist eines der frühesten Systeme zur Navigation leberchirurgischer Eingriffe. Das Grundprinzip ist eine Registrierung in Ruhelage (z.B. Fixierung oder Jetbeatmung) vor der OP verknüpft mit einer Bewegungsverfolgung während des Eingriffs durch die Erfassung von Navigationshilfen (Vetter et al. [162] [163]). Die Registrierung der Planungsdaten mit der Patienten-anatomie erfolgt über die Segmentierung und Rekonstruktion von hepatischen Gefäßen aus Ultraschallbilddaten, wie von Hassenpflug et al. beschrieben [64] [65]. Maier-Hein et al. [99] evaluierten die Verformungsberechnung mittels getrackter Navigationshilfen mit Hilfe eines Lungen-simulators (Abb. 3.7(a)). Für offene und v.a. laparoskopische Resektionen ist die Einbringung solcher Nadeln nicht nur aufgrund des Blutungsrisikos und der Gefahr, einen Tumor zu treffen, kritisch zu sehen: Die Nadeln könnten während der Resektion, aber auch beim Schallen der Leber, schlicht hinderlich sein.

Die Arbeitsgruppe um Nassir Navab von der TU München hat mehrere Systeme entwickelt. Alcerreca [5] stellte 2007 ein System für unterstützte transkutane RFA-Nadel-Platzierung vor. Es arbeitet optisch mit vier ARTtrack Kameras und unterstützt u.a. Augmented Reality. Feuerstein et al. präsentierten im selben Jahr ein laparoskopisches magneto-optisches Trackingsystem mit Augmented Reality [50]. Dieses ist in der Lage, elektromagnetische Trackingfehler zu erkennen [51] und auch teilweise zu korrigieren [52]. Magnetische Trackingsensoren sind an und kurz vor der Spitze der Ultraschallsonde befestigt, optische Tracker an allen übrigen Instrumenten sowie

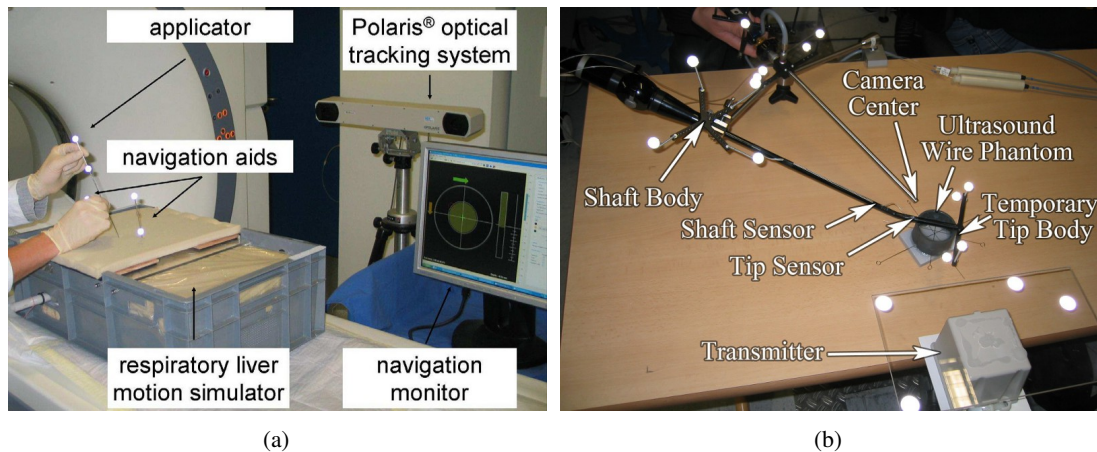


Abbildung 3.7.: (a) ARION-System vom DKFZ in Heidelberg mit Lungensimulator und optisch getrackten Nadeln zur Lageverfolgung und Ablation; (b) Hybrides Tracking mit laparoskopischer Ultraschallsonde an der TU München.

dem Griff der Ultraschallsonde und dem Feldgenerator des magnetischen Trackingsystems (Abb. 3.7(b)). Statt einer Atmungskorrektur wird Gating an der Leber eingesetzt [138], d.h. Navigation im immer gleichen Atmungszustand und daher mit sehr geringer Deformation und Verschiebung der Leber. Die Ultraschallbilder werden im Laparoskopbild eingeblendet.

Eines der ersten laparoskopischen Navigationssysteme unter Verwendung eines optischen und magnetischen Trackingsystems wurde an der Graduate School of Medicine in Osaka, Japan, entwickelt. Beginnend mit einer 3D-Ultraschallvisualisierung mittels Trackings [148] wurden 2002 für Augmented Reality ein optisch getracktes Laparoskop und ein magnetisch getrackter laparoskopischer Ultraschall verknüpft [131] und Möglichkeiten zur Kalibrierung der Systeme zueinander untersucht [128]. Nach Integration üblicher schrägschauender und verdrehbarer Laparoskope [172] anstelle einer unüblichen starren Variante wurden im nächsten großen Schritt erste Anläufe zur Schaffung eines Bewegungsmodells der Atmung geschaffen, quasi ein 4D-US [129] [130]. Während 2007 noch mit dem kabelbasierten magnetischen Trackingsystem von Ascension gearbeitet wurde [90], erfolgte 2008 zumindest versuchsweise ein Umstieg auf das kabellose Calypso-System [132] (Abb. 3.8). Anzumerken ist, dass bei diesem System anscheinend keine wirkliche Registrierung präoperativer Daten stattfindet. Stattdessen wird ein 3D-Ultraschallvolumen erzeugt und dessen Veränderung über die Zeit ermittelt und für eine elastische Registrierung von Ultraschall zu Ultraschall genutzt [130] oder gleich ein fremdes Navigationssystem (Realtime Virtual Sonography RVS von Hitachi) mit sehr einfacher Registrierung verwendet [160].

Vom Center for Integration of Medicine and Innovative Technology (CIMIT) aus Cambridge (Massachusetts, USA) stammt ein System, welches die mit einem magnetischen Trackingsensor an der Spitze versehene Ultraschallsonde mittels Aorta und Rippenbögen registriert [43] (Abb. 3.9(a)). Das System wurde mit dem Visualization Toolkit und 3D-Slicer implementiert. Eine der Kernfunktionen ist die Darstellung der zweidimensionalen Ultraschallbilder als dreidimensionales Volumen mit Hilfe der Navigation [47]. Eine Atmungskorrektur findet nicht statt. Die Registrierung ist zwar nur grob, aber dafür einfach und schnell durchführbar [165]. Eine Tierstudie



Abbildung 3.8.: Hybride Navigationssysteme aus Osaka mit kabelbasiertem magnetischen Trackingsystem microBIRD von Ascension (links) und kabellosem Calypso® von Calypso Medical (rechts).

mit Schweinen hat gezeigt, dass zusätzliche Orientierungsinformationen, konkret die Lage des Ultraschallbildes zu präoperativen Daten, grundsätzlich hilfreich für den Chirurgen und somit indirekt auch für den Patienten sind [44]. Dass die intraoperative Verwendung von Ultraschall überhaupt noch zeitgemäß ist, zeigte Ellsmere 2007 [42] in einer Studie. Demnach wurden rund 20% der Operationsplanungen an der Leber durch Befunde im intraoperativen Ultraschall beeinflusst. Allerdings wurden insgesamt 100 Eingriffe an nur einem Krankenhaus zwischen 1999 und 2005 untersucht, so dass dieser Wert nur einen Anhaltspunkt darstellen kann und heute dank besserer präoperativer Befundungsmöglichkeiten vermutlich niedriger liegt.

Von der Gruppe um Tim Lüth und Stefan Weber am MiMed Institut der TU München wurde ein System zur Navigation bei offenen Eingriffen an der Leber entwickelt, der sog. Chirurgieassistent. Obwohl auch andere Verfahren untersucht worden sind, basiert er im Wesentlichen auf der manuellen Durchführung der Registrierung mittels eines 6D-Eingabegeräts [101], einer sog. Spacemouse. Das zentrale Steuerelement wird dabei mit der Hand umschlossen und reagiert auf Druck nicht nur nach links, rechts, vorne und hinten, sondern auch nach oben und unten und in eine Drehrichtung. Obwohl erste klinische Evaluationen ein positives Urteil zur Verwendung dieses Eingabegerätes ergaben [102], wurde das Konzept zur Registrierung um auf der Leber aufnehmbare und aufsteckbare flache optische Marker erweitert, um sowohl eine Atmungsbewegung und Deformation während des Eingriffs als auch die Oberflächengestalt überhaupt zur Registrierung mit den präoperativen Daten zu erfassen. Dieses Konzept wurde von Weber am Phantom [167] (Abb. 3.9(b)) und von Markert an Schweinelebern [100] evaluiert. Das ganze System ist darauf ausgelegt, klein, leicht und transportabel zu sein. Für eine aktuelle klinische Prüfung befindet sich das System jedoch auf einem klassischen medizinischen Gerätewagen.

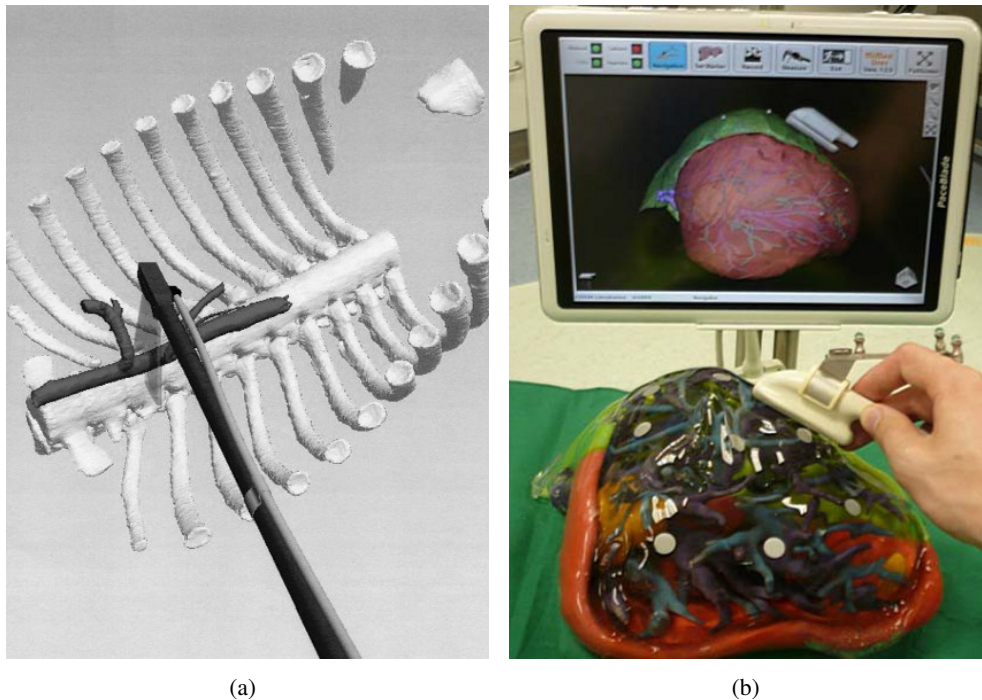


Abbildung 3.9.: (a) Navigationsansicht des CIMIT-Systems mit Rippenbögen, Aorta und laparoskopischer Ultraschallsonde; (b) Phantomleber des MiMed aus München mit reflektierenden Markern, optisch getrackter Ultraschallsonde und Navigationssoftware.

3.4. Wesentliche Ziele dieser Arbeit

Keines der o.g. Systeme erfüllte zu Projektbeginn alle der am Anfang des Kapitels gestellten Anforderungen. Mal waren die Voraussetzungen anders (z.B. CT-Aufnahme zu Beginn des Eingriffs), mal die Anwendungsgebiete (z.B. offenchirurgische Anwendung) oder die Ziele (z.B. ausschließliche Überblendung im Laparoskopbild). Daher wurde in einer Projektgruppe in Lübeck ein eigenes System entworfen mit dem Ziel, die o.g. Anforderungen und möglichst viele der zusätzlichen Wünsche zu erfüllen. Für einzelne Aspekte des Systems waren die zuvor erwähnten existierenden Systeme und weitere veröffentlichte Verfahren dennoch hilfreiche Vorlagen und Anregungen.

Um Überblendungen im Videobild (Augmented Reality) zu ermöglichen, ist die Navigation des Videolaparoskops erforderlich. In Kapitel 4 werden die Kalibrierung des Laparoskops zum Trackingsystem und die Kalibrierung der Kameraparameter allgemein erläutert. Wegen der zahlreichen Freiheitsgrade (Zoom, Fokus, Verdrehung) ist eine Vorkalibrierung schwierig und das Ziel die Entwicklung eines schnellen und OP-tauglichen Verfahrens zur Kalibrierung.

Die Navigation der (laparoskopischen) Ultraschallsonde ist integraler Bestandteil eines Assistenzsystems für laparoskopische Eingriffe an der Leber. In Kapitel 5 werden zunächst Verfahren zur Kalibrierung der Ultraschallsonde zu einem Trackingsystem beschrieben. Auch hier ist die Entwicklung eines intraoperativ einsetzbaren Kalibrierkörpers und -verfahrens das wesentliche Ziel, da eine reproduzierbar gleiche oder gar dauerhafte Befestigung von Trackern an der Ultra-

schallsonde aufgrund der Bauform und der Hygienevorschriften schwierig bis unmöglich ist.

Aufgrund verschiedener Nachteile magnetischen Trackings, v.a. der Störempfindlichkeit und der Kabel von den Sensoren zum Trackingsystem, wird in Kapitel 6 untersucht, ob Tracking im Körper unter Verwendung des Laparoscops als Trackingsystem eine Alternative darstellen könnte. Da es nicht nur um die bloße Erkennung von Instrumenten im Bild, sondern um ihre vollständige Lagebestimmung geht, und die laparoskopischen Instrumente zylindrisch sind und wenige markante Ecken und Kanten aufweisen, erscheinen künstlich aufgebrachte flache Marker in Form von Aufklebern als vielversprechendster Ansatz.

Aufgrund der Sichtlinienproblematik optischer Trackingsysteme und der Tatsache, dass in Kapitel 6 nur die Machbarkeit von Tracking durch das Laparoskop untersucht wird, ist magnetisches Tracking die Technologie der Wahl für ein laparoskopisches Assistenzsystem. Da medizinische Instrumente und der OP-Tisch einen negativen Einfluss auf die Messungen magnetischer Trackingsysteme haben können, befasst sich Kapitel 7 mit Untersuchungen und dem Vergleich kommerzieller Systeme und Messungen unter unterschiedlichen Umgebungsbedingungen.

Kapitel 8 geht auf die Registrierung der intraoperativen Bild- und Trackingdaten gegen die präoperativen segmentierten Bilddaten der Leber ein, eine der zentralen Herausforderungen für Navigationssysteme am Weichgewebe. Dabei geht es darum, einfache und im OP einsetzbare Wege für eine gute initiale Registrierung zu erhalten, welche wiederum Ausgangslage für die Anwendung elastischer Registrierungsverfahren sein soll.

Zum Schluss wird in Kap. 9 das Gesamtsystem zur Assistenz laparoskopischer Eingriffe an der Leber vorgestellt. Die technische Anbindung der Trackingsysteme und Videoquellen muss realisiert werden, ebenso wie die Navigation und Kalibrierung der medizinischen Behandlungsinstrumente (Dissektor, Ablationsnadel). Die Schritte des Programmablaufs und ihre Reihenfolge werden vorgestellt und Kalibrierungen und Registrierungen unter möglichst OP-ähnlichen Bedingungen evaluiert.

Kalibrierung eines Videolaparoskops

Ein medizinisches Assistenzsystem für die Laparoskopie sollte die Lage der relevanten medizinischen Instrumente sowie intraoperative Bilddaten erfassen und in Relation zueinander und zu präoperativ gewonnenen Bilddaten des Patienten darstellen. Das Videobild des Laparoscops stellt für Chirurgen die Hauptinformationsquelle während eines minimal-invasiven Eingriffs dar. Um beispielsweise Einblendungen in das Videobild des Laparoscops zu ermöglichen, muss dieses getrackt und kalibriert werden. Damit befasst sich dieses Kapitel.

Zu Beginn werden einleitend das projektive Modell einer Kamera und die Modellierung von Linsenverzeichnungen erläutern (Kap. 4.1.1). Die Kamerakalibrierung selbst (Kap. 4.1.2.1) besteht aus zwei Teilen: Bestimmung der intrinsischen Parameter aus den zuvor vorgestellten Modellen (z.B. die Brennweite) und Vermessung der Lage eines Trackers relativ zum Kamerabild. Es wurden zunächst unterschiedliche in der Literatur beschriebene Lösungsansätze betrachtet und analysiert, welche Anforderungen an das Gesamtsystem durch die Kamerakalibrierungen gestellt werden (Kap. 4.2). Z.B. muss eine während bzw. zu Beginn des Eingriffs erforderliche Kalibrierung möglichst schnell und einfach durchführbar sein. Es wurde ein eigenes Lösungskonzept entwickelt (Kap. 4.3), welches zwar herkömmliche Kalibrierverfahren verwendet (Erkennung eines Schachbrettmusters), dies aber mit einem im Assistenzsystem enthaltenen TFT-Monitor verknüpft und dadurch schnell ist und ohne einen sterilen Kalibrierkörper auskommt. Die Realisierung und Kalibrierungsergebnisse finden sich in den Abschnitten 4.4 und 4.6.2). Da es eine Reihe unterschiedlicher Algorithmen zur Bestimmung der Lage des Trackers zum Kamerabild gibt, wurden mehrere dieser Algorithmen implementiert und miteinander verglichen (Kap. 4.5.1), um den für diesen Anwendungsfall optimalen Algorithmus zu finden.

4.1. Grundlagen der Kamerakalibrierung

4.1.1. Das projektive Modell der Kamera

Um aus Punkten im Kamerabild die Lage von Objekten rekonstruieren zu können oder Projektionen von Daten ins Bild einzublenden, wird ein Modell des Projektionsvorgangs benötigt. Das einfachste Modell ist die Lochkamera (auch camera obscura, lat. für dunkle Kammer), des-

sen Funktionsprinzip Aristoteles im 4. Jahrhundert v. Chr. zum ersten Mal beschrieben hat. Die Lochkamera besitzt eine Öffnung und eine Rückwand, auf die das umgekehrte Bild der Welt projiziert wird. Mit dem Loch als Kamerazentrum bildet der Punkt auf der Bild- oder Projektionsebene, der durch einen genau senkrecht durch die Mitte der Öffnung fallenden Lichtstrahl getroffen wird, das optische Zentrum. Der Abstand zwischen dem Loch (der Blende) und dem optischen Zentrum ist die Bildweite b bzw. Brennweite f bei einer Linse. Die perspektivische Projektion m_i eines Raumpunktes $M_i = (X_i, Y_i, Z_i)^T$ auf die Rückwand, die Bildebene, hängt bei der Lochkamera nur von der Brennweite ab [62]:

$$m_i = \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} f \cdot \frac{X_i}{Z_i} \\ f \cdot \frac{Y_i}{Z_i} \end{pmatrix} \quad (4.1)$$

In der Realität spielen außerdem die Lage im Weltkoordinatensystem und das Pixelraster der Kamera eine Rolle. Daher werden die Parameter in intrinsische Parameter, die kamerainterne Eigenschaften beschreiben, und in extrinsische Parameter eingeteilt, die die Lage der Kamera in der Welt beschreiben. Jeweils drei extrinsische Parameter beschreiben Translation und Rotation. Es werden fünf intrinsische Parameter verwendet: α_x und α_y als Produkt aus der Brennweite f mit dem Seitenverhältnis der Kamerapixel in x- und y-Richtung, die Position des optischen Zentrums (x_0, y_0) in Pixeln sowie der Skew-Parameter s . Der Skew-Parameter ist der von 90° abweichende Winkel zwischen den Bildachsen und üblicherweise 0. Damit ergibt sich für die Projektion m_i eines Punktes $M_i = (X_i, Y_i, Z_i)^T$ auf die Bildebene folgende Gleichung [62]:

$$m_i = \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha_x & s & x_0 \\ 0 & \alpha_y & y_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.2)$$

Die optische Linse erweitert das Lochkameramodell, damit auch bei größeren Blenden eine scharfe Abbildung möglich ist. Dies erzeugt allerdings Verzerrungen im Bild, die sogenannte Kameraverzeichnung. Nach Heikkila [66] ist die Verzeichnung eine Verschiebung der Bildpunkte aufgrund einer tangentialen und radialen Störung:

$$(x', y') = (x, y) + \delta_t + \delta_r. \quad (4.3)$$

Die radiale Verzeichnung wird vom Bildmittelpunkt nach außen hin stärker und ist bei Endoskopen wegen ihrer Fischaugenlinsen besonders stark. Sie ist entweder kissen- oder tonnenförmig (spitze Ecken nach außen gebogen oder runde Ecken nach innen). Bei tangentialer Verzeichnung ist das Bild zu einer Ecke oder Seite hin verzerrt, hervorgerufen durch Zentrierungsfehler der Linse(n). Beide Verzeichnungsarten sind abhängig von der Distanz $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ des Punktes (x, y) zum optischen Zentrum. Mit Hilfe der Parameter p_1 und p_2 wird die tangentiale Verzeichnung δ_t als Vektor

$$\delta_t = \begin{pmatrix} 2p_1xy + p_2(r^2 + 2x^2) \\ p_1(r^2 + 2y^2) + 2p_2xy \end{pmatrix} \quad (4.4)$$

beschrieben. Sie wird hauptsächlich durch Zentrierungsfehler der verschiedenen Kameralinsen verursacht und häufig wegen ihres geringen Einflusses vernachlässigt. Die radiale Verzeichnung δ_r wird durch

$$\Delta_r = (1 + kc_1 \cdot r^2 + kc_2 \cdot r^4 + \dots)(x, y) \quad (4.5)$$

approximiert. Die radialen und tangentialen Koeffizienten zählen auch zu den intrinsischen Parametern. Üblicherweise werden die ersten vier oder fünf radialen Verzerrungskoeffizienten kc_i bestimmt, die Auswirkung weiterer Koeffizienten ist nicht mehr sichtbar.

4.1.2. Die Kamerakalibrierung

Die Kalibrierung eines getrackten Videolaparoskops besteht aus zwei Schritten: Der Bestimmung der o.g. intrinsischen Parameter (Bildmittelpunkt, Brennweite, Verzeichnung) und der Lage der Videobildebene zum Trackingsensor über sogenannte Hand-Auge-Verfahren. Letzterer Begriff stammt aus der Robotik und bezeichnete ursprünglich das Problem, die Lage einer auf einem Roboterarm montierten Kamera relativ zur Roboterhand zu bestimmen.

4.1.2.1. Kalibrierung der intrinsischen Kameraparameter

Die Direkte Lineare Transformation (DLT) ist eine Möglichkeit, die intrinsischen Parameter direkt durch Lösung eines Gleichungssystems zu bestimmen [1]. Es wird ein Gleichungssystem aufgestellt, welches bekannte 3D-Punkte eines Kalibrierkörpers auf Bildpunkte linear abbildet. Dieses Verfahren erfordert allerdings im Messvolumen gut verteilte Messpunkte. Je mehr die Messpunkte in einer Ebene liegen, desto stärker wirken sich (unvermeidliche) Messfehler aus. Dies stellt hohe Anforderungen an den Kalibrierkörper und macht es für eine Kamerakalibrierung daher wenig geeignet. Da Messfehler unvermeidbar sind, müssen (deutlich) mehr als die minimal notwendigen Messpunkte verwendet werden. Die Lösung eines überbestimmten linearen Gleichungssystems minimiert den algebraischen Fehler. Dies erfolgt aber ohne Berücksichtigung der physikalischen Gegebenheiten. Der Rückprojektionsfehler, üblicherweise der mittlere quadratische Abstand der im Bild erkannten Messpunkte von den mit Hilfe der gefundenen Lösung ins Bild projizierten Messpunkte des Messkörpers, kann durch eine anschließende nicht-lineare Optimierung minimiert werden. Dies ist die Grundidee des Verfahrens von Tsai [158]: Zuerst werden initiale Werte linear bestimmt, dann folgt eine iterative Optimierung, bei der auch eine radiale, allerdings keine tangentiale Verzeichnung bestimmt wird. Außerdem schlägt er die Verwendung eines flachen Kalibrierkörpers vor, welcher viel einfacher zu erstellen und zu verwenden ist als ein dreidimensionaler. Bei Zhang [176] [175] wird zur Kalibrierung ebenfalls ein flacher 3D-Körper verwendet. Zudem findet die interne Berechnung in Pixeln und nicht Millimetern statt, wodurch die Bestimmung eines Skalierungsparameters zwischen Kamerabildpunkten und Bildpunkten nach der Rückwandlung eines analogen Signals überflüssig wird. Dies ist beim Verfahren nach Tsai noch eine potentielle Fehlerquelle. Einen detaillierteren Überblick über diese Verfahren gibt z.B. die Dissertation von Mühlmann [125].

Das Verfahren nach Zhang liefert die intrinsischen und die extrinsischen Kameraparameter. Letztere beschreiben die Lage des Kalibrierkörpers zur Bildebene der Kamera für jede einzelne Aufnahme. Dies ist Voraussetzung für den zweiten Kalibrierungsschritt, in dem die Lage des Sensors relativ zum Kamerabild bestimmt wird. Neben der gesuchten Transformation ist ebenfalls die Lage des Kalibrierkörpers im Raum unbekannt. Wird dessen Lage als konstant angenommen, ergibt sich das Hand-Auge-Problem.

4.1.2.2. Hand-Auge Kalibrierung

Die Kalibrierung der Lage eines Positionsgebers zum Kamerabild entspricht der aus der Robotik bekannten Hand-Auge-Kalibrierung. Dort soll die Lage eines am Flansch oder Greifer befestigten Gegenstandes, der von einem Lokalisierungssystem (Kamera, Trackingsystem) beobachtet wird, ermittelt werden. Sowohl die Lage vom Gegenstand zum Flansch als auch die Lage des Lokalisierungssystems zum Roboter sind unbekannt, wodurch sich die Gleichung $AX = YB$ ergibt. Hierbei sind X und Y die beiden gesuchten Transformationen, während A und B die Ergebnisse von Messungen darstellen, die Roboterstellung (Stellung vom Flansch/Greifer zum Koordinatenursprung des Roboters) und die Lagemessung des am Roboter befestigten Gegenstandes durch das Lokalisierungssystem. Analog gilt dies für die Kalibrierung einer getrackten Kamera. Hierbei ist X die gesuchte Transformation vom Tracker zum Kamerabild und Y die konstante, aber unbekannte Lage eines Kalibrierkörpers im Trackingsystem, während A die bekannte Lage des Trackers am Laparoskop und B die aus dem Bild ermittelte Lage der Kamera zum Kalibrierkörper ist. Durch Eliminierung einer der beiden unbekannten Matrizen unter Durchführung mehrerer Messungen $A_1 \dots A_n$ und $B_1 \dots B_n$ lässt sich die Gleichung umstellen in die Form

$$A_j^{-1} A_i X = X B_j^{-1} B_i \quad (4.6)$$

1989 stellten Tsai und Lenz [158] ein Verfahren zur getrennten Berechnung des Rotations- und Translationsanteils der gesuchten Transformation X unter Verwendung homogener Matrizen vor. Verfahren unter Verwendung von Quaternionen wurden u.a. von Horaud [74] und für duale Quaternionen von Daniilidis [36] [35] vorgestellt. Jede Bewegung und Rotation eines starren Objekts lässt sich durch eine Verschiebung entlang einer Linie zusammen mit einer Drehung um eine beliebige Drehachse beschreiben. Diese schraubenähnliche Bewegung kann durch ein duales Quaternion dargestellt werden, welches eine Vermischung aus dualen Zahlen und Quaternionen ist. Bei der Lösung der Gleichungssysteme unter Verwendung dualer Quaternionen werden daher Translation und Rotation gleichzeitig berechnet.

Mit sog. „structure-from-motion“ Algorithmen kann eine Selbstkalibrierung der Kamera an einer beliebigen, unveränderlichen Struktur stattfinden [116]. Allerdings kann eine globale Skalierung nicht bestimmt werden, da die Größe der aufgenommenen Struktur nicht bekannt ist. Andreff zeigte im Jahr 2000 [7], dass ein Kalibrieremuster für die Kamerakalibrierung nicht notwendig ist, wenn die Umgebung hinreichend strukturiert ist. Theoretisch reichen zwei Bewegungen mit nicht-parallelen Achsen für eine Kalibrierung bereits aus. Zudem schlägt Andreff einen anderen Algorithmus für die Hand-Auge-Kalibrierung vor, der besser mit kleinen Blickwinkelunterschieden zurechtkommt. Dieser Ansatz verwendet, in Anlehnung an die in der Systemtheorie benutzte Sylvester-Gleichung $UX + XW = T$, das Kronecker-Produkt und den vec-Operator. Für je zwei zusammengehörige relative Transformationen ergibt sich ein 12-dimensionales homogenes lineares Gleichungssystem. Durch Singulärwertzerlegung erhält man alle nicht-trivialen Eigenwerte und Eigenvektoren zur Lösung des Gleichungssystems.

Bei jedem Verfahren, welches nur eine der zwei unbekannten Transformationen bestimmt, kann die zweite unbekannte Transformation auf dieselbe Weise berechnet werden. Es passen dann jedoch beide Matrizen nicht zusammen (beide sind überoptimiert), d.h. der Fehler über die gesamte Transformationskette ist nicht minimal. In einer nachfolgenden Optimierung kann auch die Gewichtung von Translations- und Rotationsanteil neu festgelegt werden. Untersuchungen hierzu und eine automatische Bestimmung optimaler Gewichte finden sich bei Strobl [154].

Eine sehr einfache und schnelle Berechnungsmöglichkeit sind die kleinsten Fehlerquadrate (engl. Least-Squares) mit Hilfe einer QR-Zerlegung und anschließender Orthonormalisierung der Matrizen. Liegen vollständige Transformationen für alle Messwerte vor, können sowohl X als auch Y gleichzeitig berechnet werden. Im Unterschied zu den vorgenannten Verfahren werden hier alle 24 Unbekannten (je zweimal drei Translations- und neun Rotationswerte) gleichzeitig bestimmt. Daher wird das Verfahren im Folgenden QR24 genannt. Liegen von einer Datenquelle nur Punktinformationen vor (z.B. Position, aber nicht Rotation eines Trackers), so reduziert sich das Verfahren auf 15 Unbekannte („QR15“), funktioniert im Prinzip aber genauso. Da alle Einträge gleichzeitig bestimmt werden, ist eine nachfolgende Optimierung nicht erforderlich. Das für QR24 zu lösende Gleichungssystem ergibt sich aus der Minimierung des Ausdrucks $AX - YB = 0$, wenn dieser von homogenen in dreidimensionale Koordinaten umgeschrieben wird:

$$R_A R_X + R_A t_X + t_A - R_Y R_B - R_Y t_B - t_Y = 0 \quad (4.7)$$

Pro Messung wird das Gleichungssystem somit um folgende 12 Zeilen ergänzt:

$$\begin{pmatrix} a_{11} & 0 & a_{12} & 0 & a_{13} & 0 & -B^T & 0_{4 \times 4} & 0_{4 \times 4} \\ & \ddots & & \ddots & & \ddots & & & \\ 0 & a_{11} & 0 & a_{12} & 0 & a_{13} & & & \\ a_{21} & 0 & a_{22} & 0 & a_{23} & 0 & & & \\ & \ddots & & \ddots & & \ddots & & & \\ 0 & a_{21} & 0 & a_{22} & 0 & a_{23} & & & \\ a_{31} & 0 & a_{32} & 0 & a_{33} & 0 & & & \\ & \ddots & & \ddots & & \ddots & & & \\ 0 & a_{31} & 0 & a_{32} & 0 & a_{33} & 0_{4 \times 4} & 0_{4 \times 4} & -B^T \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_{11} \\ \vdots \\ x_{34} \\ y_{11} \\ \vdots \\ y_{34} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ -a_{14} \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ -a_{24} \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ -a_{34} \end{pmatrix} \quad (4.8)$$

Eine detaillierte Analyse dieses Verfahrens im Vergleich zu einigen der o.g. Hand-Auge-Kalibrierungen liefern Ernst et al. [46]. Auch in diesem Kapitel werden diese Algorithmen miteinander verglichen, allerdings mit dem Fokus auf Kamerakalibrierung. In Kap. 4.5.1 werden die Versuche und in Kap. 4.6.1 die Ergebnisse für den Vergleich mit synthetischen und echten Messwerten von navigierten Kameras vorgestellt.

4.2. Anforderungen und existierende Ansätze

Der Vorgang einer Kamerakalibrierung, sowohl der intrinsischen Parameter wie auch der Lage des Trackers zur Kamera, sollte idealerweise einmalig unter Laborbedingungen stattfinden, so dass im OP nach Montage des Trackers die Kamera sofort verwendet werden kann. Vor dem Einsatz sollte lediglich eine kurze Kontrolle erfolgen, z.B. durch Erfassung eines in seiner Lage bekannten Musters. Speziell in der Laparoskopie gibt es jedoch einige Punkte, die dies erschweren:

- Da Kliniken häufig über verschiedene Laparoskopietürme verfügen und nicht immer ein bestimmtes System zur Verfügung steht, sollte der Einsatz nicht auf ein System beschränkt sein.

- Auch die Kameras und (meistens abnehmbaren) Teleskopoptiken eines Herstellers sind nicht perfekt gleich, es gibt also (kleine) Unterschiede der intrinsischen Parameter.
- Es gibt viele Hersteller und viele Baureihen. Reproduzierbar gleich anzubringende Tracker-Befestigungen, die eine Präkalibrierung erlauben, müssen aber genau an die Kameras und/oder Teleskopoptiken angepasst sein.
- Dank Fokus und v.a. Zoom aber auch aufgrund der Verdrehbarkeit von Teleskopoptik und Kamera zueinander sind die intrinsischen Parameter leicht veränderlich. Sie müssen entweder bestimmt oder dieselben Einstellungen wie während der Kalibrierung (im Labor) hergestellt werden.

Die in der Literatur vorgestellten Lösungen fokussieren sich v.a. auf die separate Erfassung von schräg schauender Teleskopoptik und Kamera durch Tracking [170] oder Tracking kombiniert mit Sensorik [172]. Bei Verdrehung von Kamera und Teleskopoptik zueinander ändern sich nicht nur die extrinsischen Parameter (Lage der Tracker zum Bild), sondern auch die intrinsischen Parameter. Durch Bestimmung der Lage der optischen Achsen der abgewinkelten Spitze und des langen Teleskoprohrs zueinander [172] [170] oder Interpolation zwischen intrinsischen Parametersätzen bei unterschiedlichen Drehwinkeln [17] können diese winkelabhängigen Parameter bestimmt werden. Diese Kalibrierungen erfordern jedoch jeweils mehrere Schritte, die aufgrund der Dauer oder der Anforderungen an die Kalibriervorgänge nicht allesamt unter OP-Bedingungen erfolgen können: Bestimmung der Bildachsen, der Lage der Tracker zueinander und zur Rotationsachse sowie die ein- oder mehrfache Bestimmung intrinsischer Parameter. Daher beschränken sie sich grundsätzlich auf die Unterstützung einer bestimmten Kamera, für die passgenaue Halterungen oder sogar eine spezielle Sensorik (Drehgeber) vorliegen, oder bestimmen intraoperativ lediglich die Lage der Tracker neu.

Eine intraoperativ einsetzbare Methode, wenn auch ohne Berücksichtigung einer Verdrehung des Laparoscops, wurde von Marti [112] vorgestellt. Hier werden die gut reflektierenden und somit leicht zu segmentierenden optischen Markerkugeln oder LEDs erfasst, deren Position gleichzeitig über das Trackingsystem bekannt ist. Da ein Tracker intraoperativ zur Verfügung steht, wenn ein anderes Instrument außer der Kamera getrackt wird, ist kein (v.a. steriles) Muster erforderlich. Die Bestimmung der Parameter soll so gut sein wie bei den klassischen Verfahren mit Muster. Dieses Verfahren ist natürlich auf optische Trackingsysteme beschränkt und soll in ein bis zwei Minuten durchführbar sein.

4.3. Lösungskonzept

Aufgrund der Vielzahl in OPs verwendeter Kamerasysteme erschien es sinnvoll, die Kamerakalibrierung intraoperativ durchzuführen. Da die drehbaren Optiken üblicherweise arretiert werden können, wurde das Tracking auf einen Sensor beschränkt. Während der Kalibrierung muss die Kamera arretiert bleiben, im späteren Verlauf muss für eine sinnvolle Überblendung von Daten ins Videobild die richtige Drehung wiederhergestellt werden. Dies ist bei gleichzeitiger Überblendung von sichtbaren Objekten im Bild (z.B. Dissektor) manuell möglich. Der Zoom darf nach der Kalibrierung allerdings nicht mehr verändert werden. Für die klassische Kamerakalibrierung wird ein Kalibriermuster von mehreren Standpunkten aus mit der Kamera aufgenommen. Diese Standpunkte sollten gut verteilt sein, typischerweise frontal und schräg auf das Muster schauend und das aus allen Richtungen. Für den intraoperativen Einsatz ergeben sich daraus

folgende Anforderungen:

- Durchführung einer geeigneten Bewegungsbahn (gute Verteilung der Kameraaufnahmen)
- Kalibrierung unter sterilen Bedingungen
- Schnelle Kalibrierung (OP-Zeit!)

Wird ein einzelnes Muster verwendet, muss dieses sterilisierbar sein und während der Kalibrierung irgendwo abgelegt werden können oder selbst einen Tracker besitzen. Um diese Probleme zu umgehen, wurde das Muster auf den Feldgenerator des elektromagnetischen Trackingsystems aufgeklebt. Dieser wird für den Einsatz ohnehin steril überzogen, nur muss der Überzug zudem durchsichtig sein. Für die Kalibrierung muss das Muster mit dem Laparoskop aus möglichst vielen Blickwinkeln und Abständen aufgenommen werden. Dieses Verfahren wurde für den Laparoskopieassistent zuerst gewählt. Reflektionen durch den durchsichtigen Überzug, die aufwendige Bewegungsbahn bei der Kalibrierung sowie der teilweise große Abstand des Sensors am Laparoskop zum Feldgenerator sorgten jedoch immer wieder für Probleme.

Als Konsequenz daraus wurde eine andere, in der Form noch nicht in der Literatur beschriebene Kalibrierungsmethode entwickelt: Die Kalibrierung über unterschiedliche auf einem TFT-Monitor angezeigte Muster. Muster auf Monitoren zur Kontrolle der Bildqualität von Kameras/Endoskopen sind keineswegs neu. Diese dienen aber zur Qualitätskontrolle oder Justierung, nicht zur Kalibrierung zu einem Tracker. Dafür muss ein Monitor ausreichend nah am Einsatzort verfügbar sein. Dies ist bei Navigationssystemen üblicherweise der Fall. Diese Variante bietet eine Reihe von Vorteilen. Während beim sterilen Überzug leicht Reflektionen auftreten können, die eine Mustererkennung erheblich erschweren, ist dies beim Monitor kein Problem, solange dieser nicht auch steril überzogen werden muss. Jedoch kommt beim klassischen Marker das Licht von außen, z.B. vom Laparoskop selbst, und erzeugt so Reflektionen. Der Monitor hingegen leuchtet selbst, so dass Reflektionen während des Kalibriervorgangs durch das Ausschalten störender Lichtquellen, insbesondere der Lichtquelle des Laparoscops, vermieden werden können. Die ungleichmäßige Beleuchtung durch den Lichtabfall am Rande des Lichtkegels vom Laparoskop stellt somit ebenfalls kein Problem dar. Neben der Beleuchtung und Sterilität ist aber der größte Vorteil die Möglichkeit, die Lage des Musters auf dem Monitor zu verändern. Für die Bestimmung der intrinsischen Parameter ist es unerheblich, ob sich die Kamera oder das Muster bewegt. Perspektivische Operationen wie Kippen oder Rotationen in die Bildebene hinein funktionieren hingegen nicht, da hier eine korrekte Darstellung von der (unbekannten) Position des Betrachters und den (unbekannten) intrinsischen Parametern abhängt. Translationen und Rotationen in der Bildschirmenebene sind hingegen möglich, da das Bild sich nicht von einem auf dem flachen Monitor liegenden gedrehten oder verschobenen Muster unterscheidet. *Für Röhrenmonitore gilt dies aufgrund ihrer gekrümmten Oberfläche nicht!* Wird nun das Muster gedreht, braucht die Kamera dementsprechend nicht mehr um das Muster rotiert zu werden. Damit vereinfacht sich die Bewegungsbahn ganz erheblich auf wenige Stellungen (frontal, leicht und stark schräg schauend), während derer eine Reihe von Bildern mit unterschiedlich gedrehten Mustern aufgenommen werden. Da die Software weiß, wann ein Muster erkannt worden ist, kann sie sofort das nächste Muster anzeigen. Dadurch kann eine Kalibrierungssequenz aus 30 Aufnahmen durchaus in 20s aufgenommen werden. Durch die verkürzte Bewegungsbahn bleibt auch der Bewegungsraum kleiner, was für die Bestimmung der Lage eines Trackers zur Kamera bei elektromagnetischen Trackingsystemen mit relativ kleinen Arbeitsräumen von Vorteil ist. Aber auch bei optischen Trackingsystemen ist es hilfreich, denn es ist nicht leicht, ein Muster von allen Seiten anzuvisieren und dabei den Tracker an der Kamera noch so zu halten, dass er vom

Trackingsystem erfasst werden kann. Bei einer Präkalibrierung im Labor ist es nicht so wichtig, für eine intraoperative Kalibrierung durch Bedienpersonal jedoch ein erheblicher Gewinn.

4.4. Realisierung

Die Kalibrierung des Videolaparoskops zum Trackingsensor erfolgt über zwei verschiedene Verfahren, wie eingangs bereits erwähnt. Die intrinsischen Kameraparameter (Fokus, Bildmittelpunkt, Verzeichnung) werden durch Aufnahmen eines auf einem Monitor dargestellten schachbrettartigen Musters unter Verwendung des Algorithmus nach Zhang [176] [175] bestimmt. Zunächst wird die Eckenerkennung erläutert (Kap. 4.4.1), dann die Realisierung der Erkennung und eindeutigen Zuordnung von Schachbrettmustereckpunkten, sogar wenn nur ein Teil des Musters sichtbar ist (Kap. 4.4.2). Abschließend wird erläutert, wie der Monitor in die Kalibrierung einbezogen wird (Kap. 4.4.3).

Im zweiten Verfahren wird die Lage des Sensors zur Bildebene über Hand-Auge-Algorithmen (Kap. 4.1.2.2) bestimmt, die mit den Werten und Ergebnissen der ersten Kalibrierung sowie den zugehörigen Messwerten des Trackingsystems arbeiten. Es wurden zahlreiche Verfahren implementiert und mittels künstlicher Werte und echter Werte die Kalibrierungen miteinander verglichen. Mehr Details zu den verwendeten Algorithmen finden sich beim Vergleich der Verfahren in Kapitel 4.5.1.

4.4.1. Eckenerkennung

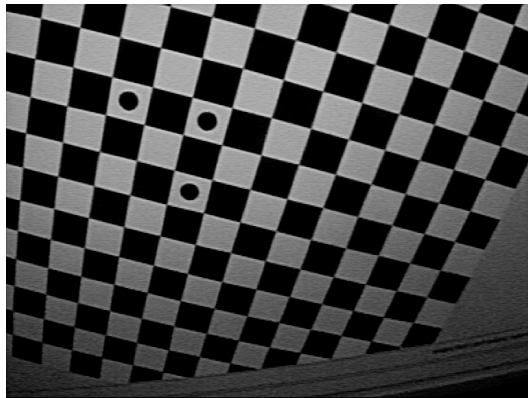
Ecken werden üblicherweise über die Suche nach mehrfach orientierten Kantenpunkten mit dem Harris-Ecken-Detektor gefunden und anschließend subpixelgenau verfeinert. Der Harris-Ecken-Detektor basiert auf dem Algorithmus von Moravec [123], welcher die Ähnlichkeit eines Fensters um jedes Pixel mit den Fenstern um benachbarte Pixel über die Summe der quadratischen Differenzen vergleicht. Die Eckpunktstärke eines Punktes ist dabei definiert als die kleinste quadratische Differenz des zugehörigen Fensters mit den Nachbarfenstern. Pixel mit lokalem Maximum der Eckpunktstärke oberhalb eines gewissen Schwellwertes werden als Ecken verzeichnet.

Im Gegensatz zum Algorithmus von Moravec [123] betrachtet der Harris-Ecken-Detektor [61] die richtungsabhängige Veränderlichkeit der Eckpunktstärke. Eine Matrix M beinhaltet die gewichteten aufsummierten Richtungsableitungen innerhalb des Fensters um den Bildpunkt (u, v) . Sind die Beträge der beiden Eigenwerte der Matrix M hoch, deutet dies auf eine mehrfach orientierte Kante, also auf eine Ecke hin. Ein einzelner starker Eigenwert steht hingegen für eine Kante, keiner für eine homogene Bildregion. Anstatt aufwendig eine Eigenwertzerlegung durchzuführen, kann über das Produkt der Eigenwerte (Determinante) und deren Summe (Spur) ein Wert bestimmt werden, der die Eckpunktstärke angibt:

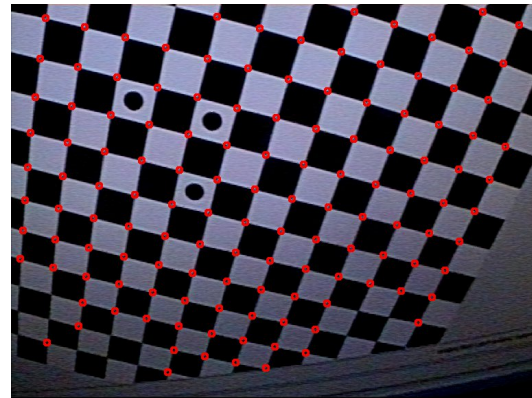
$$C(u, v) = \det(M) - k \cdot \text{trace}(M)^2 \quad (4.9)$$

Der Parameter k kann bei der Evaluation der Eckpunktstärke variiert werden, um die Kantensensitivität des Algorithmus festzulegen. Ein höherer Wert für den Parameter k bewirkt eine geringere Toleranz gegenüber einfach orientierten Kanten, so dass nur stärkere Mehrfachorientierungen eine hohe Eckpunktbewertung erzielen.

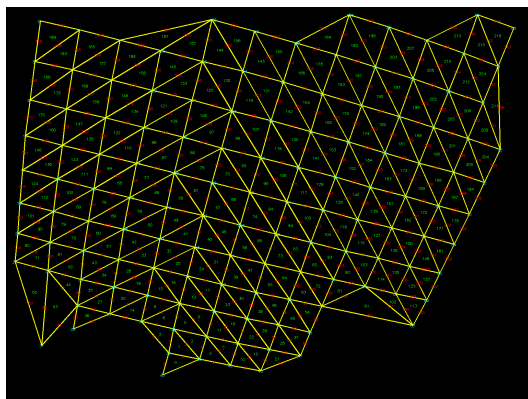
Subpixelgenauigkeit wird durch eine nachgeschaltete radiale Sattelpunktsuche erzielt. Hierbei wird, ausgehend von den ganzzahligen Eckpunktkandidaten, in einem maximalen Umkreis iterativ nach einer besseren Eckpunktposition gesucht. Den tatsächlichen Eckpunkt zeichnet aus, dass jeder Vektor zu einem Kantenpunkt orthogonal zur Normalen der Kante verläuft. Es wird daher das innere Produkt zwischen den Vektoren vom aktuellen Punkt zu jedem Kantenpunkt mit den dortigen Kantennormalen minimiert.



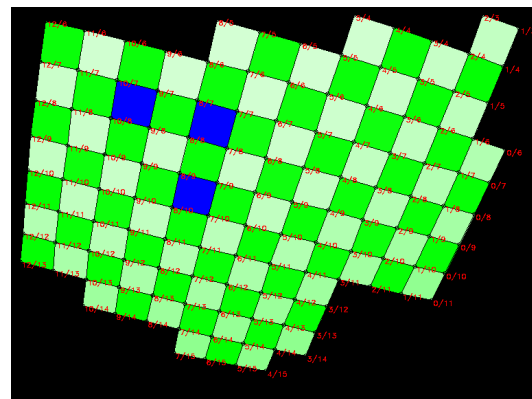
(a) Kamerabild des Kalibrierungsmusters



(b) Erkennung potentieller Eckpunkte (rote Punkte)



(c) Triangulation zwischen den Schachbretteckpunktkandidaten



(d) Verbindung der Dreiecke zu Vierecken und Erkennung der Markerfelder (blau)

Abbildung 4.1.: Verarbeitung des modifizierten Schachbrettmusters

4.4.2. Schachbrettmustererkennung

Die Eckenerkennung in Abbildung 4.1 zeigt beispielhaft, warum dieser Ansatz der klassischen Erkennung eines vollständigen Schachbrettmusters ohne Markierung überlegen ist. Das Muster ist oben durch das Kamerabild und unten durch den Monitorrand begrenzt und die durch die Schrägstellung unausgewogene Beleuchtung sorgt linksunten für einen sehr geringen Kontrast. Jede dieser drei Ursachen genügt, um die Erkennung eines vollständigen Schachbrettmusters im Bild zu verhindern. Dank der Markierung in der Mitte wird das Muster trotzdem eindeutig erkannt, viele Schachbrettecken gefunden und richtig zugeordnet.

Bei der Zusammenführung von zwei Dreiecken zu einem Viereck wird das bzgl. der Helligkeit ähnlichste der bis zu drei Nachbardreiecke ausgewählt. Sollten die vier Ecken des resultierenden Vierecks zu spitz oder stumpf sein oder die Form nicht ungefähr einer Raute entsprechen, wird es komplett verworfen. Durch diese Maßnahme können falsche oder falsch zugeordnete Punkte erkannt werden.

Die Markierung in der Mustermitte wird erkannt, indem die Helligkeit entlang der Dreiecksseiten in diesen Feldern stärker variiert, da eine der drei Seiten mitten durch die Kreismarkierung führt. Andere Methoden wie z.B. Template Matching¹ analog zum AR-Toolkit wären denkbare Alternativen. Allerdings werden in der hier vorgestellten Methode nur einzelne Pixel entlang der Dreieckslinien und nicht die gesamte Fläche untersucht, was eine hohe Verarbeitungsgeschwindigkeit ermöglicht. Um hierbei Fehler durch die Schachbrettkanten zu verhindern, werden die Dreiecke zuvor um einen Pixel in Richtung ihres Schwerpunktes geschrumpft.

4.4.3. Monitorgestützte Kamerakalibrierung

Nach dem Start der Kalibrierung wird ein Schachbrettmuster in unterschiedlichen Drehwinkeln um einen immer gleichen Mittelpunkt auf dem Monitor angezeigt. Die Größe des sichtbaren Monitorbildes in Millimetern muss zuvor ausgemessen worden sein. Zusammen mit der automatisch erfassten aktuell eingestellten Auflösung des Monitors ist das Verhältnis Pixel zu Millimeter bestimmbar. Nach Start des Kalibrierungsvorganges wird ein Schachbrettmuster mit 17x17 Feldern und einer Feldgröße von 10x10mm angezeigt. Sobald ein Schachbrettmuster samt Ursprung zusammen mit Trackingwerten guter Qualität² erfasst worden ist, wird die Aufnahme unterbrochen, während ein neues Schachbrettmuster mit einer anderen Ausrichtung angezeigt wird. Nach jeweils fünf Aufnahmen wird, verbunden mit einem Hinweis auf dem Bildschirm, eine Lageveränderung der Kamera erzwungen, indem nur neue Aufnahmen mit einem Trackingwert akzeptiert werden, der mindestens 5cm von der letzten Aufnahmeposition entfernt ist. Nach 30 Aufnahmen endet die Kalibrierung (s. Kap. 4.6.2).

4.5. Testaufbau und -durchführung

4.5.1. Vergleich von Hand-Auge-Verfahren

Vor Durchführung der Kamerakalibrierung mit echten Werten wurden zuerst verschiedene Hand-Auge-Algorithmen implementiert und die für diese Anwendung relevante Situation mit künstlichen Werten simuliert, um ein für diese Anwendung möglichst optimales Verfahren auszuwählen. Folgende Verfahren (Kap. 4.1.2.2) wurden unter Verwendung aller Messwerte getestet:

1. Tsai-Lenz
2. Dual-Quaternion von Daniilidis
3. Andreff
4. Tsai-Lenz mit nachfolgender Optimierung
5. Dual-Quaternion mit nachfolgender Optimierung

¹Pixelweiser Intensitätsvergleich eines Bildes mit mehreren Schablonen (engl. templates) und Auswahl des am besten passenden (engl. matching) Bildes.

²Qualitätswerte werden von den Trackingsystemen mitgeliefert und müssen bestimmte Wertebereiche einhalten

6. Andreff mit nachfolgender Optimierung
7. QR24
8. Optimierung mit Grundwahrheit als Startwert

Bei dem als (nachfolgende) Optimierung bezeichneten Vorgang handelt es sich um die Minimierung der kleinsten Fehlerquadrate der Translations- und Rotationsfehler über die gesamte Transformationskette für jeden Messwert mit einer Gewichtung von drei zu eins für die Rotation, wobei die Rotation in Grad und die Translation in Millimetern gemessen wurde.

Die beiden zu bestimmenden Transformationen X und Y waren ungefähr gleich groß (Translation bis 500mm in jeder Dimension, Orientierung beliebig). Der Bewegungsspielraum der künstlichen Trackingwerte lag bei 200mm in jeder Dimension und einem maximalen Winkel, der für jede Testreihe angegeben ist. Gemessen wurde die Ähnlichkeit der Lösungsmatrizen getrennt nach Translation und Rotation zu der jeweils bekannten Grundwahrheit. Alle Testreihen sind durch Mittelung von jeweils 50 Testdurchgängen entstanden. Eine künstliche, normalverteilte Störung mit Mittelwert $0.0mm$ und Standardabweichung $0.01mm$ wurde zu jedem Translationswert sowie 0.09° zu jedem Raumwinkel jedes künstlichen Messwertes A_i bzw. B_i addiert. Zur Kontrolle wurden auch Tests ohne künstliche Störung durchgeführt.

In einem ersten Versuch wurden die Fehler für eine wachsende Zahl an Messwerten (10-100) für folgende Testfälle aufgetragen:

- (a) X und Y orthonormal, maximaler Winkel der Messwerte 180° .
- (b) X und Y orthonormal, maximaler Winkel der Messwerte 30° .
- (c) X affin und Y orthonormal, maximaler Winkel der Messwerte 180° .
- (d) X affin und Y orthonormal, maximaler Winkel der Messwerte 30° .

Liegen nur einfache Merkmale pro Aufnahme vor, muss über viele Aufnahmen iterativ über nicht-lineare Optimierungsverfahren eine Lösung gefunden werden. Bei komplexeren Merkmalen ist hingegen die Bestimmung der vollständigen Lageänderung aus zwei Aufnahmen möglich, so dass aus drei Aufnahmen mit zwei relativen Bewegungen alle Unbekannten direkt bestimmt werden können. In dem Fall wird von einer geschlossenen Form (engl. closed-form solution) gesprochen. Diese benötigt keinen Startwert und schon wenige Messungen reichen für die Bestimmung einer Lösung. Anstatt wie bei Tsai-Lenz alle Werte in die direkte Ergebnisberechnung mit einzubeziehen, können die übrigen Werte für die Bestimmung der Güte der Lösung verwendet werden. Wie bei dem RANSAC-Verfahren (engl. **random sample consensus**) kann eine bestimmbare Anzahl zufälliger Stichproben (random sample) gezogen und eine minimale Kombination von Messwerten (hier drei) mit dem geringsten Fehler bzw. der größten Übereinstimmung (engl. consensus) über die übrigen Messwerte ausgewählt werden. Emad Boctor hat dies für das Verfahren von Andreff im Rahmen einer Ultraschallkalibrierung getan [45].

4.5.2. Kamerakalibrierung im Labor

Die Kalibrierungen fanden auf einem Windowssystem mit Intel Core 2 Duo CPU (3 GHz) und 3 GB Arbeitsspeicher statt. Als Bildquelle wurde eine tricam-Kamera der Karl Storz GmbH mit 30° -Optik verwendet. Die Kamera wurde über ein Videosystem der Karl Storz GmbH per S-Video-Kabel über einen Video-zu-USB-Adapter DFG/USB2-It der Firma Imaging Source mit dem PC verbunden. Die Bildauflösung betrug 768×576 Pixel. Ein Testprogramm zeigte auf ei-

nem für den Einsatz im OP geeigneten 19"-Monitor das schachbrettartige Kalibriermuster an. Es wurden zehn Kalibrierungen durchgeführt. Pro Durchgang wurden 30 Aufnahmen aus möglichst verschiedenen Blickwinkeln gemacht, soweit es der Messbereich des Trackingsystems und der Blickwinkel auf den Monitor zuließen. Mangels bekannter Grundwahrheit wurde der Fehler als Abweichung der gesamten Transformationskette $I = A^{-1}YBX^{-1}$ von der Einheitsmatrix bestimmt, gemittelt über alle zehn Datensätze.

4.6. Ergebnisse

4.6.1. Vergleich von Hand-Auge-Verfahren

Ohne künstliche Störung waren alle Lösungen bei zwei orthonormalen Lösungsmatrizen perfekt. Bei einer affinen Lösungsmatrix schaffte dies jedoch nur der QR24-Algorithmus. Bei affinen Matrizen ist dieses Verfahren allen anderen hier vorgestellten überlegen. Die Frage ist, bei welchen praktischen Problemstellungen dies der Fall ist und QR24 bessere Ergebnisse liefert. Für die laparoskopische Kamera- und Ultraschallkalibrierung wird dies im folgenden Abschnitt bzw. im nächsten Kapitel untersucht.

Mit der o.g. Störung ergeben sich für orthonormale Lösungsmatrizen Translations- und Rotationsfehler wie in Abbildung 4.2 dargestellt. Die optimierte Grundwahrheit ist nicht besser als die Verfahren mit nachfolgender Optimierung³. Für die hier vorliegenden Störungen haben die Algorithmen also so gute Ergebnisse geliefert, dass die Optimierung immer zur besten Lösung konvergiert ist. QR24 weist einen höheren Translationsfehler auf, liegt bei der Rotation aber gleich auf. Bei den nicht optimierten Verfahren ist bei kleinen Winkeln bis 30° Dual-Quaternion die beste Variante, bei großen Winkeln Tsai-Lenz.

Ist eine der Lösungsmatrizen geringfügig affin, ergibt sich ein anderes Bild (Abb. 4.3). Nun ist der QR24-Algorithmus eindeutig überlegen, v.a. beim Translationsfehler. Eine anschließende Optimierung verbessert bei den übrigen Verfahren wie bisher die Ergebnisse, nur der Rotationsfehler für einen großen Winkelbereich unterscheidet sich deutlich. Hier kommen Tsai-Lenz und Andreff fast an QR24 heran. Das Dual-Quaternion Verfahren kommt mit einer affinen Grundwahrheit nicht zurecht und liefert fast durchgehend die größten Fehler. In beiden Fällen, orthonormal und affin, verringern sich die Fehler der besten Algorithmen ab ca. 30 Messwerten nicht mehr wesentlich. Mehr als 30 Aufnahmen lohnen daher kaum, zumal unter Zeitdruck im OP.

4.6.2. Kamerakalibrierung im Labor

Im Gegensatz zu den simulierten Daten zeigt QR24 bei den echten Werten einer Kamerakalibrierung kein sehr gutes Verhalten (Abb. 4.4). Bei der Auswahl der besten 3er-Kombination aus acht Aufnahmen sind bei QR24 die Translationsfehler klar am größten, auch die Methode nach Andreff hat teilweise Schwierigkeiten. Beim Rotationsfehler sind alle Verfahren gleich gut. Bei der Bestimmung der kleinsten Fehlerquadrat über alle Aufnahmen zeigt QR24 sowohl bei Translation wie auch Rotation das schlechteste Verhalten, die übrigen Verfahren sind alle ungefähr gleich gut. Beim achten Datensatz haben alle Verfahren erhebliche Schwierigkeiten.

³Die Graphen der Optimierungsverfahren liegen teilweise exakt übereinander.

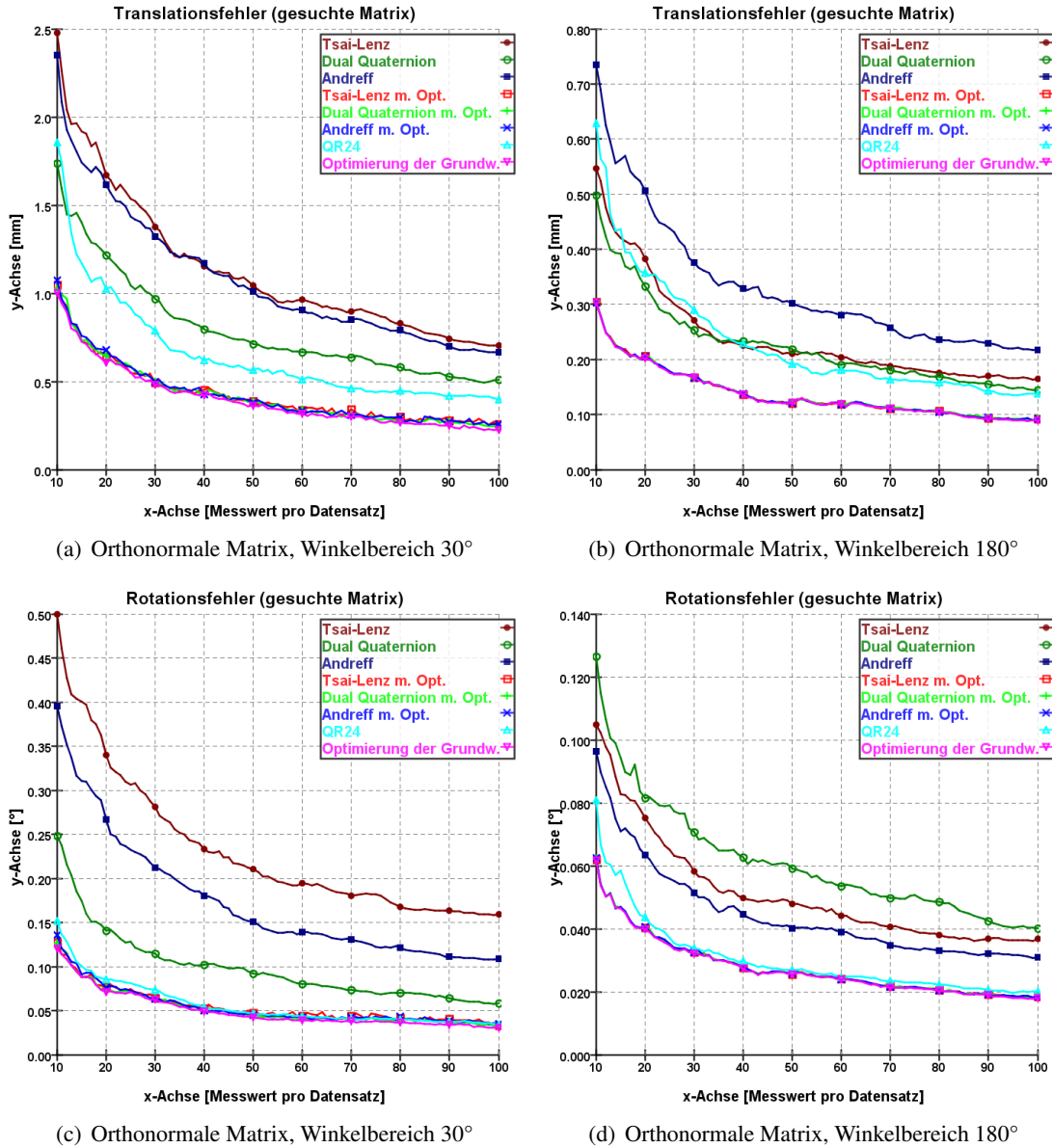


Abbildung 4.2.: Wachsende Anzahl an Messwerten bei orthonormaler Lösungsmatrix: Translations- (oben) und Rotationsfehler (unten) bei zwei orthonormalen Lösungsmatrizen für einen begrenzten (links) und einen großen (rechts) Winkelbereich der künstlichen Kamerapositionen zueinander.

4.7. Diskussion

Die künstlichen Werte zeigen, dass bei Verdacht auf eine affine Transformation als Lösungsmatrix QR24 verwendet werden sollte, auf keinen Fall Dual-Quaternion. Eine nachträgliche Optimierung verbessert die Ergebnisse unabhängig vom Algorithmus. In jedem Fall sind große Änderungen im Blickwinkel der Kamera zwischen den einzelnen Aufnahmen notwendig, da sonst bereits kleine Messfehler große Fehler im Ergebnis hervorrufen. Bei der Betrachtung realer

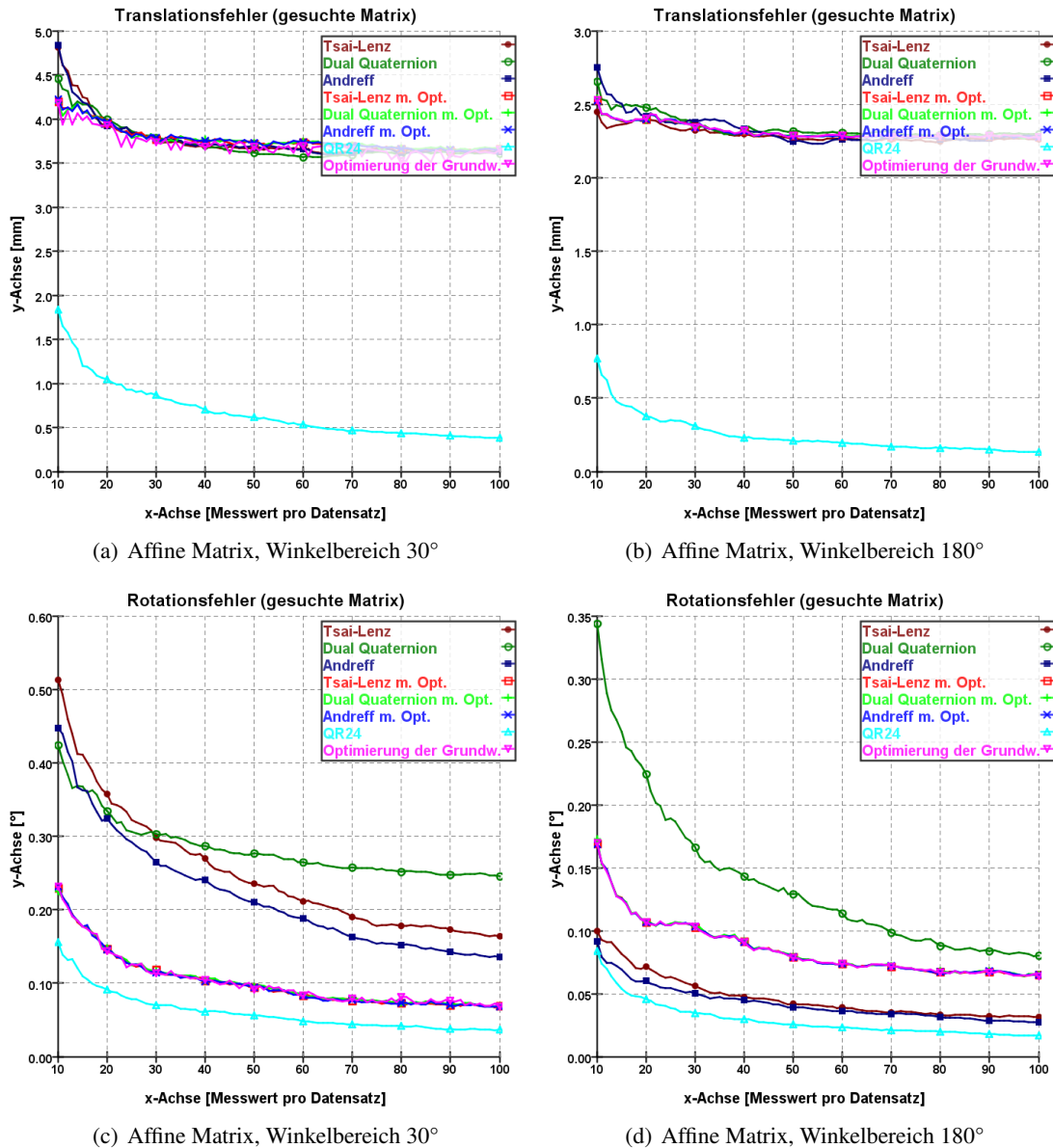


Abbildung 4.3.: Wachsende Anzahl an Messwerten bei affiner Lösungsmatrix: Translations- (oben) und Rotationsfehler (unten) bei je einer orthonormalen und affinen Lösungsmatrix für einen begrenzten (links) und einen großen (rechts) Winkelbereich der künstlichen Kamerapositionen zueinander.

Messwerte ergibt sich jedoch ein etwas anderes Bild. Es kommt mehr auf gute Messwerte denn auf das richtige Verfahren an, wie die schlechten Ergebnisse nahezu aller Verfahren beim achten Datensatz zeigen. QR24, bei den simulierten Daten noch mit sehr guten Ergebnissen, versagt bei realen Daten. Dies liegt vermutlich an starken Störungen v.a. bei den Messwerten des magnetischen Trackingsystems. Affine Grundwahrheiten, bei denen QR24 seine Stärken voll ausspielen kann, liegen hier offenbar nicht vor. Für das Programm zur Kamerakalibrierung bei Verwendung des Monitorbildes wurde daher Tsai-Lenz mit der Methode der kleinsten Fehlerquadrate ge-

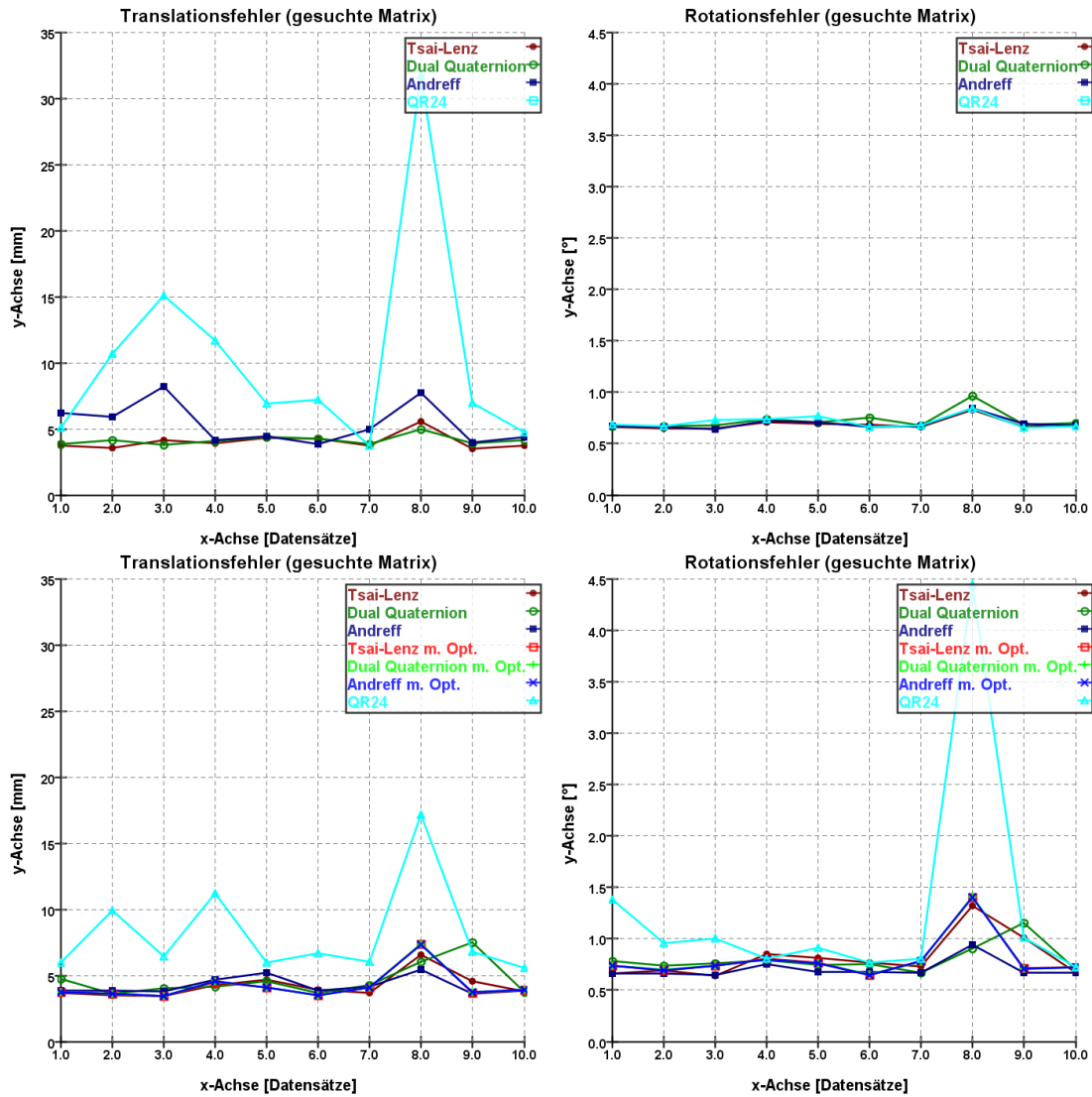


Abbildung 4.4.: Translationsfehler (links) und Orientierungsfehler (rechts) für 10 Kalibrierungen mit je 30 Aufnahmen: beste Kombination (brute-force Ansatz) von drei aus acht zufällig ausgewählten Aufnahmen pro Kalibrierung (oben) und minimaler Fehler über alle 30 Aufnahmen pro Kalibrierung (unten).

wählt, da eine größere Anzahl Aufnahmen stabilere Werte bei der Kalibrierung der intrinsischen Kameraparameter verspricht, auch wenn dadurch der Kalibriervorgang selbst etwas länger wird. Absolut betrachtet ist ein Orientierungsfehler von 0.7° für die gedachte Anwendung ausreichend gut, ein mittlerer Translationsfehler von 4mm aber nicht gering. Die Verwendung eines (hochgenauen) optischen Trackingsystems würde hier bessere Resultate erzeugen, erfordert aber wegen der Navigation der laparoskopischen Ultraschallsonde die Verknüpfung mit einem magnetischen Trackingsystem, wodurch weitere Fehler in das System eingebracht werden.

Ultraschallkalibrierung

Die Lageerfassung des aktuellen Ultraschallbildes ist ein wesentlicher Bestandteil navigierter Leberchirurgie, da üblicherweise, abgesehen vom Laparoskopbild bei minimal-invasiven Eingriffen, keine weitere bildgebende Modalität verwendet wird. Die Herausforderung ist nicht die Kalibrierung einer Ultraschallsonde an sich, sondern die Befestigung und Kalibrierung eines Trackingsensors an einer Ultraschallsonde, ohne die medizinischen Arbeitsabläufe (Reinigung und Sterilisation der Sonde, Einführen der Sonde in den Patienten, Arbeit im sterilen Umfeld) zu stören.

Im Idealfall sollte eine Kalibrierung einmalig, auf jeden Fall aber im Labor und nicht während bzw. zu Beginn einer Operation im sterilen Bereich stattfinden. Dies wäre z.B. bei einer Integration eines dünnen magnetischen Trackingsensors in die bewegliche Spitze der Ultraschallsonde der Fall. Solch eine Integration ist jedoch technisch aufwändig (Sonde und Sensor dürfen sich nicht gegenseitig stören), teuer, erfordert die enge Kooperation mit einem Sondenhersteller und ermöglicht letztlich das Arbeiten nur mit genau diesem Sondentyp. Nach Gesprächen mit einem Ultraschallgerätehersteller wurde entschieden, diesen Weg nicht zu gehen.

Eine dauerhafte oder reproduzierbar gleiche Anbringung eines Trackers außen an der beweglichen Sondenspitze würde ebenfalls eine Kalibrierung (einmalig) vor dem Eingriff ermöglichen. Für einen Sondentyp konnte von unserer Arbeitsgruppe eine reproduzierbar gleiche Anbringung realisiert werden. Die Haltbarkeit der Trackingsensoren ist jedoch begrenzt und die Beanspruchung der Sensoren bei einer Anbringung an der Außenseite der Ultraschallsonde sind sehr hoch. Der Sensor (ein langes Kabel) muss durch den Trokar zusammen mit der Ultraschallsonde in den Patienten geschoben und wieder herausgezogen werden, evtl. mehrfach während eines Eingriffs. Die Abwinklung der Ultraschallsonde kann das Kabel zudem knicken und übt einen starken Zug darauf aus. Schließlich muss das Sensorkabel vor der nächsten Anwendung gereinigt und sterilisiert werden. Auch bei exakt gleicher Anbringung ist daher nach einigen Anwendungen ein neuer Trackingsensor und damit eine neue Kalibrierung notwendig.

Daher wurde nach einem Kalibrierverfahren gesucht, welches sich im OP anwenden und schnell durchführen lässt. Zunächst wurden bestehende Verfahren auf ihre Anwendbarkeit hin betrachtet (Kap. 5.1) und anschließend ein Konzept entworfen, welches den Anforderungen so weit möglich gerecht wird (Kap. 5.2). Da bei diesem Verfahren bestimmte Punkte im Ultraschallbild erkannt und richtig zugeordnet werden müssen, wurden dafür eine Bildverarbeitung

entwickelt sowie ein Programm zur Einmessung der Bildeigenschaften (z.B. Form des Ultraschallbildes und verwertbare Angaben im Videobild) jedes unterstützten Ultraschallgerätetyps (Kap. 5.3). Die Bildverarbeitung wurde speziell an besonders schlechten Ultraschallaufnahmen und das Gesamtverfahren an echten Kalibrieraufnahmen mit unterschiedlichen Ultraschallgeräten getestet (Kap. 5.4). Am Ende des Kapitels werden die Vor- und Nachteile des Verfahrens bzw. des Kalibrierkörpers diskutiert (Kap. 5.5).

5.1. Existierende Verfahren

Ist ein Tracker an einer Ultraschallsonde befestigt und dessen Lage zum Ultraschallbild bekannt, so ergibt sich Formel 5.1 für die Lage eines Pixels P_{US} im Raum.

$$P_{US} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \stackrel{TS}{=} T_{Sonde} \cdot \overset{Sonde}{T_{US}} \cdot \begin{pmatrix} s_x \cdot u \\ s_y \cdot v \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5.1)$$

Die Formel muss von rechts nach links interpretiert werden. Der Bildpunkt (u, v) wird für die Umrechnung von Pixeln auf Millimeter zuerst mit s_x bzw. s_y skaliert. Dann wird der Bildpunkt vom lokalen Koordinatensystem des Ultraschallbildes US in das des Trackers an der Ultraschallsonde $Sonde$ überführt und von dort in das Koordinatensystem des Trackingsystems TS .

Gesucht sind die Transformation $\overset{Sonde}{T_{US}}$ vom Tracker an der Ultraschallsonde zum Ultraschallbild US sowie die Skalierung im Ultraschallbild in x- und y-Richtung s_x bzw. s_y . $\overset{Sonde}{T_{US}}$ lässt sich durch sechs Unbekannte darstellen. Mit der Yaw-Pitch-Roll Notation, z.B. bei Craig [32] vorgestellt, ergibt sich folgende Matrix

$$\overset{Sonde}{T_{US}} = \begin{pmatrix} \cos \alpha \cos \beta & \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma - \sin \alpha \cos \gamma & \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma + \sin \alpha \sin \gamma & x \\ \sin \alpha \cos \beta & \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma + \cos \alpha \cos \gamma & \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma - \cos \alpha \sin \gamma & y \\ -\sin \beta & \cos \beta \sin \gamma & \cos \beta \cos \gamma & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (5.2)$$

In den folgenden Unterabschnitten wird ein Überblick über die meisten Ultraschallkalibrierverfahren gegeben sowie einzelne in der Literatur beschriebene Realisierungen vorgestellt.

5.1.1. Crosswire, Single-Wall und Cambridge-Phantom

Eines der einfachsten aber trotzdem genauesten Kalibrierphantome ist das *Crosswire-Phantom* [38]. Dabei wird ein Punkt, üblicherweise der Schnittpunkt zweier Nylonfäden, mit der Ultraschallsonde ins Bild genommen (Abb. 5.2(a)). Je kleiner der Punkt ist, desto schwieriger ist er zu erkennen, aber desto genauer wird die Kalibrierung. Gleichung 5.2 vereinfacht sich beim Crosswire erheblich:

$$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = P_{US} - \begin{pmatrix} c_x \\ c_y \\ c_z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5.3)$$

Der große Nachteil des Crosswire-Phantoms ist die Schwierigkeit, automatisch zu kalibrieren. Brendel [16] stellte 2005 einen Tischtennisball in einer mit Wasser gefüllten Box vor (Abb. 5.1(a)). Das Prinzip erinnert an das Crosswire-Phantom, nur dass der Tischtennisball aufgrund seiner Größe viel besser erkennbar ist und sich die kreisförmige Hülle im Ultraschallbild automatisch z.B. mit der Hough-Transformation¹ erfassen lässt. Allerdings kann aus einem Bild noch keine ausreichende Information gezogen werden. Die Lösung ergibt sich bei der Suche nach der optimalen Kugeloberfläche durch alle erkannten Kreispunkte.

Das einfachste Phantom, welches automatische Segmentierung erlaubt, ist das *Single-Wall-Phantom*. Durch Schallen einer Ebene erscheint eine starke Kante im Ultraschallbild (Abb. 5.2(b)). Alle Kantenpunkte müssen auf einer Ebene im Raum liegen, die in der Hesse-Normalenform durch einen Normalenvektor $\vec{n}$ und den Abstand d zum Ursprung des Weltkoordinatensystems beschrieben wird. Die Normale lässt sich durch zwei Raumwinkel beschreiben, so dass bei diesem Problem neun bzw. mit Skalierung elf Unbekannte zu lösen sind.

$$0 = \langle P_{US}, \vec{n} \rangle - d \quad (5.4)$$

mit

$$\vec{n} = \begin{pmatrix} \cos \alpha \cdot \cos \beta \\ \sin \alpha \cdot \cos \beta \\ -\sin \beta \end{pmatrix} \quad (5.5)$$

Auch hierfür wurden Erweiterungen und Verbesserungen entwickelt. Das sog. *Cambridge-Phantom* (Abb. 5.1(b)) ermöglicht durch seine spezielle Konstruktion eine scharfe Linie im Bild, die einfacher und präziser segmentiert werden kann als das Bild des Bodens. Denn der breite Strahl der Ultraschallsonde sorgt für einen breiten Streifen im Bild einer normalen Ultraschallsonde, wohingegen hier ein sehr schmaler Metallstreifen erfasst wird, der sich durch eine Fahrzeugachsen-ähnliche Befestigung immer auf derselben Höhe über dem Gefäßboden befindet und somit mathematisch wie ein Boden betrachtet werden kann. Die Konstruktion ist sehr experimentell und aus eigener Erfahrung nicht praxistauglich.

5.1.2. Fadenphantome

Ebenfalls automatische Erkennung bei hoher Genauigkeit und einfacher Handhabung bieten *M*-, *N*- und *Z*-Phantome. Der Name leitet sich aus der gemeinsamen Form mehrerer gerader Fäden ab. Häufig sind mehrere von ihnen parallel angebracht, so dass die Erkennung in verschiedenen Eindringtiefen funktioniert und die Fehlererkennung durch Redundanz gesenkt wird.

Emad Bector [13] präsentierte 2003 das sog. *Hopkins-Phantom*. Es besteht aus einer kreuzförmigen Anordnung paralleler Nylonfäden in einem Wassertank, welcher mittels Gummimembranen von mehreren Seiten geschallt werden kann (Abb. 5.1(c)). Ein Fadenphantom mit „M“-förmiger Anordnung der Fäden, hochgenau ausgemessen mit einem Faro-Arm, wurde 2007 von Haase [58] vorgestellt. Es liegt in einem Wasserbad und wird nur von oben geschallt. Die Erkennung erfolgt automatisch und ist auch von einem Arzt durchführbar. Beide Phantome scheinen nicht für eine sterile Umgebung gedacht zu sein.

¹Verfahren von P.V.C. Hough zur Erkennung parametrisierbarer geometrischer Figuren (v.a. Geraden und Kreise) aus Kantenbildern

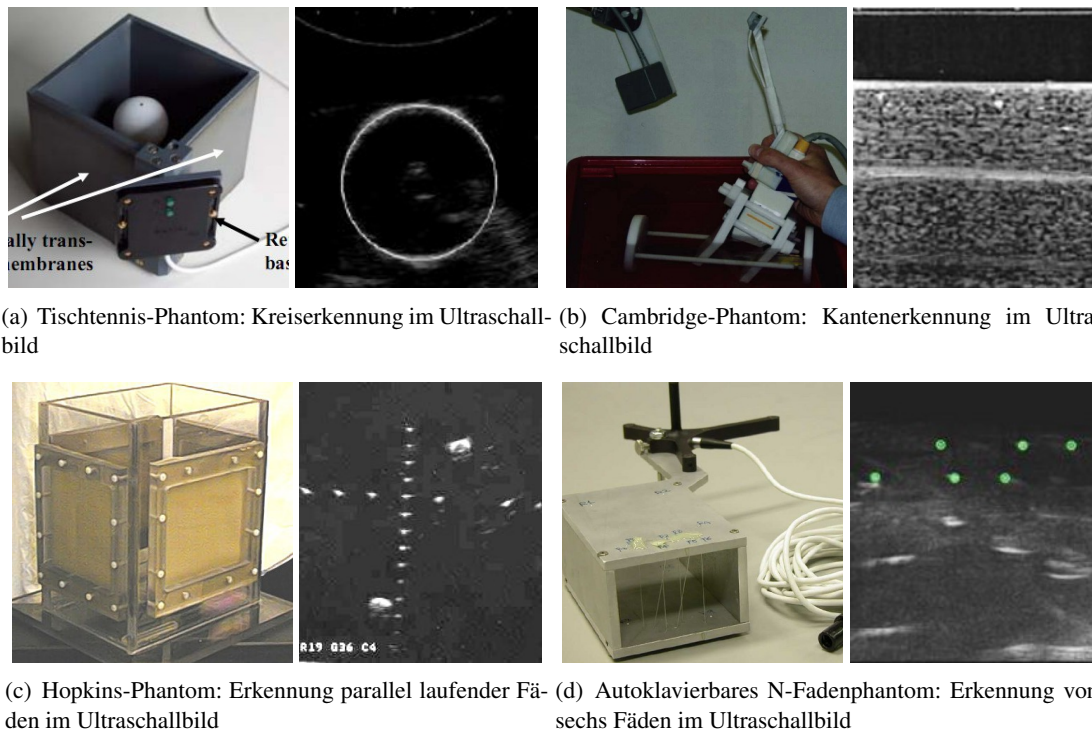


Abbildung 5.1.: Vier der im Text erwähnten Ultraschallphantome samt zugehöriger typischer Ultraschallbilder, mit deren Hilfe die Kalibrierung durchgeführt wird.

Chen [26] präsentierte 2008 ein demontierbares Fadenphantom, dessen Einzelteile autoklaviert werden können. Auch hier liegt das Fadenphantom in einem Wasserbad. Durch die spezielle Anordnung der Fäden, zwei zueinander spiegelverkehrte „N“s, kann die Lage der Ultraschallsonde relativ zu den Fäden aus einem Bild bestimmt werden (Abb. 5.1(d)). Schon aus wenigen Aufnahmen lässt sich so mittels eines Closed-Form-Solution Verfahrens die gesuchte Lage des Trackers an der Ultraschallsonde bestimmen. Dank eines optischen Trackers (Optotrak, NDI) mit bekannter Lage zum Phantom ist es möglich, dieses Ergebnis zu überprüfen.

Für detaillierte Vergleiche bestehender Kalibrierkörper und -verfahren sei auf die Veröffentlichungen von Prager [146] und Mercier [118] verwiesen.

5.2. Konzept für einen OP-tauglichen Kalibrierkörper

Die Anforderungen an einen Kalibrierkörper für den Einsatz im OP sind ganz andere als im Labor. Der Vorgang muss folgende Kriterien erfüllen:

- Einfache Handhabung (hohe Automatisierung)
- Kurze Dauer
- Sehr hohe Wahrscheinlichkeit einer erfolgreichen Kalibrierung
- Einsatzfähigkeit im sterilen Umfeld

5.2.1. Geometrie

Die Crosswire-Kalibrierung ist aufgrund dieser Merkmale schlecht geeignet, denn sie ist nicht automatisierbar, langwierig und nur schwer in das sterile Umfeld zu bringen. Ein Single-Wall-Phantom erfordert eine ganze Reihe von Bewegungen (Translationen und Rotationen). Daher ist die Handhabung nicht ganz einfach. Zudem ist die Bilderkennung nicht sehr robust, da bei flacherem Winkel auf die Ebene das Echo breiter wird. Das weiterentwickelte Cambridge-Phantom liefert zwar immer eine klare Linie im Bild, erfordert jedoch eine deutlich aufwändigere Konstruktion. N- bzw. Z-Faden-Phantome ermöglichen hingegen eine automatische und präzise Erkennung der Fäden im Bild und kommen mit wenigen Aufnahmen aus. Die Entscheidung fiel daher auf eine solche Konstruktion. Um auch Sonden mit schmalem Bild (z.B. lineare laparoskopische Ultraschallsonde von Aloka) kalibrieren zu können, wurde eine Konstruktion aus zwei übereinanderliegenden gespiegelten „N“s ohne seitlichen Versatz gewählt (Abb. 5.2(c)), wie ihn z.B. Chen [26] verwendet hat.

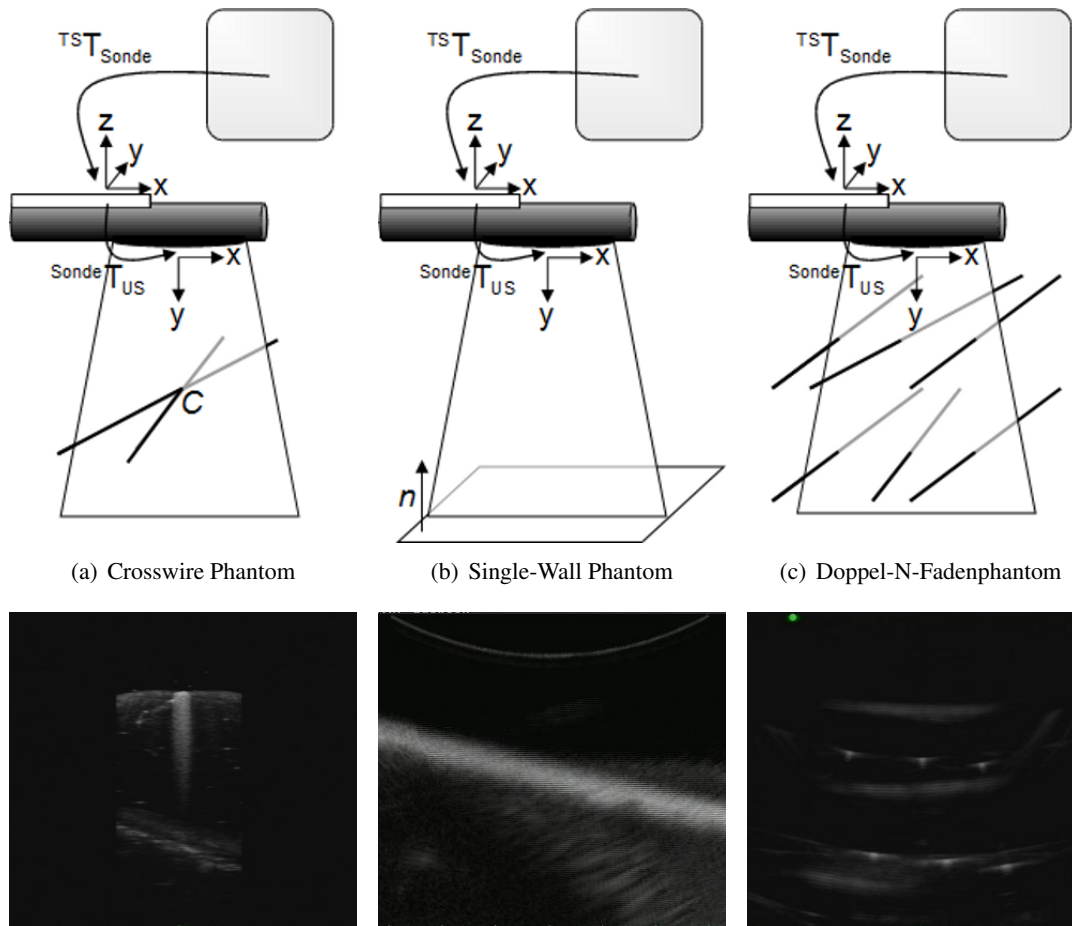


Abbildung 5.2.: Schematische Darstellung der drei implementierten Verfahren zur Ultraschallkalibrierung mit jeweils zugehörigem Beispielbild darunter. Das abgerundete Rechteck symbolisiert den Feldgenerator eines magnetischen Trackingsystems, der horizontale weiße Balken auf der Ultraschallsonde einen magnetischen Trackingsensor.

5.2.2. Befüllung

Passgenaue Kalibrierkörper besitzen durch ihre Form eine eindeutige Lage zur Ultraschallsonde, die nur einmal bestimmt werden muss. Für jede unterschiedliche Sondenkopfform wird ein eigener Kalibrierkörper benötigt. Laparoskopische Ultraschallsonden bieten jedoch relativ wenig Angriffsfläche, da sie zylindrisch sind. Daher fiel die Entscheidung gegen eine Passform und für einen bildbasierten Kalibrierkörper, der unabhängig von der Sondenform funktioniert.

Allen bildbasierten Kalibrierkörpern ist gemein, dass für einen Einsatz im OP ein steriles Medium (Schallgel oder Wasser) und ein steriles Gefäß vorhanden sein müssen. Wird ein Wasserbad verwendet, muss berücksichtigt werden, dass die Schallgeschwindigkeit nicht mit der von z.B. Lebergewebe übereinstimmt. Während sie bei der Leber ca. 1540 m/s beträgt, sind es bei 15° warmem salzfreien Wasser nur rund 1450 m/s. Danach muss eine Umrechnung erfolgen, für die die Temperatur bekannt sein muss. In einem normalen Arbeitsumfeld ebenso wie im OP wird Wasser nach einiger Zeit eine Temperatur von 15-20°C annehmen, so dass mit den Werten für 15°C bei relativ geringem Fehler gearbeitet werden kann. Alternativ kann die Wassertemperatur auf ungefähr 50°C erhöht werden [126], was allerdings viel Aufwand erfordert, oder der Salzgehalt wird angepasst, bis die gewünschte Schallgeschwindigkeit erreicht ist. Das Verhältnis von Salzgehalt zu Schallgeschwindigkeit bei unterschiedlichen Temperaturen hat z.B. Nassar [4] bestimmt.

Die oben beschriebene Fadengeometrie wurde von der dänischen Firma Dansk Fantom Service als Spezialanfertigung gebaut. Der Kalibrierkörper ist mit einer Agarose ähnlichen Masse gefüllt und hat ungefähr die Schallgeschwindigkeit von Lebergewebe (Abb. 5.3(a)). Auch Montage, Befüllung, Entleerung und Demontage sowie eine Sterilisation entfallen, anders als z.B. bei Chen [26]. Da der Kalibrierkörper selbst nicht sterilisierbar ist, darf er im OP allerdings nur in einem sterilen Überzug verwendet werden. Zudem besteht bei falscher Lagerung (eine Schutzflüssigkeit muss immer die Oberfläche bedecken) die Gefahr von Austrocknung oder schlimmstenfalls Schimmelbefall. Bei Kalibrierungen im Wasserbad können immer Störungen durch Wasserbewegung, Luftbläschen oder Schwebeteilchen auftreten. Bei diesem Kalibrierkörper wird hingegen die Bildverarbeitung durch das Füllmaterial beeinträchtigt, welches Speckle im Bild verursacht, wodurch die Fadenerkennung erschwert wird. Speckle ist ein Interferenzmuster, verursacht durch Streuung unterhalb der Auflösungsgrenze kohärenter Strahlung, wie sie auch Ultraschallsonden verwenden. Auf Speckle-Unterdrückung wird bei der Bildverarbeitung im nächsten Abschnitt näher eingegangen.

5.3. Softwareverarbeitung und Bildverarbeitung

5.3.1. Einmessung der Sonde

Das Kalibrierungsergebnis einer Ultraschallsonde, also die Lage des Bildes zum Tracker an der Sonde, gilt nur für die aktuellen Einstellungen am Ultraschallgerät. Eine sehr wichtige Einstellung ist die Eindringtiefe, da sie dem Benutzer sowohl einen Überblick über das zu schallende Medium (hohe Eindringtiefe) als auch eine hohe Auflösung mit vielen Details (niedrige Eindringtiefe) verschaffen kann.

Wird die Eindringtiefe am Ultraschallgerät geändert, gilt die aktuelle Ultraschallkalibrierung nicht mehr. Da die Änderung der Eindringtiefe während des Schallens der Leber ein üblicher

Vorgang ist, muss sie automatisch erkannt und berücksichtigt werden. Die aktuelle Tiefeneinstellung am Ultraschallgerät wird auf allen uns bekannten Systemen auf dem Monitor angezeigt. Der Bildschirmausschnitt mit dieser Anzeige wird verwendet, um alle möglichen oder zumindest alle zu unterstützenden Tiefeneinstellungen zu erkennen. Durch Vergleich des Ausschnitts mit zuvor aufgenommenen Bildern (sog. Template Matching) wird das ähnlichste Bild ermittelt und der zugehörige Modus ausgewählt. Passt keines der Bilder, z.B. weil am Gerät ein Menü und nicht das aktuelle Ultraschallbild angezeigt wird, wird dies erkannt und kann in einer Anwendung gesondert berücksichtigt werden.

Der Schallbereich im Videobild vom Ultraschallgerät ist für jeden Sondentyp und jede Tiefeneinstellung unterschiedlich. Die konkrete Kontur ist interessant, wenn wirklich nur das Schallbild angezeigt und v.a. weiterverarbeitet werden soll. Für eine Gefäßsegmentierung oder Tumorerkennung wäre es fatal, wenn auf Bildschirmanzeigen wie Zeichen, Skalen oder Abbildungen gearbeitet würde statt auf den Ultraschalldaten.

Die Skalierung des Ultraschallbildes in x- und y-Richtung kann im Rahmen einer Kalibrierung der Ultraschallsonde bestimmt werden. Dies sind jedoch zwei Unbekannte mehr, die den Lösungsraum vergrößern und bei ungünstigen Eingabewerten die Gefahr einer falschen Optimierung erhöhen. Stattdessen können diese Werte ohne viel Aufwand einmalig durch Ausmessung bekannter Abstände im Ultraschallbild bestimmt werden. Dieser Vorgang muss nur einmal für jeden unterstützten Modus jedes Sondentyps durchgeführt werden, da er völlig unabhängig vom Typ oder der Befestigung eines Trackers ist.

Während die Skalierung und die Kontur pro Tiefeneinstellung nur einmal bestimmt werden muss, ist eine Kalibrierung der Lage des Trackingsensors zum Ultraschallbild je nach Sensorbefestigung evtl. bei jedem Einsatz erforderlich. Damit diese nicht zudem für mehrere unterschiedliche Eindringtiefen wiederholt werden muss, kann ein gemeinsamer Bezugspunkt definiert werden. Jedes Pixel einer Eindringtiefe innerhalb der jeweiligen Kontur muss sich durch eine Skalierung relativ zum Bezugspunkt in das korrespondierende Pixel einer anderen Eindringtiefe umrechnen lassen. Es ist durchaus möglich, dass die Darstellungen unterschiedlicher Eindringtiefen keinen gemeinsamen Bezugspunkt besitzen. Bei den im Rahmen dieser Arbeit zur Verfügung stehenden fünf Ultraschallgeräten von vier Herstellern war dies jedoch nicht der Fall.

Ein eigenes Hilfsprogramm unterstützt alle in diesem Abschnitt genannten Schritte:

- Festlegung des Ausschnitts für die Tiefenerkennung
- Speicherung und Erkennung der Bildausschnitte für verschiedene Tiefeneinstellungen
- Vermessung der Skalierung durch Aufziehen von Linien bekannter Länge mit der Maus
- Automatische Erkennung, Glättung und manuelle Korrektur der Kontur für jede Tiefeneinstellung
- Setzen des gemeinsamen Bezugspunktes und des gesamten zu verwendenden Bildausschnitts

5.3.2. Fadenphantomerkennung

5.3.2.1. Bildverarbeitung

Ziel ist die Erkennung einer Geometrie aus Fäden, die im Ultraschallbild gut als Punkte sichtbar sind. Aufgrund der eindeutigen Anordnung ist eine Identifizierung der Fäden möglich. Die Fa-

dengeometrie wurde analog zum von Chen [26] beschriebenen Kalibrierkörper erstellt. Da der Kalibrierkörper mit einem Trackingsensor versehen und die Lage der Fäden relativ dazu eingemessen worden ist, kann aus dem Ultraschallbild die Lage der Sonde relativ zum Kalibrierkörper aus einer Aufnahme bestimmt werden. Um ein robusteres Ergebnis zu bekommen, werden allerdings beim Schallen des Kalibrierkörpers automatisch mehrere Aufnahmen (derzeit 30) gemacht, so dass einzelne spontane Fehler in der Bilderkennung oder bei Trackingwerten nicht so stark ins Gewicht fallen.

Folgende Schritte werden in der angegebenen Reihenfolge für jedes Bild durchlaufen:

Grauwertbildung Umwandlung des Farbbildes in Grauwertbild. Da das Ultraschallbild üblicherweise bereits in Grautönen ankommt, findet im wesentlichen eine Reduktion der Farbkanaäle von drei auf eins statt.

Glättung Um den Einfluss von Speckle und Rauschen etwas zu unterdrücken, wird das Bild mit einem Gaußfilter der Größe 5x5 gefaltet.

Adaptive Binarisierung In einem Fenster mit einem Radius von $r = 12$ Pixeln um das aktuelle Pixel wird die mittlere Helligkeit berechnet. Liegt das aktuelle Pixel um einen Faktor $C = 1.7$ über der mittleren Helligkeit, wird es dem Vordergrund zugeschlagen (heller Punkt auf dunklem Grund). Um eine höhere Geschwindigkeit auch bei größerem Mittelfenster (hier 25 Pixel) zu erreichen, wird nur eine zufällige Teilauswahl der Pixel in dem Fenster betrachtet. Die Werte für r und C wurden in zahlreichen Tests im Hinblick auf Qualität und Geschwindigkeit bestimmt.

Auswahl heller Punkte Die Schwerpunkte segmentierter Bereiche in einem bestimmten Größenbereich (5-100 Pixel) im Ultraschallfenster (Bereich des Videobildes mit Ultraschalldaten) werden in einer Liste gespeichert. Angesichts der konstruktionsbedingt zu erwartenden Lage der Fäden im Bild in einer Tiefe von 25.5 mm und 45.5 mm werden Punkte mit einem y-Wert (vertikale Bildachse) unterhalb 20 mm und oberhalb 55 mm verworfen. Näher an die Fäden herankommen kann die Sonde nicht, aber bei schrägem Blickwinkel kann sich der Abstand erhöhen, so dass bei größerer Tiefe eine größere Toleranz gewählt werden muss.

Linien suche Drei Punkte werden als Tripel zusammengefasst, wenn sie ungefähr eine Linie bilden. Dafür wird der Winkel zwischen den Verbindungslinien der Punkte bestimmt und unterhalb von 4° akzeptiert. Insgesamt darf eine Linie außerdem nicht mehr als 20° von der Bildhorizontalen abweichen.

Auswahl paralleler Linien Aus allen potentiellen Linien aus drei Punkten werden alle ungefähr parallel verlaufenden Paarungen ermittelt. Die Länge beider Linien darf sich um nicht mehr als den Faktor 1.2 voneinander unterscheiden. Ist zudem der Winkel zwischen beiden Linien kleiner als 6° und ihr Abstand zwischen 15 und 25 mm (nach Konstruktion 20 mm), werden sie als mögliche Fadenkombination betrachtet.

Modellbasierte Auswahl Unabhängig von der Lage der Fäden zum Tracker am Kalibrierkörper und auch unabhängig vom Trackingwert der Ultraschallsonde kann aus den Fadenschnittpunkten eines Bildes die Lage der Ultraschallsonde zur Fadengeometrie bzw. zum Kalibrierkörper berechnet werden. Umgekehrt kann mit Hilfe der gefundenen Lösung ein Fehlerwert bestimmt werden, der beschreibt, wie gut die Schnittpunkte auf die Fadengeometrie passen. Über den mittleren quadratischen Fehler der Abstände zwischen den sichtbaren und den berechneten Fäden innerhalb der Bildebene werden alle Lösungen

miteinander verglichen und diejenigen mit dem geringsten Fehlerwert ausgewählt, sofern dieser Wert unterhalb einer bestimmten Schwelle (hier 1.5 mm) liegt.

5.3.2.2. Optimierung der Fadenschnittpunkte

Die Transformationsmatrix ${}^{TS}T_{KK}$ vom Trackingsystem TS zum Tracker am Kalibrierkörper KK wird permanent vom Trackingsystem ermittelt. Bekannt ist ebenfalls ${}^{KK}T_{FG}$, die einmalig relativ zum Tracker am Kalibrierkörper KK ausgemessene Lage der Fadengeometrie FG . Mittels der bekannten Fadengeometrie kann aus jedem Ultraschallbild US mit sichtbaren und korrekt erkannten Fäden dessen Lage ${}^{FG}T_{US}$ relativ zur Fadengeometrie FG bestimmt werden, um so die gesuchte Transformation ${}^{Sonde}T_{US}$ vom Tracker an der Ultraschallsonde zum Ursprung des Ultraschallbildes zu erhalten.

$${}^{Sonde}T_{US} = {}^{Sonde}T_{TS} \cdot {}^{TS}T_{KK} \cdot {}^{KK}T_{FG} \cdot {}^{FG}T_{US} \quad (5.6)$$

Aufgrund des engen Blickwinkels der Ultraschallsonde auf die Fäden des Kalibrierkörpers wäre es numerisch instabil, ohne Tracker am Kalibrierkörper zu kalibrieren, also zwölf statt sechs Unbekannte zu bestimmen.

Bei zuvor bestimmter Skalierung $s = (s_x, s_y)mm/pixel$ wird der Abstand der jeweils sechs pro Bild gefundenen Punkte $p_j = (u_j, v_j)$ von den sechs Fäden mit den Endpunkten $L1_j$ und $L2_j$ über alle Bilder minimiert, wobei nur die n Bilder berücksichtigt werden, in denen die sechs Punkte in einer theoretisch möglichen Anordnung liegen. Für die Optimierung wird der Algorithmus von Powell [145] verwendet, da er ohne eine explizite Gradientenfunktion auskommt. Minimiert wird der Ausdruck

$$\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^6 \left\| (P_{ij} - L1_j) \times \frac{L2_j - L1_j}{\|L2_j - L1_j\|} \right\| \quad (5.7)$$

mit dem zum Bildpunkt p_{ij} korrespondierenden Raumpunkt P_{ij} im Koordinatensystem des Trackingsystems unter Verwendung der gesuchten Kalibrierungstransformation ${}^{Sonde}T_{US}$ aus dem letzten Optimierungsschritt

$$P_{ij} = {}^{TS}T_{Sonde}(i) \cdot {}^{Sonde}T_{US} \cdot \begin{pmatrix} s_x \cdot u_{ij} \\ s_y \cdot v_{ij} \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5.8)$$

Als Startwert der gesamten Optimierung wird die Lösung für ein einzelnes Bild verwendet. Die Bestimmung der Lage eines einzelnen Ultraschallbildes relativ zur Fadengeometrie des Ultraschallkalibrierkörpers wird auch bei der modellbasierten Auswahl der Punktlinienkombinationen verwendet (s.o.). Dabei wird zunächst geometrisch eine Schnittebene für jede 3-Punkte-Linie bestimmt und anschließend durch nicht-lineare Optimierung eine optimale Ebene durch alle sechs Schnittpunkte beider 3-Punkte-Linien gefunden.

Für die geometrische Bestimmung wird jede 3-Punkte-Linie getrennt betrachtet. Selbst bei perfekter Bestimmung der Fadenschnittpunkte im Bild ergeben sich immer zwei mögliche Lösungen für den Schnitt der Ultraschallbildebene mit den Fäden (Abb. 5.3(b)), wobei zusätzlich

die Orientierung der Bildebene um die Linie unbekannt ist. Durch eine zweite Linie im Bild werden diese Mehrdeutigkeiten im Prinzip beseitigt. Dennoch gibt es vier mögliche Kombinationen der Schnitte durch beide 3-Punkte-Linien. Diese werden nacheinander als Startwert für eine Optimierung verwendet und das Ergebnis mit dem kleinsten Restfehler als richtige Lösung akzeptiert.

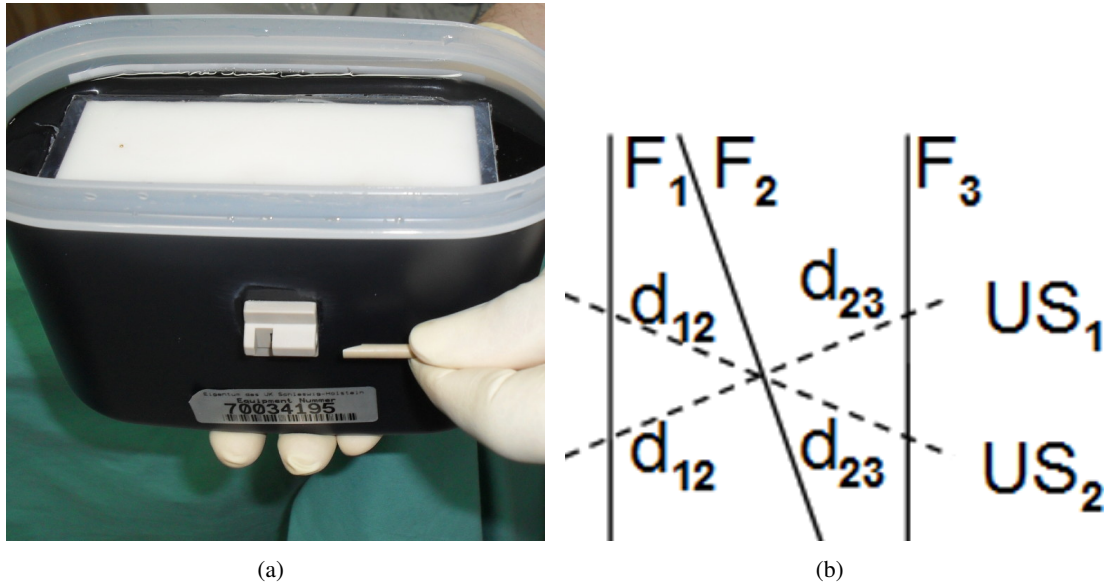
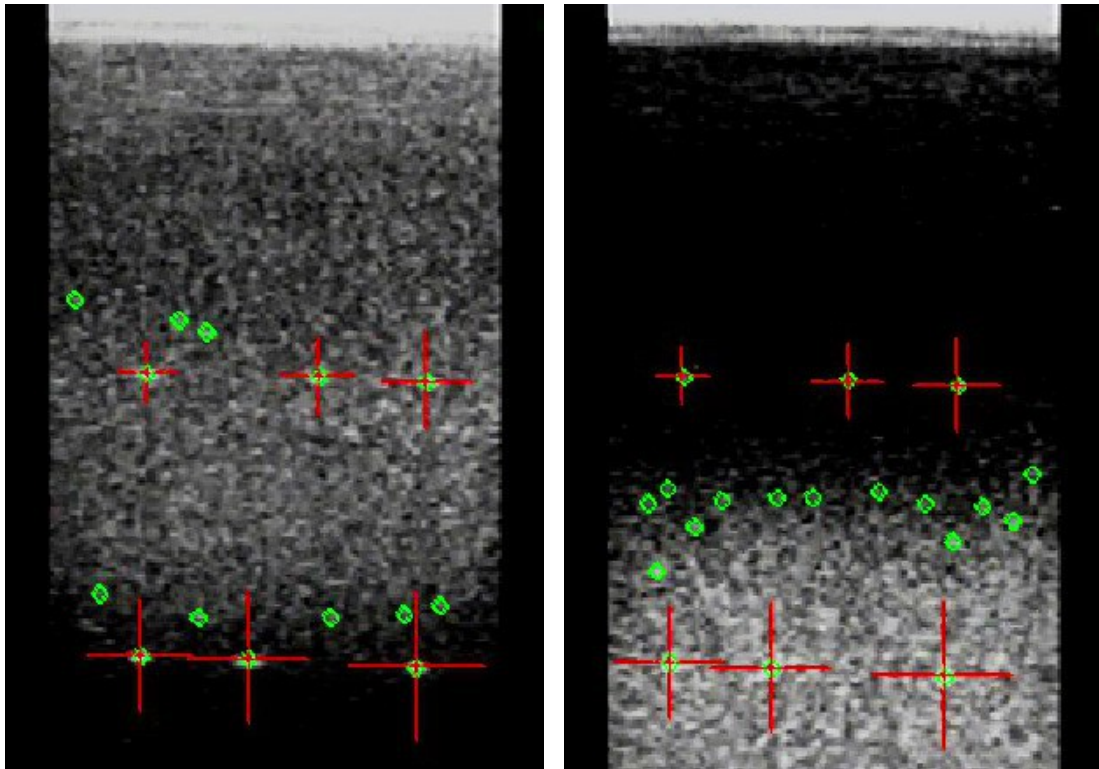


Abbildung 5.3.: (a) Der Kalibrierkörper mit der beschriebenen Geometrie aus sechs Fäden. Die schwarze Füllmasse hat die Schallgeschwindigkeit von Lebergewebe. Geschallt werden kann nur auf dem weißen Schallfenster, dessen Eckpunkte eine Bestimmung der Lage der Fäden erlauben, die ansonsten nur im Ultraschallbild zu sehen sind. Vorne ist eine Sensorhalterung festgeklebt, in die gerade ein Sensor mit polungssicherer Hülse gesteckt wird. (b) Beispiel für eine mehrdeutige Interpretation der sichtbaren Fäden: Die Schnittpunkte der Fäden F_1 bis F_3 mit dem Ultraschallbild US_1 haben dieselben Abstände d_{12} und d_{23} wie mit dem Ultraschallbild US_2 .

5.4. Kalibrierungen und -ergebnisse

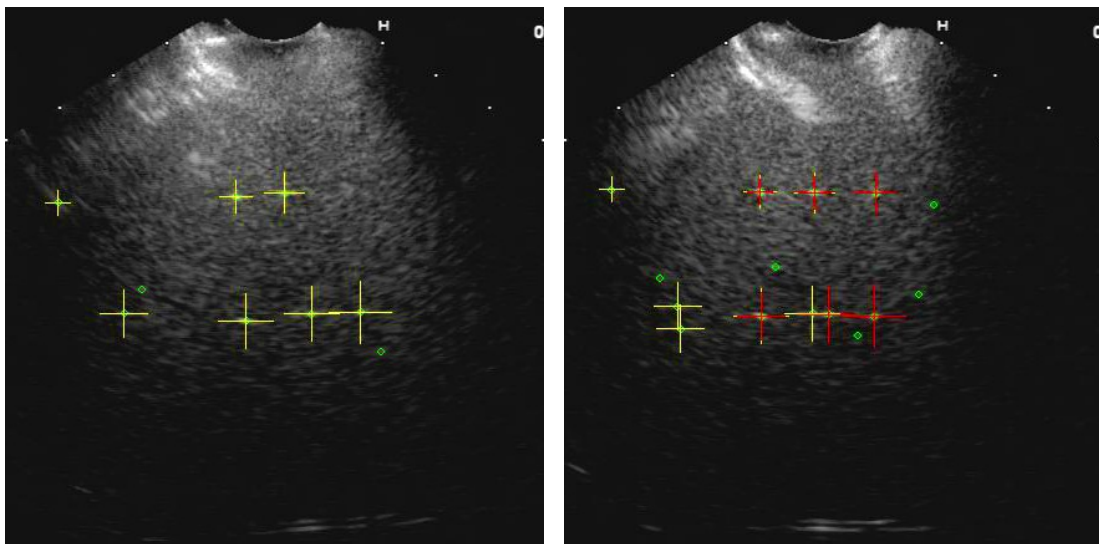
Sowohl die Qualität der Bildverarbeitung, der Kalibrierverfahren wie auch des Kalibrierkörpers wurden untersucht. Der durch die Füllmasse hervorgerufene punktförmige Speckle im Bild erschwert die Erkennung der ebenfalls punktförmig erscheinenden Schnittpunkte der Fäden im Bild. Bei dem laparoskopischen Schallkopf von Hitachi ist es zusätzlich schwierig, die Fadenschnittpunkte in einer horizontalen Linie darzustellen. Die Erkennungsrate zweier Sequenzen von Ultraschallbildern des Kalibrierkörpers, aufgenommen mit der Hitachi-Sonde, dient daher als Beurteilung der Qualität der Bildverarbeitung. Abbildung 5.4 zeigt Beispiele für die erfolgreiche Erkennung der sechs Fäden des Kalibrierkörpers auch bei bewusst schlechten Bildverhältnissen mit der Aloka-Sonde und der Hitachi-Sonde.

Tabelle 5.1 zeigt die Ergebnisse der Untersuchung der Fadenerkennung am Ultraschallkalibrierkörper. Ist die Rate falsch-negativer Zuordnungen hoch, dauert die Kalibrierung geringfügig länger, da gute Bilder unnötigerweise verworfen werden. Viel wichtiger ist, dass fälschlich als



(a) Korrekte Erkennung der Fäden trotz starken Hell-Dunkel-Wechsels (Aloka)

(b) Korrekte Erkennung der Fäden trotz starken Dunkel-Hell-Wechsels (Aloka)



(c) Korrektes Verwerfen aller potentiellen, aber falschen 3-Punkte-Linien (Hitachi)

(d) Korrekte Erkennung der Fäden trotz anderer paralleler 3-Punkte-Linien (Hitachi)

Abbildung 5.4.: Beispiele erfolgreicher Fadenerkennung bei relativ schlechten Bildverhältnissen. Grüne Kreise markieren alle potentiellen Fadenpunkte, gelbe Kreuze potentielle Fadenkombinationen, die verworfen wurden. Rote Kreuze zeigen die vom System erkannte Kombination aus sechs Fäden an.

Serie	Bilder	Bilder m. Fäden	Korrekt	Falsch-negativ	Falsch-positiv
1	319	61.8%	67.7%	31.0%	1.3%
2	261	76.2%	94.6%	5.4%	0.0%

Tabelle 5.1.: Ergebnisse der beiden Messreihen mit der Hitachi-Ultraschallsonde

Fäden interpretierte Punkte im Bild (falsch-positiv) das Kalibrierungsergebnis negativ beeinflussen. Es wurden zwar in einer Messreihe mehr als 30% der mit dem Auge noch sichtbaren Fäden nicht erkannt (falsch-negativ), aber falsch erkannt (falsch-positiv) wurden die Fäden in beiden Sequenzen fast gar nicht. Die Erkennung ist also auch bei ungünstiger Bildqualität sehr robust.

Um die Genauigkeit der Ultraschallkalibrierung mit dem von uns entwickelten Kalibrierkörper zu untersuchen, wurde zuerst eine Grundwahrheit erstellt. Die Lage der Fadengeometrie zum Trackingsystem wurde mit einem Zeiger relativ zu einem am Kalibrierkörper befestigten Tracker ausgemessen. Aufgrund der bekannten Konstruktion kann ihre Lage indirekt über die Erfassung der vier Eckpunkte des Schallfensters auf der Kalibrierkörperoberseite bestimmt werden (Fäden im CT und MRT nicht sichtbar).

Es wurde eine laparoskopische Ultraschallsonde von Aloka (Typ 8666, Linearsonde) für den Test verwendet. Als alternative Kalibrierung wurde eine Crosswire-Kalibrierung mit einer kleinen Kugel statt eines Fadenschnittpunktes durchgeführt, da diese besser sichtbar ist. Für diese Kalibrierung musste der Kugelmittelpunkt in mehreren Ultraschallbildern mit möglichst unterschiedlicher Ausrichtung markiert werden.

Für die Bewertung der Tauglichkeit des Kalibrierkörpers wurde das Ergebnis der Crosswire-Kalibrierung mit den Ergebnissen aus mehreren Kalibriervorgängen verglichen. Da die Kalibrierung die o.g. Ausmessung des Trackers am Kalibrierkörper verwendet, kann aus einem Ultraschallbild bereits die Kalibrierung bestimmt werden. Um die Robustheit zu erhöhen, erfolgen bei jeder Kalibrierung 20 Aufnahmen. Diese können (a) gemittelt werden oder (b) für die Minimierung der Fehlerquadrate der Abweichung der Fadenschnittpunkte zu den Fäden verwendet werden. In jedem Fall fehlt aber eine unabhängige Überprüfung, d.h. wenn alle Aufnahmen ähnlich sind und einen ähnlichen Fehler besitzen, z.B. durch eine lokale Störung des Magnetfeldes, ist der Fehlerwert trotz einer falschen Lösung gering. Werden stattdessen Hand-Auge-Algorithmen eingesetzt, die nicht nur die gesuchte Transformation vom Tracker zum Ultraschallbild, sondern auch die vom zweiten Tracker am Kalibrierkörper zur Fadengeometrie bestimmen, kann die zweite Transformation mit der bekannten ausgemessenen Lösung (s.o.) verglichen werden und so als Maß für die Vertrauenswürdigkeit des Ergebnisses dienen. Daher wurden, analog zu den Untersuchungen bei der Kamerakalibrierung, verschiedene Hand-Auge-Algorithmen getestet und mit der durch Ausmessung und Crosswire-Kalibrierung bekannten Grundwahrheit verglichen. Auch hierbei gibt es zwei Vorgehensweisen: (c) Es wird über alle Messwerte ein Ergebnis bestimmt, oder (d) es wird aus je drei unabhängigen Messungen ein Ergebnis berechnet und dessen Güte mit den übrigen Messwerten bestimmt und das optimale Ergebnis ausgewählt (RANSAC Verfahren).

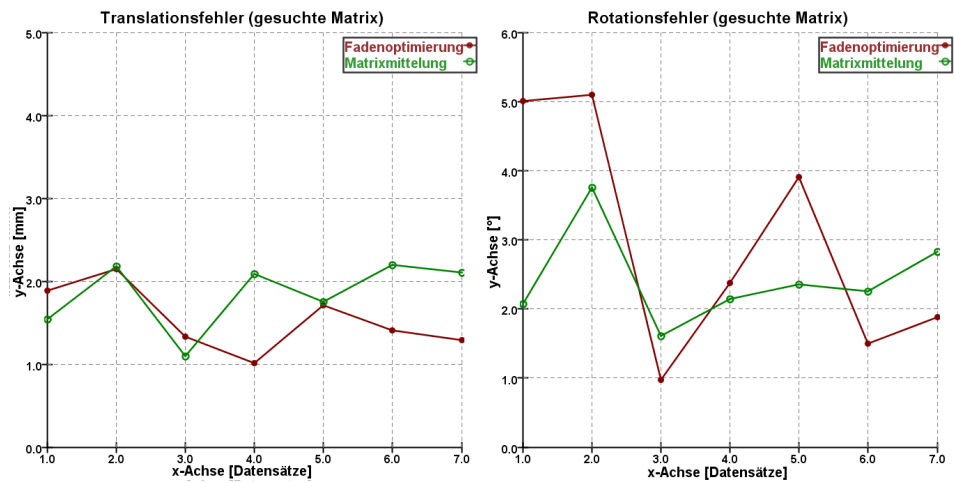
Die verwendeten Verfahren sind dieselben wie beim Vergleich der Hand-Auge-Verfahren in Kap. 4.5.1): Tsai-Lenz, Dual-Quaternion von Daniilidis und das Verfahren nach Andreff jeweils mit und ohne nachfolgende Optimierung sowie QR24 und eine Optimierung mit der Grundwahrheit als Startwert.

- (a+b) Die Abbildungen 5.5(a) zeigen den Translations- und Rotationsfehler für die Fadeno-
ptimierung (a) und für die Mittelung von Transformationen (b) für sieben Messreihen im
Vergleich zur Crosswire-Kalibrierung. Grob liegen beide Verfahren im selben Bereich,
wobei die Optimierung geringere Translationsfehler aber höhere Orientierungsfehler lie-
fert.
- (c) Die Abbildungen 5.5(b) zeigen die Translations- und Rotationsfehler für dieselben
Messreihen bei Verwendung verschiedener Hand-Auge-Verfahren. Sogar eine Optimie-
rung basierend auf den als Grundwahrheit verwendeten Transformationsmatrizen ergibt zu
große Fehler. Die Hand-Auge-Verfahren schneiden noch schlechter ab, ebenso das QR24-
Verfahren. Keines der Verfahren kommt an die Kalibrierung unter Verwendung der aus-
gemessenen Lage des Sensors am Kalibrierkörper heran. Die Winkelunterschiede in den
Bildaufnahmen vom Kalibrierkörper sind mit maximal 65° möglicherweise zu gering.
- (d) Die Abbildungen 5.5(c) zeigen ein ähnliches Bild wie unter (c) bei Verwendung von je-
weils drei unabhängigen Messungen zur Bestimmung einer Transformation und Bewer-
tung durch die übrigen Messungen (RANSAC-Verfahren). Alle Verfahren bewegen sich in
einem ähnlichen, aber zu großen Fehlerbereich.

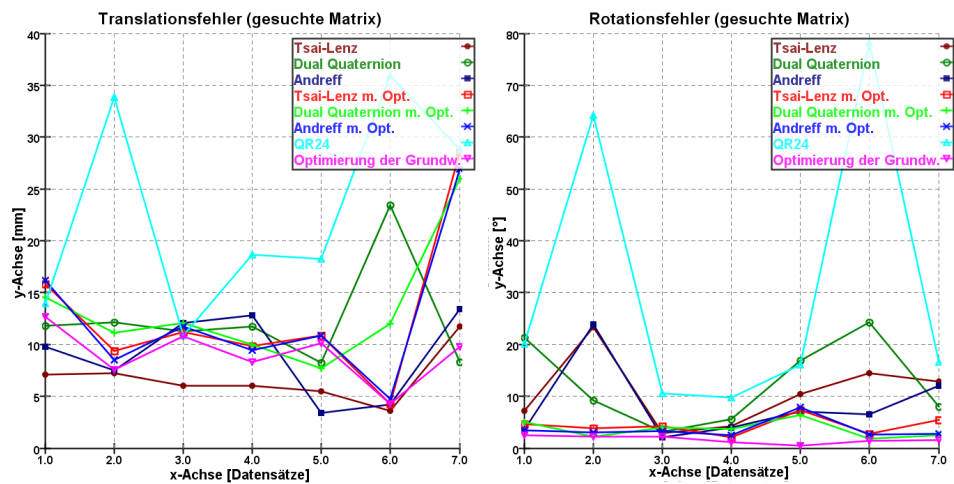
5.5. Diskussion

Die Fadenerkennung aus Ultraschallbildern funktioniert gut und robust. Die Versuche zur Kali-
brierung der Ultraschallsonde haben aber auch gezeigt, dass der hier vorgestellte Kalibrierkörper
keine Kalibrierung durch Hand-Auge-Verfahren erlaubt, sondern die Verwendung eines ausge-
messenen Trackers am Kalibrierkörper erfordert. Dadurch ist prinzipiell eine Kalibrierung mit
einer einzigen Ultraschallaufnahme möglich, aber eine unabhängige Validierung des Kalibrie-
rungsergebnisses ist nicht möglich.

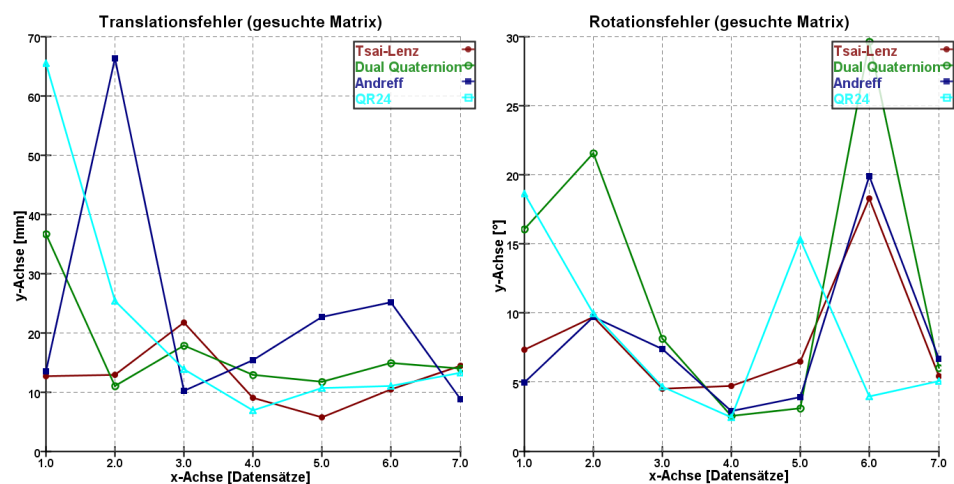
Nachteilig bei dem hier vorgestellten Kalibrierkörper sind zudem die Gefahr einer Austrock-
nung oder eines Schimmelbefalls und die Notwendigkeit eines sterilen Überzugs bei Verwendung
im OP zur Kalibrierung einer sterilen Ultraschallsonde. Dafür ist es ein kompakter Körper, Auf-
und Abbau entfallen weitestgehend, ebenso eine Sterilisation. Reinigung und Pflege sind hinge-
gen erforderlich. Positiv zu bewerten ist die an die Anwendung angepasste Schallgeschwindig-
keit, anders als bei Kalibrierkörpern im Wasserbad. Er ist auch nicht auf eine bestimmte Sonden-
formen beschränkt, kann also für Sonden verschiedener Hersteller und unterschiedlichen Typs
eingesetzt werden. Der Kalibrierkörper und das Verfahren wurden zusammen mit dem Gesamt-
system Laparoskopieassistent veröffentlicht [105] [111].



(a) Ausgemessene Lage eines Trackers am Kalibrierkörper



(b) Hand-Auge-Verfahren



(c) Hand-Auge-Verfahren mit dem RANSAC-Ansatz

Abbildung 5.5.: Translations- und Rotationsfehler von 7 Kalibrierungssequenzen (Crosswire-Kalibrierung als Grundwahrheit) berechnet mit (a) eingemessenem Sensor am Kalibrierkörper, (b) Hand-Auge-Verfahren mit und ohne Optimierung und (c) mit dem RANSAC-Ansatz (Kap. 4.5.1)

Markerbasiertes Laparoskoptracking

Eine der wesentlichen Herausforderungen dieses Projektes ist die Bestimmung der Lage des Ultraschallbildes relativ zu den anderen Instrumenten und präoperativen Patientendaten. Die Schwierigkeit besteht darin, dass die Sondenspitze beweglich ist, durch die Bauchdecke verdeckt wird und durch einen engen Trokar in den Körper eingeführt werden muss.

Eine sehr interessante Möglichkeit ist das sogenannte „Sensorless Tracking“, welches sich die Bildinhalte zunutze macht, um aus einzelnen Ultraschallbildern ein Volumen zusammenzusetzen [76]. Dies geschieht meist unter Ausnutzung des sog. Speckle in den Bildern [56] [63]. Speckle entsteht beim Auftreffen kohärenter Wellen (z.B. Laserlicht, Ultraschall) auf Oberflächen mit Strukturen in der Größenordnung der Wellenlänge oder darunter. Kohärente Wellen zeichnen sich durch gleiche oder annähernd gleiche Eigenschaften (Phase, Wellenlänge, Amplitude) aus, wodurch sie sich gegenseitig beeinflussen können, die sog. Interferenz. Dadurch erscheinen auf einheitlichen Oberflächen bzw. Gebieten (z.B. Leberparenchym) fleckenartige Interferenzmuster. Zwar sind die Muster zufällig, im Gegensatz zu Bildrauschen aber zeitlich stabil bei unveränderten Bedingungen. Verfahren zur Bestimmung von Volumina aus Einzelbildern haben durch die Entwicklung moderner 3D-Ultraschallsonden immer mehr an Bedeutung verloren. Allerdings gibt es bis heute keine laparoskopischen 3D-Ultraschallsonden, und die Bildauflösung von 3D-Sonden allgemein liegt unterhalb der von 2D-Sonden, so dass eine Volumenrekonstruktion im laparoskopischen Umfeld sinnvoll ist.

Direktes Tracking des Sondenkopfes verspricht mehr Robustheit. Ein optisches Tracking ist aufgrund der Bauchdecke nicht möglich, daher ist für dieses Projekt das elektromagnetische Tracking das Mittel der Wahl. Es gibt verschiedene Alternativen

- Integration des Sensors in den Sondenkopf: Dies erfordert die Kooperation mit einem Hersteller, ist teuer und mit etlichen Risiken behaftet. So darf die Sonde selbst den Sensor nicht stören und umgekehrt und die Lebensdauer des Sensors muss an die der Sonde heranreichen. Am Ende einer solchen Entwicklung steht lediglich die Unterstützung einer einzigen auf dem Markt befindlichen Ultraschallsonde.
- Sensorbefestigung außen an der Sonde: Eine äußere Befestigung kann auf unterschiedliche Sondentypen angepasst werden. Allerdings muss sie durch den Trokar geschoben und gezogen werden können und darf keinen zu großen Trokar erfordern (maximal 15mm Durch-

messer, besser weniger). Da die kommerziell verfügbaren elektromagnetischen Trackingsysteme katheterartige Sensoren unterstützen, müssen diese Kabel zusammen mit dem jeweiligen Instrument durch den Trokar geführt werden, ohne zu knicken und ohne dass am Kabel Gas aus dem Pneumoperitoneum entweicht.

- Erfassung der Ultraschallsonde mit dem Videolaparoskop: Die Ultraschallsonde wird im Bild des immer vorhandenen Laparoscops eindeutig erkannt und das Ultraschallbild in das Laparoskopbild eingeblendet. Die Sonde muss dafür allerdings eindeutig erkannt werden können. Durch Anbindung des Laparoscops an ein optisches Trackingsystem kann die Ultraschallsonde sogar indirekt getrackt werden, als ob ein Trackingsensor an der Sondenspitze befestigt wäre. Für die Verwendung eines kabelgebundenen, störanfälligen magnetischen Trackingsystems besteht kein Grund mehr. Gasverlust, ein größerer Trokar und An- und Abbau eines Sensors an der Ultraschallsonde treten nicht auf bzw. sind nicht erforderlich.

Da die Sensorintegration nach Rücksprache mit einem Ultraschallgerätehersteller keine Option für dieses Projekt darstellte, und die Befestigung eines magnetischen Trackingsensors an der Spitze der Ultraschallsonde unbestreitbar Nachteile hat, wurde die Sondenerfassung mit dem Laparoskop evaluiert.

Allerdings besitzt auch dieser Ansatz Nachteile:

- Die Ultraschallsonde kann nur getrackt werden, wenn sie im Laparoskopbild sichtbar ist.
- Die Fehlerkette ist durch das doppelte Tracking (getracktes Laparoskop trackt markierte Ultraschallsonde) länger als bei direktem Tracking der Ultraschallsonde.
- Die Trackinggenauigkeit ist bei indirektem Tracking (zwei verkettete Trackingsysteme) geringer als bei direktem Tracking und durch die im PC verfügbare Auflösung des Laparoskopvideos zusätzlich beschränkt.
- Die Laparoskope sind meistens drehbar und schräg schauend und besitzen mit Zoom und Fokus weitere Einstellungen. Sofern diese Einstellungen nicht digital erfassbar sind, muss eine Kalibrierung des Laparoscops direkt vor dem Einsatz stattfinden und einige Einstellungen dürfen nicht verändert werden (z.B. der Zoom).

Zunächst wurden existierende Ansätze für dieses oder ähnliche Probleme betrachtet (Kap. 6.1) und Anforderungen an ein laparoskopisches Trackingsystem formuliert (Kap. 6.2). Aus den Anforderungen und unter Berücksichtigung der beschriebenen Lösungsansätze wurden zwei ähnliche Lösungskonzepte entwickelt (Kap. 6.3), deren zentrale Herausforderungen die Bilderkennung und Lagerekonstruktion waren (Kap. 6.4). Versuchsergebnisse der Realisierung beider Verfahren werden in Kap. 6.5 einander gegenübergestellt und eine Diskussion der Ergebnisse im Hinblick auf eine mögliche Verwendung im Laparoskopieassistenten (Kap. 6.6) beendet das Kapitel.

6.1. Existierende Ansätze

Instrumentenerkennung im Endoskopbild dient im Wesentlichen zwei unterschiedlichen Ansätzen: der automatischen Fokussierung der Kamera auf die wichtigen Bildinhalte und der automatischen Dokumentation von chirurgischen Arbeitsschritten. Dafür reicht oft die Erkennung der Position eines Instruments oder sogar nur die Tatsache, ob und wie lange ein bestimmtes

Instrument verwendet worden ist.

Casals und Amat [23] [22] extrahieren die äußeren Linien der stabförmigen Instrumente im Bild. Eine zusätzliche weiße Markierung mit horizontalen und vertikalen Linien wird für die Bestimmung der Position des Instruments verwendet, über den Linienabstand wird der Abstand zur Kamera bestimmt. Zur Beschleunigung wird nach initialer Suche der Suchbereich auf ein kleines Suchfenster beschränkt. Zhang [173] [174] erzielt mit einem ähnlichen Ansatz und horizontalen Streifen, über deren bekannten Abstand zueinander die Entfernung bestimmt wird, die 5D-Position eines Instruments.

Climent und Mares [31] verzichten gleich auf Marker und setzen auf die Instrumentenkanten als einzige strukturierte Elemente im Bild. Über Heuristiken¹ werden die geeignetsten Linien ermittelt und der stärkste Farbübergang als Endpunkt des Instruments gedeutet. Voros [164] geht einen ähnlichen Weg wie Climent und Mares, verbessert die Linienerkennung aber über die vorherige Bestimmung des Einstoßpunktes des Instruments durch die Bauchdecke (Abb. 6.1). Dadurch ist die Lage der möglichen Linien im Bild stark eingeschränkt.

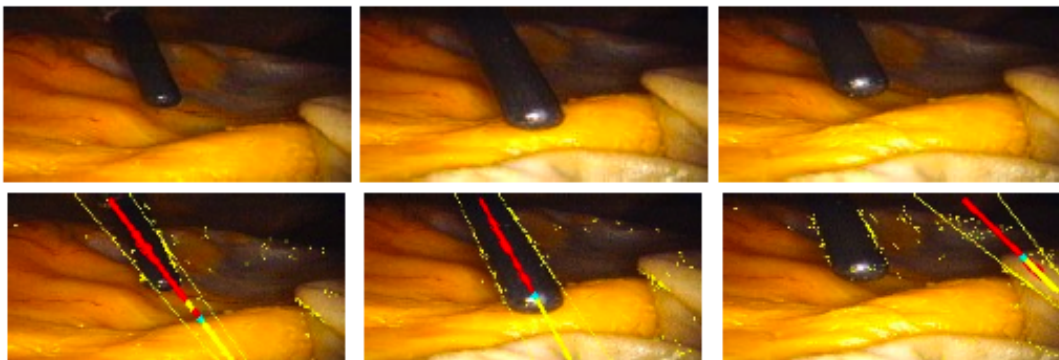


Abbildung 6.1.: Markerloses Tracking unter Verwendung des Einstoßpunktes nach Voros [164]: Oben die Originalbilder, unten zwei Beispiele für eine korrekte Erkennung der Kanten (dünne gelbe Linien), der Instrumentenmittellachse (rote Linie) und des Endpunktes der Ultraschallsonde (Übergang von roter zu dicker gelber Linie) sowie ein Beispiel für eine fehlerhafte Erkennung (rechts).

Wei und Arbter [168] verwenden einen cyanfarbenen Marker, da sich diese Farbe am stärksten vom typischerweise rötlichen Bildinhalt abhebt. Der Schwerpunkt des segmentierten Bereichs wird als Zielpunkt für die Ausrichtung der Kamera verwendet. Wang und Uecker [159] [166] segmentieren die Instrumente mit Hilfe des Bayes Klassifikators² nach Auswertung zahlreicher laparoskopischer Bilder. McKenna [117] bestimmt für jedes Pixel die a-posteriori-Wahrscheinlichkeit, zu einem Instrument oder dem Bildhintergrund zu gehören. Die Konturen dieser Bildregionen werden dann durch drei Linien approximiert, von denen zwei fast parallel aus dem Bild laufen müssen. Kim [83] [84] verwendet den CONDENSATION-Algorithmus, der ebenfalls über Klassifikation arbeitet, jedoch die Wahrscheinlichkeiten an die letzten Bilder anpasst und dadurch unempfindlicher gegenüber Beleuchtungsveränderungen ist. Tonet [157] bestimmt insgesamt fünf Freiheitsgrade eines Instruments durch Segmentierung eines einfarbigen Markers, Erkennung der Instrumentenkanten und unter der Annahme einer eingeschränkten Bewegungsfreiheit des Instruments. Doignon [39] segmentiert markerlose Instrumente anhand

¹Verfahren zur schnellen Suche nach einer guten Lösung trotz geringen (Vor-)Wissens

²Zuordnung von Objekt zu Klassen, zu der sie mit der größten Wahrscheinlichkeit gehören

ihrer geringen Sättigung. Anschließend Linienerkennung und ein Cone-Fitting (engl. für Kegel: durch die perspektivische Verzerrung wirken die zylindrischen Instrumente kegelförmig) liefern die ungefähre Lage der Instrumente (Abb. 6.2).

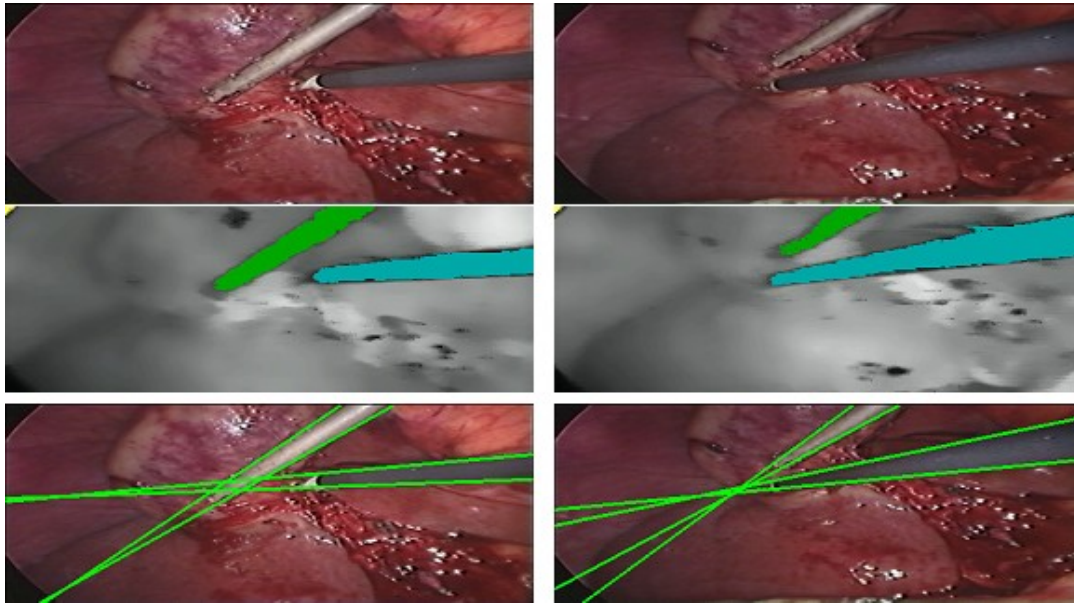


Abbildung 6.2.: Markerloses Tracking im HS-Teilraum mit Line- und Cone-Fitting von Doignon [39]: Über die geringe Sättigung werden die metallenen (grauen) Farbbereiche der Instrumente erkannt (Mitte), deren Begrenzungslinien ermittelt (unten) und die kegelförmigen Instrumentenspitzen in diese Linien möglichst optimal eingepasst (Cone-Fitting).

Zur Nachverfolgung der Bewegungen beim Nähen im Bauchraum bestimmt Nageotte [127] zuerst die ungefähre Lage des Einstoßpunktes des Instruments in den Körper. Über einen weißen Marker mit schwarzen Punkten (Abb. 6.3) kann, zusammen mit den Instrumentenkanten und dem Einstoßpunkt, die vollständige Lage des Instruments im Raum angegeben werden. Über die Abstände der Schwerpunkte der schwarzen Punkte zu den Rändern des weißen Markers ist ihre eindeutige Zuordnung möglich. Für die Lagebestimmung wird Virtual Visual Servoing (s. Abschnitt 6.4.4.2) verwendet.

Bewertung der Ansätze

Die meisten Ansätze zielen auf die Erkennung eines Instruments und die Lage im Bild, aber nicht die Lage im Raum. Nageotte, Tonet und Voroz machen sich die Berechnung des Einstoßpunktes des Laparoscops oder des Instruments im 3D-Raum zunutze. Da bei einer Ultraschalluntersuchung an der Leber vor allem von dem Einsatz abwinkelbarer Ultraschallköpfe ausgegangen werden kann, ist die Position des Einstoßpunktes in die Bauchdecke und die sich aus ihr ergebende Bewegungseinschränkung für den erwarteten Anwendungskontext irrelevant. Die Abstandsbestimmung anhand der Kantenabstände oder der Breite einer Farbfläche ist stark abhängig von den Beleuchtungsverhältnissen und daher sehr instabil.

Die notwendige Genauigkeit wie auch Robustheit ist nur mit einem künstlichen Marker erreichbar. Der modellbasierte Ansatz von Nageotte ist dabei besonders interessant, da dieser auch bei geringfügiger Verdeckung relativ robust und genau funktioniert.



Abbildung 6.3.: Markerbasiertes Tracking unter Verwendung des Einstoßpunktes von Nageotte [127]: Links der ausgerollte Marker mit dem unterschiedlich weit eingerückten Punktmustern, die eine Bestimmung der Eigenrotation des Instruments erlauben. Rechts eine Aufnahme eines mit dem Marker versehenen Instruments.

6.2. Anforderungen

Die Anforderungen gliedern sich in drei unterschiedliche Bereiche. Es gibt Anforderungen an die Hardware, an die Kalibrierungen und an die Markererkennung.

Hardware:

- Der Marker muss für einen sterilen Einsatz geeignet sein.
- Der Marker muss dauerhaft oder schnell und einfach angebracht werden können.

Kalibrierungen:

- Der Marker muss präkalibrierbar sein oder schnell intraoperativ zum Instrument bzw. zur Ultraschallsonde kalibriert werden können.
- Die Kamera muss präkalibriert oder schnell und einfach unter OP-Bedingungen kalibrierbar sein.

Markererkennung:

- Anders als kommerzielle optische Trackingsysteme, die zwei, drei oder beliebig viele zueinander kalibrierte Kameras im Raum besitzen, steht hier nur ein Blickwinkel zur Verfügung. Die vollständige Lage des Markers muss mit einem Bild bestimmbar sein.
- Ein Instrument kann gedreht werden. Für alle Drehwinkel muss aus dem Marker die Lage des Instruments bestimmt werden können.
- Die Bildverarbeitung muss mit den speziellen Lichtverhältnissen zurechtkommen. In der Mitte ist das Bild sehr hell, nach außen hin abfallend. Dazu kommen möglicherweise Glanzlichter, hervorgerufen durch die punktförmige Lichtquelle im Laparoskop selbst.

6.3. Lösungskonzept

Das Lösungskonzept folgt der Gliederung der Anforderungen in Hardware, Kalibrierungen und Markererkennung. Das Konzept für die Erfüllung der o.g. Anforderungen gliedert sich in drei Teile. Erstens sind Fragen der Hardware (Wiederverwendbarkeit, Sterilität, Befestigung) zu klären. Zweitens muss ein Marker, unabhängig vom konkreten Design, zum jeweiligen Instrument kalibrierbar und das Laparoskop selbst auch kalibrierbar sein. Drittens müssen schließlich das

Aussehen und die Verfahren zur Erkennung des Markers und seiner Lage entworfen werden. Der Schwerpunkt dieser Arbeit liegt auf dem dritten Teil.

6.3.1. Hardware

Bedruckte Aufkleber können auf ein Instrument wie z.B. eine laparoskopische Ultraschallsonde direkt aufgeklebt werden, ohne deren Funktionalität einzuschränken. Es gibt Klebstoffe, die die Bedingungen in einem Autoklaven überstehen. Es besteht allerdings die Gefahr, dass sich bei einem Autoklaviervorgang eventuell vorhandene Farben verändern. Es müsste noch nachgewiesen werden, dass die Beklebung dauerhaft oder wenigstens über mehrere Anwendungen hinweg hält. Der Aufkleber darf während der Benutzung nicht plötzlich in die Bauchhöhle fallen. Auch sollte geprüft werden, inwieweit der Aufkleber eine Reinigung der Sonde beeinträchtigt. Am Rande des Aufklebers oder darunter dürfen keine Keime haften bleiben und sich unkontrolliert vermehren.

Alternativ kann eine mechanische Halterung als Befestigung gewählt werden, z.B. ein länglicher Außenring, der über einen Innenring geschoben und dadurch festgeklemmt wird. Der Außenring könnte entweder einen Aufkleber tragen oder ein gelasertes Muster enthalten. Allerdings ist hierbei die Frage der reproduzierbaren Befestigung zu prüfen, da eine Präkalibrierung im Labor einer intraoperativen Kalibrierung immer vorzuziehen ist.

6.3.2. Kalibrierungen

Der Vorgang der Kamerakalibrierung wurde bereits in Kap. 4.4.3 erläutert. Das Verfahren ist grundsätzlich unabhängig vom verwendeten Trackingsystem. Die in dieser Arbeit vorgestellte Kamerakalibrierung unterstützt keine Verdrehung der Teleskopoptik zum Kamerakopf. Kamera und Teleskop müssen während der Kalibrierung arretiert werden und später in der richtigen Stellung zueinander stehen, um sinnvolle Werte zu liefern. Um auch die Verdrehung zu berücksichtigen, müssten beide Teile getrackt und die Rotation zwischen ihnen ermittelt werden. Außerdem müssten entweder die Bildachsen zueinander kalibriert oder für unterschiedliche Winkel die Kalibrierung durchgeführt werden. Dann könnten aus dem gemessenen aktuellen Winkel die intrinsischen und extrinsischen Parameter berechnet werden. Dieser deutlich aufwändigere Ansatz wurde hier nicht weiter verfolgt.

Vorrangiges Ziel ist es, die Ultraschallsonde mit dem Laparoskop zu tracken. Für die Kalibrierung eines Markers zur Ultraschallsonde kann ein optischer Tracker an einem intraoperativ einsetzbaren Ultraschallkalibrierkörper montiert werden. Die reflektierenden optischen Marker-kugeln sind auch im Laparoskopbild hervorragend zu sehen und relativ leicht zu erfassen. Nach einer Zuordnung der Kugeln im Bild zu den einzelnen Kugeln im Trackingsystem, deren Positionen bekannt sind, kann bei gleichzeitiger Erfassung des Markers an der Ultraschallsonde eine Kalibrierung durchgeführt werden. Die hier vorgeschlagenen Kalibrierverfahren unter Verwendung aufklebbarer Marker wurden bis auf die bereits vorgestellte Kamerakalibrierung nicht implementiert und stellen somit lediglich einen Lösungsvorschlag dar.

6.3.3. Markererkennung

Ziel ist die vollständige Lagebestimmung eines Markers. Hierfür werden gut erkennbare Punkte im Bild und deren dreidimensionale Lage relativ zueinander benötigt. Angesichts der zylindrischen Oberflächengestalt des Markers sind Linien oder größere Konturen schwer zu detektieren, da sie aus unterschiedlichen Blickwinkeln unterschiedliche Gestalt haben. Allerdings könnten die Längsseiten des Markers als Linienmerkmale von Interesse sein. Typische Vertreter künstlicher Punktmerkmale sind Ecken und Kreise.

Da immer nur ein Teil des Markers sichtbar ist, muss dieser genügend Punktmerkmale besitzen. Die sichtbare Fläche eines Zylinders macht weniger als die Hälfte des Umfangs aus. Da an den Rändern der Sichtwinkel auf den Marker sehr flach ist, ist dort eine erfolgreiche Merkmalsextraktion unwahrscheinlich. Daher wird davon ausgegangen, dass nur ein Viertel des zylindrischen Markers gut sichtbar ist (Abb. 6.4). Auf jedem Viertel des Markers müssen daher ausreichend Punktmerkmale für eine Lagebestimmung vorhanden sein, d.h. mindestens vier.

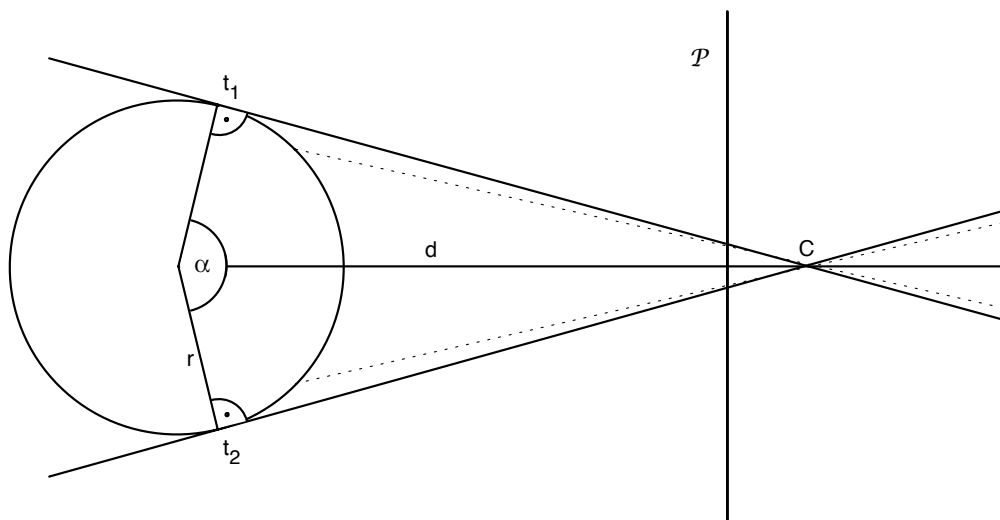


Abbildung 6.4.: Sichtbarer und gut sichtbarer (gestrichelte Linien) Bereich eines Markers auf einem Zylinder mit Radius r , Bildebene P , Kameraausprung C und Entfernung des Instruments zum Kameraausprung d wie bei Hennings [68] beschrieben.

In einer ersten Projektphase wurde im Rahmen einer Diplomarbeit [68] ein Marker entworfen, der auf der Unterscheidung mehrerer Farbbereiche basiert, aber eine unabhängige Erkennung jedes einzelnen Punktmerkmals ermöglicht. Hier werden Kreuzpunkte (X-points) als starke Ecken im Bild erkannt und anhand der umgebenden Farben eindeutig identifiziert. Aufgrund von Erkennungsproblemen wurde später ein weiterer Marker entworfen, der ohne Farbbereiche auskommt. Bei diesem werden die Mittelpunkte kleiner Kreise extrahiert und über ihre Lage zueinander identifiziert. Die Verarbeitungsschritte für die Erkennung und Lagerekonstruktion beider Markertypen werden im folgenden Abschnitt beschrieben. Die Algorithmen wurden in C++ unter Verwendung der OpenCV-Bibliothek ³ geschrieben. Für die Visualisierung und Auswertung wurde Java verwendet und die C++-Methoden über JNI (Java Native Interface) angesprochen.

³<http://opencv.willowgarage.com>

6.4. Markererkennung und Lagerekonstruktion

Für die Lagerekonstruktion eines Markers mit Punktmerkmalen sind mehrere Schritte erforderlich. Da zwei unterschiedliche Markertypen entworfen und getestet worden sind, werden in einigen Schritten mehrere verschiedene Verfahren erläutert. Grundsätzlich gliedert sich das Verfahren in folgende Schritte: Bildvorverarbeitung (6.4.1), Gewinnung von Punktmerkmalen (6.4.2), Identifikation von Punktmerkmalen (6.4.3) und Lagebestimmung (6.4.4)

6.4.1. Bildvorverarbeitung

Das Videobild von der Kamera gibt die Wirklichkeit nur verzerrt wieder. Bei Endoskopen sorgt eine Fischaugenlinse dafür, dass der Sichtbereich möglichst groß ist. Dies führt allerdings zu einer starken Verzeichnung. Nach erfolgreicher Kamerakalibrierung sind die intrinsischen Parameter der Kamera bekannt und die Verzeichnung kann kompensiert werden (Abb. 6.5).

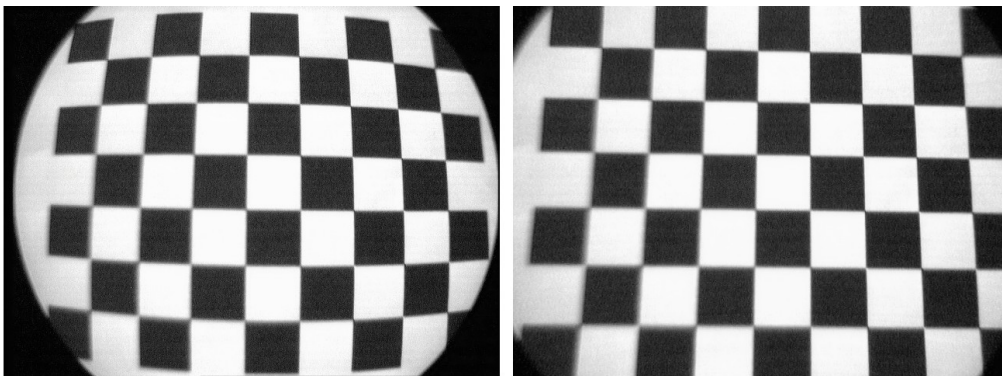


Abbildung 6.5.: Ursprüngliches Laparoskopbild (links) und entzerrt (rechts)

Die Verzeichnung besagt, wohin ein Pixel aufgrund der Linseneigenschaften wandert. Umgekehrt besitzt jedes Pixel des entzerrten Bildes eine zugehörige Position im ursprünglichen Bild. Da bei gleichbleibender Verzeichnung auch die Abbildungsoperation gleich bleibt, aber für jedes Pixel anders aussieht, wird die Abbildung in einem Look-Up-Table (LUT) gespeichert, der für jede Pixelposition die Ausgangsposition speichert und eine sehr schnelle Abbildung ermöglicht. Da die Ausgangsposition keine ganzzahlige Pixelposition ist, folgt eine Interpolation. Schnell aber pixelig ist die Nearest Neighbor Interpolation, bei der das am dichtesten liegende Pixel verwendet wird. Die Bikubische Interpolation erzeugt ein sehr glattes Ergebnis, ist aber rechenintensiv. Bilineare Interpolation erzeugt bessere Ergebnisse als Nearest Neighbor und ist schneller als bikubische Interpolation und wird daher hier verwendet. Die Interpolation wird getrennt für jeden Farbkanal durchgeführt.

Alternativ können auf dem unveränderten Bild Punktmerkmale bestimmt werden, deren Lage im Bild anschließend korrigiert wird. Dies wäre erheblich schneller, als jedes Pixel des Bildes zu transformieren. Falls aber zusätzlich Linienmerkmale erkannt werden sollen, z.B. die Kanten von Instrumenten im Bild, sind diese im ursprünglichen Bild gekrümmt und schwerer automatisch zu erkennen. Soll das Bild durch die Einblendung von Informationen wie dem Ultraschallbild oder anatomischen Strukturen erweitert werden, müssten diese analog zum Kamerabild transformiert werden. Daher wird hier stattdessen das Kamerabild vor allen weiteren Arbeitsschritten entzerrt.

Um Rauschen im Bild zu unterdrücken, findet anschließend eine Glättung statt. Hierfür wird ein 2D-Gaußfilter verwendet, realisiert durch eine Faltung des Bildes mit einer binomialen 5x5-Filtermaske. Mit wachsender Filtergröße steigt die Rechenzeit und „verschwimmt“ das Bild zunehmend, so dass eine größere Maske im vorliegenden Fall nicht sinnvoll ist.

6.4.2. Gewinnung von Punktmerkmalen

Für die Erkennung der Punktmerkmale werden Ecken und Blobs (engl. **Binary Large Object**) herangezogen. Für den Farbmarker werden farblich kodierte Ecken verwendet, für den musterbasierten Marker schwarze Ellipsen. Auf die Eckenerkennung ist bereits bei der Kamerakalibrierung in Abschnitt 4.4.1 eingegangen worden.

6.4.2.1. Blobdetektion und Ellipsenfit

Blobs werden per Schwellwertverfahren oder Konturdetektion ermittelt. Beim Schwellwertverfahren wird eine zusammenhängende Fläche aufgrund eines bestimmten Homogenitätskriteriums bestimmt, z.B. Farbe oder Helligkeit. Bei der Konturdetektion wird entweder ein zusammengehöriger Linienzug bestimmt oder direkt eine geometrische Figur, z.B. eine Ellipse, im Bild gesucht. Hierfür werden häufig Varianten des Hough-Algorithmus verwendet, bei denen über ein Aufsummieren der Kantenpixel (engl. Voting) zu möglichen Strukturkandidaten im sog. Hough-Raum die wahrscheinlichsten Kandidaten als (lokale) Maxima bestimmt werden. Ist eine zusammenhängende Struktur (Blob) gefunden, können verschiedene Merkmale bestimmt werden (Fläche, Umfang, Rauheit, Rundheit, Kompaktheit, Schwerpunkt etc.), um den Blob zu klassifizieren oder die Eigenschaften des Objekts, für das der Blob steht, zu bestimmen.

Auch wenn der Kontrast von schwarzen Punkten auf weißem Grund maximale Stärke besitzt, kann aufgrund von ungünstiger Beleuchtung und der zylindrischen Gestalt des Markers eine Segmentierung der Punkte bei Verwendung einer einfachen (globalen) Binarisierung des Bildes scheitern. Auch sollen möglichst nur die schwarzen Punkte des Markers erkannt werden und nicht andere punktförmige und dunkle Strukturen vor hellem Hintergrund. Daher werden die folgenden Arbeitsschritte durchgeführt, um Punktekandidaten für die Lagebestimmung des Markers zu erhalten:

Canny-Algorithmus Der Canny-Algorithmus [20] erkennt über mehrere Bildverarbeitungsschritte alle Kanten im Bild. Nach einer Bildglättung werden zur Kantenerkennung Sobelfilter in x- und y-Richtung angewendet und die absolute Kantenstärke pro Pixel als euklidischer Betrag über beide Sobelfilter bestimmt. Zum Schluss werden alle Pixel gelöscht, die Nachbarn mit höheren Kantenwerten haben, sofern diese nicht in Richtung der lokalen Kantenrichtung liegen.

Zusammenhängende Konturen Über die OpenCV-Funktion „findContours“ werden alle zusammenhängenden Kanten zu Konturen gruppiert. Auch bei Kreisen oder Ellipsen sind diese nicht automatisch geschlossen, sondern können bei schlechter Kantenerkennung Lücken besitzen.

Kontureigenschaften Gesucht sind die schwarzen Kreise auf dem weißen Marker. Konturen mit zu kleiner oder zu großer Fläche sowie zu extremem Seitenverhältnis des minimal begrenzenden Rechtecks (Bounding-Box) werden daher verworfen.

Ellipsenfit Ebenfalls über OpenCV werden in die verbleibenden Konturen Ellipsen „gefittet“. Mittels Minimierung quadrierter Distanzen wird jeweils die Ellipse zurückgeliefert, die möglichst gut zusammenhängende Konturpunkte abdeckt. Da die Ellipsen in ihrer Gestalt von den minimalen Bounding-Boxes abweichen können, werden auch sie auf ein sinnvolles Seitenverhältnis hin geprüft. Dadurch werden zu Linien degenerierte Ellipsen bzw. fälschlich als Ellipsen erkannte Linien entfernt. Außerdem werden der Blob-Schwerpunkt und der Ellipsenmittelpunkt verglichen. Bei zu großem Unterschied im Verhältnis zum mittleren Radius der Ellipse wird die Ellipse ignoriert. Dies hilft gegen falsche Formen wie z.B. tropfenartige Strukturen.

Schwarz-auf-weiß-Kontrolle Der Canny-Filter liefert alle Kanten, egal ob die Struktur nun dunkel auf hellem Grund ist oder umgekehrt. Über Intensitätsvergleiche der Pixel im Ellipsenmittelpunkt mit denen um die Ellipse herum werden helle Strukturen auf dunklem Grund erkannt und verworfen.

6.4.3. Identifikation von Punktmerkmalen

Punktmerkmale können sowohl einzeln erkannt werden als auch durch ihre geometrische Beziehung zueinander. Für den farbbasierten Marker wurde der erste Ansatz gewählt, für den musterbasierten Marker der zweite Ansatz. Beide werden in den nachfolgenden Abschnitten näher erläutert.

6.4.3.1. Farbbasierte Identifikation

Für die Identifikation einzelner Merkmalspunkte werden Farbkombinationen verwendet. Jeder Merkmalspunkt kann aufgrund seiner individuellen Farbzusammensetzung unabhängig von anderen Punkten identifiziert werden. Dies schafft eine große Robustheit für den Fall der Verdeckung einzelner Merkmalspunkte, erfordert jedoch die Erkennung gleich mehrerer Farbbereiche. Bei $f = 4$ Farben und einer Kombination von $k = 3$ Farben pro Merkmalspunkt ergeben sich $n = \frac{f!}{(f-k)!} = 24$ unterschiedliche Merkmalspunkte. Bei gleichmäßiger Verteilung auf dem Marker und unter der Annahme der auf $1/4$ der Fläche reduzierten Sichtbarkeit aufgrund der zylindrischen Gestalt sollten sechs Punkte gleichzeitig sichtbar sein, was für eine Lagerekonstruktion ausreicht. Abb. 6.7(b) zeigt den aus vier Farben bestehenden Farbmarder, der für die Auswertung verwendet worden ist.

Zunächst ist ein geeigneter Farbraum auszuwählen. Eine Veränderung der Helligkeit führt im RGB-Farbraum zu starken Schwankungen in allen drei Farbkanälen. Zudem entsprechen benachbarte Farben im RGB-Farbraum nicht der subjektiv wahrgenommenen Nähe der Farben im Bild. In wahrnehmungsorientierten (perzeptuellen) Farbräumen sind Helligkeit und Farbe getrennt, so dass bei Helligkeitswechseln bzw. dem im laparoskopischen Bild üblicherweise vorkommenden Helligkeitsabfall von der Bildmitte nach außen die Farbe relativ konstant bleibt und gut segmentiert werden kann. Es gibt zahlreiche Vertreter perzeptueller Farbräume. Zwei weit verbreitete Vertreter dieser Farbräume wurden im Rahmen dieser Arbeit auf ihre Tauglichkeit hin untersucht: der HSV-Farbraum (engl. Hue, Saturation, Value, also Farbton, Sättigung und Helligkeitswert) sowie der YCbCr-Farbraum (Helligkeit, Blau-Gelb-Farbigkeit und Rot-Grün-Farbigkeit). Andere Farbräume wie z.B. HSI (Hue-Saturation-Intensity) unterscheiden sich durch die Berechnung der Werte und die Abstände auf den Achsen des Farbraums.

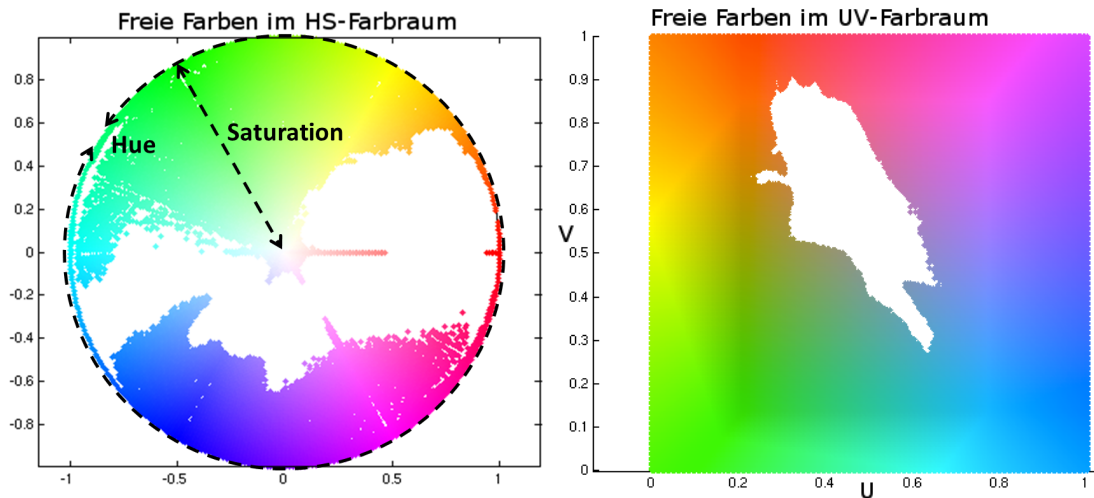


Abbildung 6.6.: Darstellung des HS-Teilraums (links) und des CbCr-Teilraums (rechts) ohne die Farben, die in Laparoskopbildern aufgetreten sind (weiße Bereiche). Die hier sichtbaren Farben können für eine farbbasierte Markererkennung in Laparoskopaufnahmen verwendet werden.

Für die Bestimmung der mehrdimensionalen Grenzwerte der Farbbereiche wurden über 8000 Bilder (720x540 Pixel) von Aufnahmen laparoskopischer Eingriffe im Hinblick auf darin vorkommende Farben ausgewertet. Dabei wurden Farbwerte nur dann berücksichtigt, wenn sie mindestens 500 Mal in den Bilddaten vorkamen. Die Überdeckung bzw. die freien Flächen für die beiden untersuchten Farbräume zeigt Abb. 6.6. Da es vornehmlich um die Segmentierung von Farben und nicht der Helligkeit geht, wurden nur die von der Helligkeit unabhängigen Teilräume HS bzw. CbCr betrachtet.

Die Zuordnung von Pixeln zu Farbbereichen erfolgt mit einem mehrdimensionalen Schwellwertverfahren. Für jede Dimension müssen eine obere und untere Schranke bestimmt werden. Die unterschiedlichen Farbbereiche dürfen sich dabei nicht überschneiden, um eine eindeutige Zuordnung jedes Pixels zu gewährleisten. Die Bestimmung geeigneter Grenzwerte ist entscheidend für eine erfolgreiche Anwendung des Verfahrens.

In einem Radius weniger Pixel um einen Eckpunkt im Bild werden die Pixel auf ihre Zugehörigkeit zu den vier Farbbereichen hin untersucht. Dabei wird jede Ecke anhand der Zusammensetzung der Farbbereiche eindeutig identifiziert. Jeweils einer der Farbbereiche muss dabei einen 90°-Bereich abdecken und die anderen beiden 45°, getrennt von weißem Zwischenraum (Abb. 6.7(b)). Andernfalls wird der Punkt verworfen.

6.4.3.2. Geometrische Identifikation

Ähnlich dem Marker von Nageotte wurde ein Muster entworfen, welches abhängig von der sichtbaren Seite unterschiedlich aussieht. Da jedoch der Einstoßpunkt wegen der Abwinkelbarkeit der Ultraschallsonde nicht zu Hilfe genommen werden kann, muss allein aus dem Bild des Markers die vollständige Lage rekonstruierbar sein. Dafür wurde die Anzahl der Punktmerkmale deutlich erhöht (4x7 statt 4x3). Mit einem Programm werden die Marker für einen bestimmten Instrumentendurchmesser erzeugt (Abb. 6.7(a)). Gesucht werden Linien von drei Punkten mit jeweils

einem Punkt in der oberen und unteren Punktreihe sowie einem in der mittleren, schrägen Punktreihe. Über die unterschiedlichen relativen Abstände der drei Punkte zueinander ist die korrekte Identifikation der Punkte möglich. Erkannte Punkte der seitlich versetzten Punktreihe (zweite von oben) werden erst nach Identifizierung von mindestens einer Linie berücksichtigt. Falls nur eine 3-Punkte-Linie sicher erkannt wird, z.B. weil die schwarzen Markerpunkte am sichtbaren Rand des Markers mit einem dunklen Hintergrund verschmelzen, können über die seitlich versetzte Punktreihe genügend Punkte für eine Lagerekonstruktion gewonnen werden.

6.4.4. Lagebestimmung

Zur Lagebestimmung wird ein zweistufiges Verfahren verwendet. Im ersten Schritt findet eine grobe Initialisierung des Verfahrens unter Verwendung des gesamten Bildes statt. Nach erfolgreicher Initialisierung wird in einem beschränkten Suchraum mit der bekannten initialen Lage das Ergebnis optimiert. Der zweite Schritt wird auch in nachfolgenden Bildern angewendet, so dass eine erneute Initialisierung nur notwendig ist, wenn der Marker im Bild nicht gefunden werden kann.

Für die Initialisierung wird der iterative POSIT-Algorithmus [37] verwendet, da dieser selbst keine Initialisierung benötigt und bereits nach wenigen Iterationen konvergiert, wenn auch nicht mit sehr hoher Genauigkeit.

Als nachfolgender Optimierungsschritt kommt der modellbasierte Virtual Visual Servoing Algorithmus (VVS) zum Einsatz. Virtual Visual Servoing minimiert den Fehler zwischen den extrahierten Merkmalen und der Rückprojektion des 3D-Objektmodells in das Bild mit einem numerisch-iterativen Verfahren. VVS ist aber effizienter als eine normale Optimierung, da die aufwendige explizite Berechnung von Jakobimatrizen in jedem Schritt durch deren Herleitung mit einfachen festen Konstruktionsregeln ersetzt wird.

In den folgenden beiden Abschnitten werden die beiden Algorithmen zur Lagebestimmung detailliert beschrieben. Einen umfassenden Überblick über die mathematischen Verfahren zur monoskopischen Erfassung dreidimensionaler Objekte geben Lepetit und Fua [97].

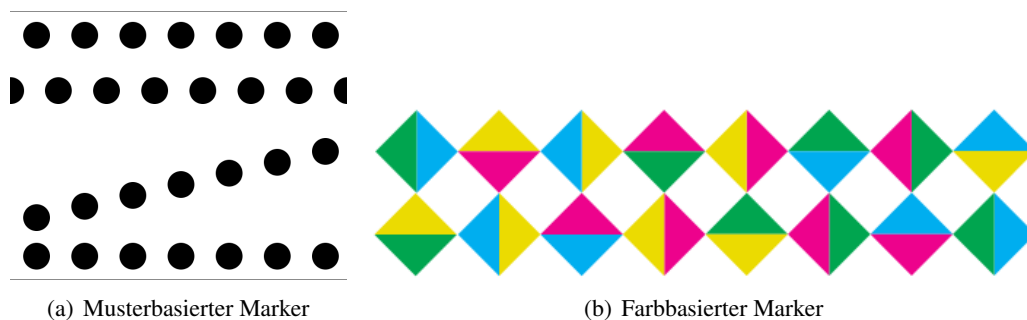


Abbildung 6.7.: Die beiden Marker entrollt mit gedachter Instrumentenachse in vertikaler Richtung. Die Breite eines Markers muss dem Umfang des zu erfassenden Instruments entsprechen, daher ist der farbbasierte Marker bei gleicher Breite, anders als hier dargestellt, tatsächlich deutlich kürzer als der musterbasierte.

6.4.4.1. POSIT-Algorithmus

Der POSIT-Algorithmus approximiert die perspektivische Projektion eines Objektes auf die Bildebene durch eine skalierte orthografische Projektion. Aus Letzterer kann mit wenig Aufwand durch die Lösung eines linearen Gleichungssystems die Objektlage rekonstruiert werden. Der POSIT-Algorithmus wendet hierzu iterativ den POS-Algorithmus (engl. **P**ose from **O**rthography and **S**caling) zur Lagebestimmung aus skalierten orthografischen Projektionen an. Bei einer skalierten orthografischen Projektion liegt das optische Zentrum im Unendlichen. Dadurch ist der relative Abstand zwischen den Objektpunkten vernachlässigbar klein im Vergleich zur Entfernung zur Kamera und es wird für alle n Objektpunkte $P_i = (X_i, Y_i, Z_i)^T, i = 1..n$ derselbe Abstand Z_0 zur Bildebene angenommen. Die Projektion von P_i auf $p_i = (x_i, y_i)_T$ vereinfacht sich zu

$$\begin{pmatrix} x_i \\ y_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} f \cdot \frac{X_i}{Z_0} \\ f \cdot \frac{Y_i}{Z_0} \end{pmatrix} \quad (6.1)$$

Der POS-Algorithmus ermittelt die Lage eines Objekts aus einer orthografischen Projektion. Da diese in der ersten Iteration nicht vorliegt, werden stattdessen die realen perspektivprojizierten Punkte verwendet. Dadurch ist keine Initialisierung des Algorithmus notwendig. Für die ermittelte approximierte Objektlage wird nun die skalierte orthografische Projektion berechnet und die projizierten Punkte entlang der Sichtlinien verschoben. Dieser Vorgang wird iterativ wiederholt, bis die Differenz der projizierten Punkte unter eine (frei wählbare) Konvergenzschranke fällt. Je weiter das Objekt von der Bildebene entfernt ist und je kleiner es ist, desto mehr ähneln sich perspektivische und orthografische Projektion und desto schneller konvergiert der Algorithmus.

Der Algorithmus wird umso robuster, je mehr Punkte verwendet werden. Allerdings liegen Punkte auf einem flachen Marker, auch wenn er zu einem Zylinder aufgerollt ist, in einer Ebene (koplanar). Hierbei handelt es sich um einen degenerierten Fall, denn bei einer skalierten orthografischen Projektion gibt es für vier und mehr koplanare Punkte immer zwei mögliche Lösungen: Die tatsächliche Lösung und eine an einer zur Bildebene parallelen Ebene gespiegelte Lösung. Bei drei Punkten sind es sogar vier Lösungen, so dass in einem solchen Fall besser keine Lösung zurückgeliefert werden sollte („Marker nicht erkannt“). Ist die Tiefe der Struktur, die die Punkte enthält, klein im Vergleich zum Kameraabstand, so entspricht die skalierte orthografische Projektion sehr gut der perspektivischen Projektion. Werden koplanare Punkte aus größerem Abstand erfasst, so dass der perspektivische Anteil der Projektion vernachlässigbar klein wird, kann der Algorithmus nicht mehr zwischen diesen beiden Varianten unterscheiden und liefert ab einem gewissen Abstand in 50% der Fälle falsche Werte! Dieser Abstand ist abhängig von der Bildqualität und der Stärke der perspektivischen Verzerrung durch die Kamera.

Eine mögliche Lösung für dieses Problem ist nach Oberkamp [137] die Erkennung der Koplanarität mittels einer Singulärwertzerlegung der Punktemenge und die Berechnung beider möglichen Lösungen. Dabei wird für jede Möglichkeit ein Qualitätswert der Rückprojektion bestimmt und die äußere Anwendung kann die bessere Lösung wählen oder beide dem Anwender präsentieren. Im Idealfall kann eine der Möglichkeiten aufgrund weiterer Messungen (z.B. GPS, künstlicher Horizont, Trackingsystem etc.) oder aufgrund von Vorwissen (z.B. „in dieser Lage oder aus diesem Blickwinkel können die Punkte gar nicht gesehen werden“) zurückgewiesen werden. Eine dritte Möglichkeit ist, POSIT gar nicht erneut auszuführen, sondern den letzten (fast richtigen) Wert für das aktuelle Bild als Startwert zu verwenden, so dass die falsche Lösung

gar nicht erst in Betracht kommt. Virtual Visual Servoing unterstützt diesen Ansatz.

6.4.4.2. Virtual Visual Servoing

Virtual Visual Servoing ist eine Erweiterung der Visual Servoing Technik. Beim Visual Servoing wird eine errechnete Projektion des Objektes in der gewünschten Position (Soll-Position) mit dem reellen Bild des Objektes (Ist-Position) verglichen und aus dem resultierenden Fehler die notwendige Lageveränderung der Kamera errechnet, um das Objekt in die gewünschte Position innerhalb des Kamerabildes zu bewegen. Bemerkenswert ist, dass keine Berechnung der Lage des Objektes bezüglich der Kamera oder eines anderen Referenzpunktes benötigt wird.

Über eine Interaktionsmatrix L_s werden die Positionsänderung V und die Winkeländerung ω der Kamera relativ zum Objekt q mit der Veränderung der Bildpunkte des Objekts $s'(q)$ in Beziehung gesetzt:

$$s'(q) = L_s \cdot (V, \omega)^T \quad (6.2)$$

Für einen Punkt $P = (X, Y, Z)^T$ mit der Projektion $p = (x, y)^T = (\frac{X}{Z}, \frac{Y}{Z})^T$ hat diese Matrix beispielsweise die Gestalt

$$L_p = \begin{pmatrix} -1/Z & 0 & x/Z & xy & -(1+x^2) & y \\ 0 & -1/Z & y/Z & (1+y^2) & -xy & -x \end{pmatrix} \quad (6.3)$$

Es gibt Regeln für das Erstellen von Interaktionsmatrizen für Punkte, Linien und Ellipsen. Für n Punkte im Bild wird die Positionsveränderung z.B. so gebildet:

$$\begin{pmatrix} L_{p1} \\ L_{p2} \\ \vdots \\ L_{pn} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} V \\ \omega \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} p'_1 \\ p'_2 \\ \vdots \\ p'_n \end{pmatrix} \quad (6.4)$$

Diese Gleichung kann nach dem unbekannten Vektor $\tau = (V, \omega)^T$ über die Pseudoinverse L_s^+ gelöst werden. Jedoch ist der Kameraabstand Z in der Interaktionsmatrix unbekannt. Daher wird die Matrix $\hat{L}_s$ aus dem letzten Iterationsschritt als Approximation gewählt. Um die gewünschten Sollpositionen s_d des Objekts im Kamerabild zu erreichen, wird die schrittweise Kameraveränderung τ über das Kontrollgesetz

$$\tau = -\lambda \cdot \hat{L}_s^+ (s(q) - s_d) \quad (6.5)$$

berechnet, wobei λ die Schrittweite der Bewegung regelt.

Beim Virtual Visual Servoing wird nun eine virtuelle Kamera hinzugefügt. Anstatt die relative Kameraveränderung auszurechnen und, typischerweise mittels eines Roboterarms, zu realisieren, wird stattdessen die Lage der virtuellen Kamera solange verändert, bis die Rückprojektion der Objektmerkmale mit den im Bild extrahierten Merkmalen übereinstimmt. Der Algorithmus bricht ab, wenn der Rückprojektionsfehler oder die Veränderung des Rückprojektionsfehlers unter bestimmte Grenzwerte fallen.

6.5. Testaufbau und Ergebnisse

6.5.1. Farbbasierter Marker

Das vorgestellte System wurde auf einem Intel Pentium 4 (2.53 GHz) mit Linux Betriebssystem realisiert. Als Bildquelle wurde eine tricam-Kamera der Karl Storz GmbH mit 0°-Optik verwendet. Die Kamera wurde über ein Videosystem der Karl Storz GmbH per S-Video-Kabel mit der KNC1 TV Station Pro-Karte des Computers verbunden, welche Digitalbilder mit einer Auflösung von 640x480 Pixeln liefert. Die laparoskopische Kamera wurde mit Hilfe des Matlab Camera Calibration Toolkits und eines Schachbrettmusters mit 15mm großen Kästchen kalibriert. Die Standardabweichung des Rückprojektionsfehlers der Kamerakalibrierung lag in x- und y-Richtung des Kamerabildes bei 0.242 bzw. 0.246 Pixeln, was ausreichend klein ist.

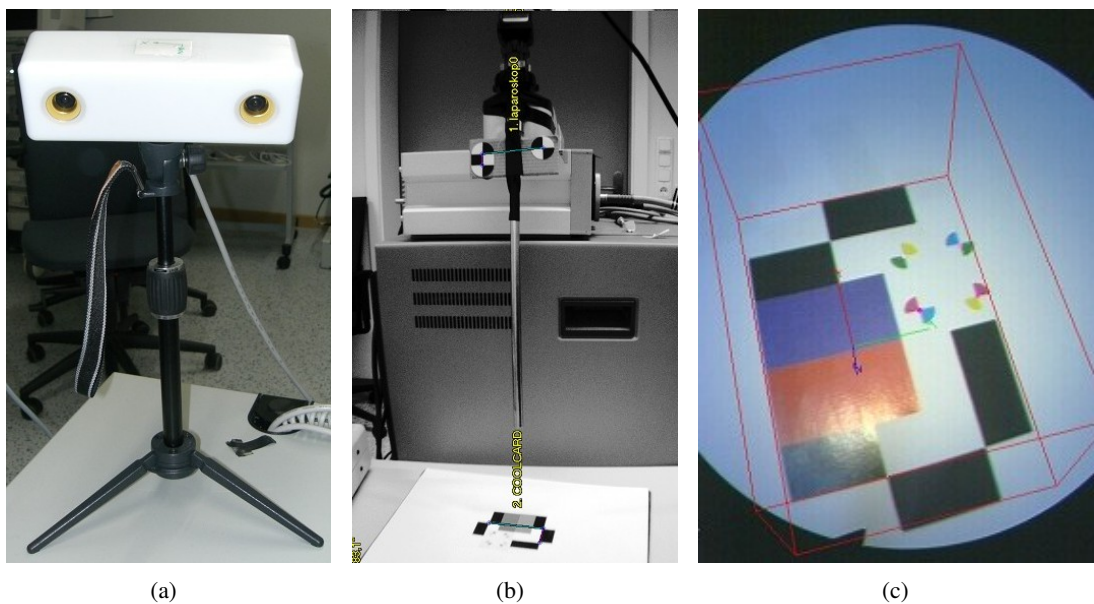


Abbildung 6.8.: Testaufbau für den Farbmarker: (a) Stereo-Kamerasystem des Micron Trackingsystems; (b) Versuchsaufbau aus Sicht der Micron Kamera mit Marker aus X-Points am Laparoskopgriff (oben) und sog. „CoolCard“ des Trackingsystems (unten); (c) Blick aus Laparoskop auf die um Farbmarkerpunkte erweiterte „CoolCard“ des Micron Trackingsystems

Mit dem externen Trackingsystem MicronTracker H40 der Firma Claron Technology Inc. (Abb. 6.8(a)), welches mithilfe einer stereoskopischen Kamera die Lage von Eckpunktmustern bestimmen kann, wurde die Kalibrierung eines Markers an der Kamera zum Kamerabild bestimmt (Abb. 6.8(b)). Hierbei handelte es sich um einen planaren Marker mit drei Kreuzpunkten. Als Kalibrierungsobjekt wurde ein zum MicronTracker-System gehörendes Eckpunktmuster namens „CoolCard“ um vier der oben beschriebenen farbigen Xpoints erweitert (Abb. 6.8(c)), um so auch vom hier vorgestellten visuellen Trackingsystem lokalisiert werden zu können. Aus 30 Aufnahmen aus verschiedenen Kameraperspektiven betrug der Kalibrierungsfehler 6.85 mm, gemessen als mittlerer Abstand der erkannten Farbmarkerpunkte zu ihrer relativ zur „CoolCard“ bekannten Lage. In einer weiteren Versuchsreihe mit 100 Aufnahmen des Farbmarkers unter Verwendung des Kalibrierungsergebnisses wurde ein mittlerer Translationsfehler des gesamten

Markers von 9.62mm und ein mittlerer Rotationsfehler von 15.84° erzielt. Die Fehler sind vermutlich wegen einiger weniger Ausreißer so groß. Wird das Muster z.B. gespiegelt erkannt (quasi von der Rückseite aus), sind Translations- und v.a. Rotationsfehler riesig, obwohl die Merkmalspunkte recht gut übereinstimmen. Visuell wurde die Qualität der Markererkennung am richtigen Farbmarker auf einem zylinderförmigen Instrument durch Überblendung mit einem virtuellen Zylindermodell überprüft (Abb. 6.9). Hier zeigte sich, dass der Marker häufig nicht erkannt wurde und vereinzelt falsch. Die vielen Farbbereiche, aber auch die recht dicht liegenden Merkmalspunkte sorgen für eine geringe Robustheit.

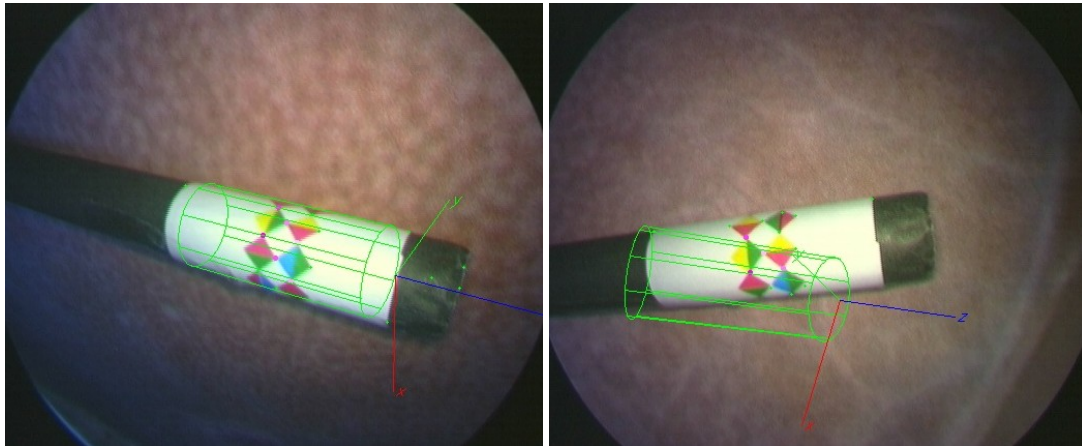


Abbildung 6.9.: Beispiele für richtige (links) und falsche (rechts) Erkennung des farbasierten Markers an einem zylindrischen Instrument. Die erkannte Markerposition ist als grünes Drahtgittermodell des zylindrischen Markers überblendet.

6.5.2. Musterbasierter Marker

Für die Erstellung der Marker wurde ein Programm geschrieben, welches für einen übergebenen Radius ein passendes Markerbild zum Ausdrucken generiert. Kalibrierungen und die Messungen fanden auf einem Windowssystem mit Intel Core 2 Duo CPU (3 GHz) und 3 GB Arbeitsspeicher statt. Es wurde das gleiche Kamerasystem wie beim farbasierten Marker verwendet, diesmal jedoch mit einer 30° -Optik, die bei minimal-invasiven Eingriffen gebräuchlicher als eine 0° -Optik ist.

Für die Bewertung der Qualität des musterbasierten Markers wurde ein in einem laparoskopischen Instrument ähnelnder zylindrischer Metallkörper mit 10.4 mm Durchmesser mit einem auf diese Größe angepassten Marker versehen. Daran wurde ein passiv-optischer Marker befestigt, der mit dem optischen Trackingsystem Vicra der Firma NDI erfasst werden kann. Über eine Doppelmuffe wurden Tracker und Metallkörper mit aufgeklebtem Marker fest miteinander verbunden (Abb. 6.10 li.). Damit zu jeder Zeit für den im Bild erkannten Marker eine zugehörige Grundwahrheit über das optische Trackingsystem verfügbar war, wurde die relative Lage zum optischen Tracker in der Doppelmuffe mit einem optischen Zeiger ausgemessen. Dann wurde der Marker von einem zuvor kalibrierten Laparoskop mit optischem Tracker (Vicra, NDI) aus verschiedenen Blickwinkeln und Abständen ins Bild genommen (Abb. 6.10 re.). Dies wurde für einen dunklen, hellen und farbigen Hintergrund wiederholt.



Abbildung 6.10.: Links: Einmessung des an einem Metallkörper befestigten musterbasierten Markers (rechts oben) relativ zu einer optischen Geometrie (rechts unten) mit einem optischen Zeiger (links). Rechts: Aufnahme des Markers mit einem getrackten Laparoskop vor einem Leberphantom. Die Ermittlung des Fehlers erfolgte durch gleichzeitige Erfassung der fest mit dem Marker verbundenen optischen Geometrie (nur im linken Bild sichtbar).

Die Ergebnisse der Messungen zeigt Tabelle 6.1. Die Erkennungsrate hängt nicht nur davon ab, ob der Marker überhaupt im Bild zu sehen ist, sondern auch von der Geschwindigkeit der Kamerabewegung. Die Erkennungsrate ist daher für alle drei Bildhintergründe relativ ähnlich. Bei sehr dunklem Hintergrund können allerdings die schwarzen Markerpunkte am sichtbaren Rand des Markers nicht mehr vom Hintergrund unterschieden werden, was eher zu keiner oder einer Fehlererkennung führt. Der mittlere quadratische Fehler von Translation und Rotation ist zunächst einmal sehr hoch. Allerdings sind hier alle erkannten Marker eingeflossen. Wie in der Tabelle zu erkennen ist, sind jedoch 80% der Messungen bis auf 3.6° bzw. 4.8mm genau. Starke Abweichungen, die insbesondere den mittleren Fehler der Orientierung stark anheben, machen somit weniger als 20% der Messwerte aus. Bei Beobachtung der Überblendung erklärt sich dies sofort: Ab und zu wird das Modell des Markers fast passend, aber dennoch verkehrt in die sichtbaren Merkmalspunkte gelegt. Dies führt insbesondere zu einem sehr großen Orientierungsfehler.

Um die Fähigkeiten aber auch Limitationen der Markererkennung zu demonstrieren, zeigt Abb. 6.11 eine Auswahl unterschiedlicher Bildsituationen für den Mustermarker mit Einblendung der erwarteten Markerposition (Kreise und Linien in magenta). Dabei fiel auf, dass diese sich mit Drehung des Instruments seitlich verschob. Dieses Verhalten wurde nicht nur nach der Einmessung mit dem optischen Zeiger beobachtet, sondern auch nach Verwendung der aktuell erkannten Markerposition im Kamerabild als Grundwahrheit. Der Marker wurde trotz korrekter und präziser Erkennung im Bild zu weit „hinten“ im Raum (aus Sicht der Kamera) bestimmt. Dies ist, unter Annahme einer hohen Genauigkeit des optischen Trackingsystems, nur durch eine unpräzise Kalibrierung der Lage des optischen Trackers an der Kamera zum Kamerabild zu erklären. Vier Kalibrierungen mit demselben Testaufbau lieferten nahezu identische intrinsische Kameraparameter. Bei den extrinsischen Parametern schwankte jedoch die z-Komponente der Transformationsmatrix zwischen 123.5 mm und 129.7 mm. Dies erklärt zwar das gezeigte Verhalten, die Ursache für diese Schwankungen ist jedoch nicht klar.

Hintergrund	bunt	dunkel	hell
Erkennungsrate	73%	60%	66%
RMSE	6.6°/2.8mm	17.7°/5.2mm	14.5°/4.3mm
20%	1.1°/1.6mm	0.9°/2.4mm	1.5°/1.8mm
40%	1.6°/1.9mm	1.4°/2.8mm	2.0°/2.8mm
60%	2.2°/2.2mm	2.1°/3.2mm	2.5°/3.7mm
80%	3.0°/2.7mm	3.2°/4.0mm	3.6°/4.8mm
100%	51.6°/14.7mm	140.1°/29.4mm	103.7°/24.2mm

Tabelle 6.1.: Ergebnisse mit musterbasiertem Marker für Rotation und Translation. Die Prozentzahlen geben an, wieviel Prozent der berechneten Lagepositionen Fehler hatten, die kleiner als die angezeigten Werte sind. Beispielsweise gehören die Angaben bei 100% zum maximal aufgetretenen Fehler, sie sind kein Mittelwert.

6.6. Diskussion

Sowohl das farbbasierte wie auch das musterbasierte Verfahren inklusive Überblendung der Marker im Bild laufen in Echtzeit. Die Verarbeitungsgeschwindigkeit hängt von der Computerhardware und der Bildgröße ab, liegt aber schon bei handelsüblichen PCs und voller PAL-Auflösung (768x576 Pixel) bei ca. 10Hz.

Beim direkten Vergleich der beiden vorgestellten Verfahren muss berücksichtigt werden, dass diese zu unterschiedlichen Zeitpunkten und mit unterschiedlicher Hardware getestet wurden (anderer PC, MicronTracker vs. NDI Vicra, 0°-Optik vs. 30°-Optik, flache „CoolCard“ vs. zylindrischer Marker).

Robustheit Der Farbmarker ist recht kurz, so dass eine geringfügig falsche Punktermittlung starke Auswirkungen auf die erkannte Instrumentenachse hat.

Erkennungsrate Schwarz-Weiß-Kontraste lassen sich leichter und robuster erkennen als vier verschiedene Farbbereiche gleichzeitig. Der Farbmarker ist dadurch nur in farblich eingeschränkten Umgebungen einsetzbar, der Mustermarker funktioniert dagegen vor hellen, dunklen und farbigen Hintergründen nahezu gleich gut.

Kalibrierungsaufwand Die Farbbereiche müssen für jede Kamera kalibriert werden, da die Farbdarstellung individuell variieren kann, allein durch den Weißabgleich zu Beginn der Kameranutzung.

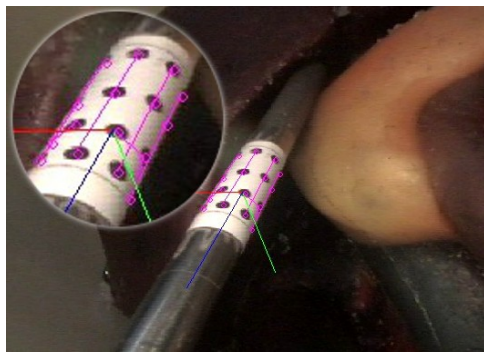
Genauigkeit Bei Verwendung desselben optischen Trackingsystems und derselben optischen Tracker sowie gleicher Bildauflösung und -qualität sowie gleicher Kamerakalibrierung sollten auch ähnlich gute Genauigkeiten erzielt werden können. Da diese Bedingungen für die geschilderten Versuchsaufbauten nicht galten, waren die Werte unterschiedlich. Wie bereits bei den Ergebnissen für den musterbasierten Marker erläutert, sollte bei besserer Kamerakalibrierung der Translationsfehler noch etwas geringer werden können, so dass ein maximaler Translationsfehler von 2 mm für die besten 80% der Werte erreichbar scheint.

Bei beiden Markern sind zahlreiche Fehlerkennungen problematisch. So könnte eine zusätzliche Kantenerkennung hilfreich sein, die starken Ausreißer zu erkennen. Angesichts von Schatten

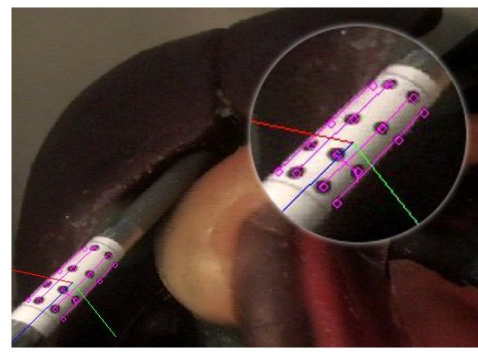
oder fehlenden Kanten bei sehr hellen Hintergründen sollte dieses Hilfsmittel aber eher moderat eingesetzt werden, z.B. zur Validierung der bereits gefundenen Position oder zur Entscheidung zwischen zwei ähnlich wahrscheinlichen Lagepositionen. Wenn im konkreten Einsatz nur die Bestimmung der aktuellen Lage eines Markers relevant ist, genügt bereits eine Überblendung des erkannten Markers im Videobild der Kamera, um zu entscheiden, ob der aktuellen Lageerkennung vertraut werden kann oder nicht. Für längere Aufnahmesequenzen sind derzeit noch nachfolgende Analysen zur Entfernung kurzzeitiger starker Lageveränderungen notwendig.

Letztlich wurde der Ansatz eines kombinierten visuell-optischen Trackings nicht weiter verfolgt, da mitten im Laufe der Entwicklung die vor Ort eingesetzte laparoskopische Ultraschallsonde nur noch steril verpackt verwendet werden durfte. Dies erschwert die Erkennung ganz erheblich oder macht sie gänzlich unmöglich. Auch an einigen anderen Kliniken dürfen laparoskopische US-Sonden nur steril verpackt eingesetzt werden. Daher wurden weitere Arbeitspakete nicht bearbeitet, z.B. eine schnelle und robuste Kalibrierung eines Markers zum Instrument bzw. zur US-Sonde, unabhängig von der im konkreten Einsatz verwendeten Kamera.

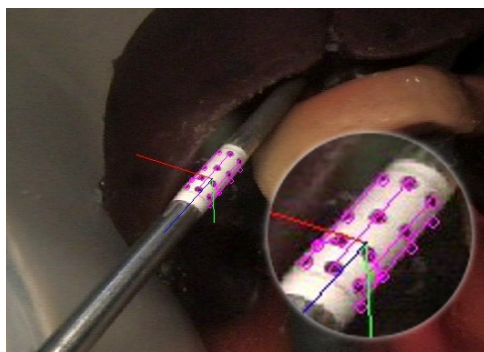
Dennoch wurde die prinzipielle Machbarkeit eines solchen Systems gezeigt und veröffentlicht [69]. Mit größeren passiv-optischen Trackern und einem genaueren aber auch teureren Trackingsystem als dem NDI-Vicra System sollten auch höhere Genauigkeiten des Gesamtsystems bei Verwendung des musterbasierten Markers erzielbar sein. Im Gegensatz zu den existierenden vorgestellten Ansätzen wird nur hier die vollständige Lage des Instruments allein aus dem Marker bestimmt. Andere Verfahren liefern nicht alle Lageinformation (z.B. Eigenrotation), funktionieren nur unter weiteren Annahmen (gleichbleibender Einstoßpunkt) oder benötigen bestimmte Farben, wodurch sie empfindlich gegenüber Beleuchtungsänderungen und einem Wechsel der Kamera sind und nicht vor beliebigen Bildhintergründen eingesetzt werden können.



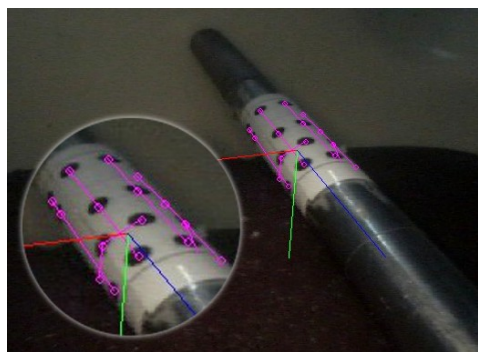
(a) mittig



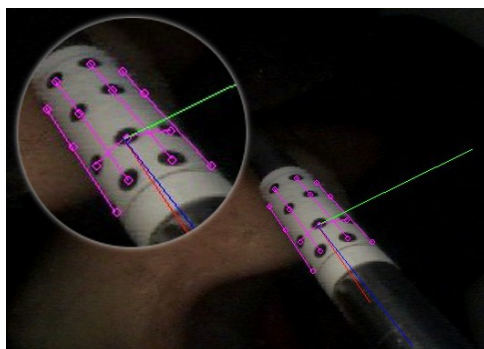
(b) am Bildrand



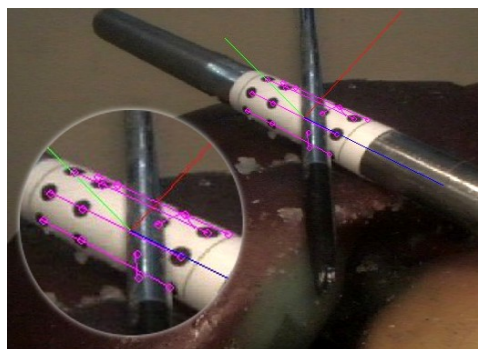
(c) weit weg



(d) starke Perspektive



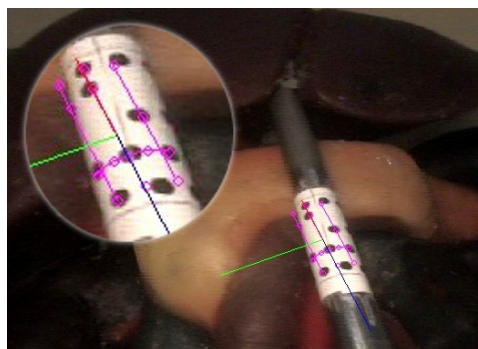
(e) wenig Licht



(f) teilweise Verdeckung



(g) Verdeckung wichtiger Punkte



(h) fehlerhafte Erkennung

Abbildung 6.11.: Erkennung des musterbasierten Markers. Erkannte Punkte mit Verbindungslinien in magenta, Koordinatenachsen des erkannten Markers in rot (X), grün (Y) und blau (Z).

Evaluation von magnetischen Trackingsystemen

Magnetische Trackingsysteme sind deutlich anfälliger gegenüber Störungen als optische Systeme. Zwar gibt es auch bei optischen Trackingsystemen zahlreiche Fehlerquellen, jedoch sind die Fehler kleiner als bei magnetischen Systemen. Die Magnetfelder können durch äußere Störungen verzerrt werden, teilweise ohne erkennbare Beeinträchtigung der Messwerte. Das ist gefährlich, da in falsche Werte vertraut werden kann, auf deren Basis dann falsche Entscheidungen oder Berechnungen stattfinden können, die Patienten gefährden. Eine Mittelung von Werten oder fortgeschrittenere Verfahren, z.B. der Einsatz von Kalman-Filtern, können die Werte zwar glätten, aber helfen nicht gegen Verzerrungen des gesamten Messfeldes. Um dem entgegen zu wirken, können ganz unterschiedliche Maßnahmen getroffen werden.

Verwendung eines zweiten Messsystems zur Korrektur statischer Störungen: Die Kalibrierung eines elektromagnetischen Trackingsystems gegen eine Grundwahrheit, typischerweise ein optisches Trackingsystem, kann statische Störungen reduzieren [85] [86]. Verschiedene Gruppen, die magnetische Trackingsysteme verwenden, greifen auf optische Trackingsysteme zur Korrektur der Störungen durch den OP-Tisch zurück [131] [51]. Um zu wissen, ob sich dieser Ansatz für den Laparoskopieassistenten lohnt, wurde gemessen, wie groß die Störungen mit den neuesten Systemen tatsächlich sind, an welchen Stellen sie besonders auftreten und welchen Einfluss die Lage des die Magnetfelder erzeugenden Feldgenerators, auch Transmitter genannt, zum OP-Tisch besitzt.

Fehlerreduktion oder -erkennung durch mehrere Messsensoren: Zwei Messsensoren in bekanntem festen Abstand zueinander lassen zumindest Aussagen darüber zu, ob Störungen vorliegen. Allerdings lässt sich nicht sicher sagen, welcher Sensor gestört ist, so dass zwei Sensoren nicht ausreichen. Robert Elfring vom Helmholtz-Institut der RWTH Aachen [41] hat ein Verfahren bzw. Messkörper vorgestellt, der trotz magnetischer Sensoren eine nahezu störungsfreie Messung erlaubt. Allerdings werden hier zahlreiche Sensoren verwendet und der Körper ist nicht gerade klein. Für einen minimal-invasiven Eingriff ist dieser Ansatz nicht geeignet. Eine andere Idee verfolgt Marco Feuerstein [49], der mit jeweils einem Sensor hinter und vor dem beweglichen Gelenk der laparoskopischen Ultraschallsonde zusammen mit einem Bewegungsmodell des Gelenks sowie einer zugehörigen Kalibrierung erkennen kann, ob eine äußere Störung vorliegt, obwohl sich die relative Lage der Sensoren zueinander bei Abwinklung der Sonde ändert. Nachteile sind ein erhöhter Aufwand für die Kalibrierung sowie die Tatsache, dass zwei Sensoren an

der Sonde befestigt und durch den Trokar in den Körper gebracht werden müssen. Aufgrund dieser Nachteile wurden für den Laparoskopieassistenten keine Untersuchungen zur Verwendung mehrerer Sensoren an der laparoskopischen Ultraschallsonde durchgeführt.

Vermeidung von dynamischen Störeinflüssen: Um Störeinflüsse von vornherein zu vermeiden, muss der Einfluss einzelner Materialien, Instrumente, Geräte und des OP-Tisches bekannt sein. Dann lassen sich Aussagen darüber treffen, an welchen Stellen von Instrumenten Sensoren am besten angebracht werden sollten und in welchem Abstand zum Instrument. Für eine geplante Integration eines Sensors in die abwinkelbare Spitze eines neuartigen laparoskopischen Laserskalpells [156] im Rahmen des FUSION-Projekts war es von Interesse, inwieweit Temperaturveränderungen die Messgenauigkeit beeinflussen. Schließlich handelt es sich bei den Sensoren um kleine Kupferspulen, deren Widerstand sich mit der Temperatur verändert.

Abschirmung von Störungen: Störende Magnetfelder können relativ leicht abgeschirmt werden. Allerdings verändert solch eine Abschirmung auch die Magnetfelder der Trackingsysteme, was diesen Ansatz erheblich verkompliziert. Ein „Flat Transmitter“ genannter Feldgenerator von Ascension soll die Störeinflüsse des OP-Tisches abschirmen. Dieses System wurde auf Handhabung, Genauigkeit, Messbereichsgröße und die Fähigkeit zur Abschirmung untersucht, um zu entscheiden, ob es für den Laparoskopieassistenten geeignet ist.

Im nächsten Abschnitt werden die untersuchten Trackingsysteme in Kürze vorgestellt und auf bestehende Veröffentlichungen von Evaluationen dieser Systeme verwiesen (Kap. 7.1). Die aus den vier Maßnahmenbereichen abgeleiteten Versuche und Versuchsaufbauten werden in Kap. 7.2 und die Ergebnisse in Kap. 7.3 vorgestellt. Was diese Ergebnisse im Hinblick auf ein laparoskopisches Assistenzsystem bedeuten, wird in Kap. 7.4 diskutiert.

7.1. Trackingsysteme und bisherige Evaluationen

Es gibt nur wenige kommerziell verfügbare magnetische Trackingsysteme, die Sensoren in einer Größe anbieten, die entweder die Integration in medizinische Instrumente oder die Befestigung an diesen Instrumenten erlauben, auch wenn diese durch Trokare in den menschlichen Körper eingeführt werden. Die Tests wurden daher auf die folgenden zwei Systeme beschränkt: 3D-Guidance medSAFE™ (vormals microBIRD) von Ascension und Aurora® von NDI (Abb. 7.1).

Das Ascension System gibt es in verschiedenen Ausführungen. In dieser Evaluation wurden der Mid-Range Transmitter getestet, der zu sechs Seiten ein Messfeld von jeweils 50cm Kantenlänge besitzt, sowie der bereits angesprochene Flattransmitter, der nur zu einer Seite ein Feld dieser Größe erzeugt. Letzterer ist 50x50 cm groß und soll unter dem Patienten liegen, um gegen Störfelder von unten abzuschirmen. Das Aurora® System erzeugt ebenfalls ein Messvolumen mit ca. 50cm Kantenlänge. Seit einigen Jahren bietet das System alternativ ein sog. Dome-Volume, welches einer Kuppel über der Vorderseite des Feldgenerators mit einem Radius von ca. 80cm entspricht.

Von medizinischen Instrumenten und Geräten verursachte Störungen auf das Aurora® System wurden u.a. von Hummel [80] untersucht. Dazu wurden Instrumente mit einer Apparatur in definierte Abstände zu Messsensoren gebracht. Auch ein C-Bogen und eine transkutane Ultraschallsonde wurden untersucht. Letztere hatte noch in 10cm Abstand erheblichen Einfluss auf die Messwerte. Schicho [149] hat das Aurora System mit der Medtronic Stealthstation verglichen, welche nur als Bestandteil anderer Medtronic Produkte erhältlich ist. Hier schnitt das Aurora-

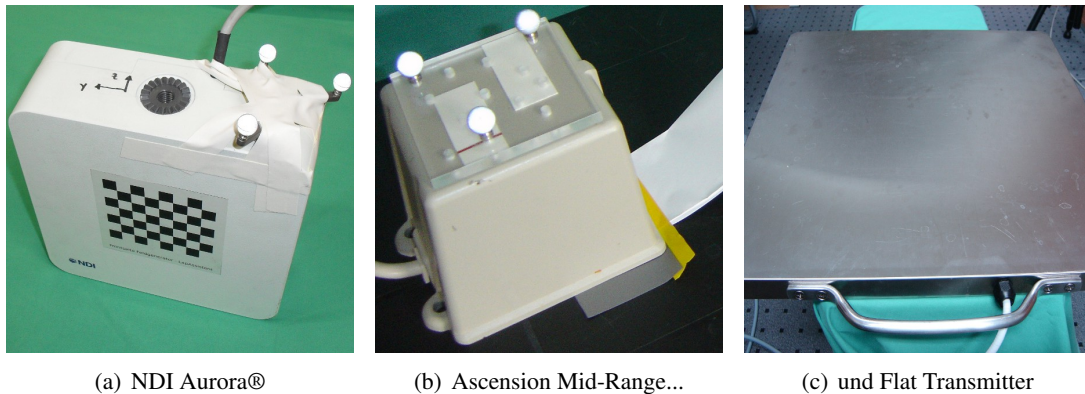


Abbildung 7.1.: Trackingsysteme im Vergleich, die beiden ersten hier mit optischen Polaris®Trackern zur Verwendung eines optischen Trackingsystems als Grundwahrheit.

System schlechter ab, auch Ultraschallsonden verursachten Störungen. Frantz zeigte 2003 [55], dass das System einen Sweet-Spot besitzt. Die Messwerte sind im mittleren Messvolumen am besten und werden zum Rand hin schlechter. Die Genauigkeit der Orientierung hing nicht nur, wie die Translation, von der Position im Messvolumen ab, sondern zusätzlich von der aktuellen Sensororientierung. Alle hier zitierten Untersuchungen wurden jedoch mit dem älteren, pyramidenförmigen Aurora Feldgenerator durchgeführt, der noch kein Dome-Volume besaß.

Verschiedenste Analysen des Ascension microBird bzw. 3D-Guidance™Systems alleine sowie im Vergleich mit dem Aurora®System hat Hummel vorgestellt [78] [79]. Hierbei zeigte das microBird System eine etwas erhöhte Empfindlichkeit gegenüber metallischen Objekten, dafür war die Orientierungsgenauigkeit vom Aurora System schlechter. Etliche Messungen mit dem Ascension Flat Transmitter finden sich bei Schneider [28]. Auch Feuerstein [51] hat ihn für laparoskopische Zwecke verwendet und mit dem Mid-Range Transmitter desselben Herstellers verglichen. Trotz Abschirmung waren die Resultate aufgrund des schwächeren Magnetfeldes schlechter.

Frantz und Wiles haben die statistische Aussagekraft der Vermessung von Trackingsystemen am Beispiel des optischen Trackingsystems NDI Polaris®untersucht [169] und diese Erkenntnisse auch auf die offiziellen Herstellerangaben zu solchen Systemen angewendet [55]. Durch die Angabe über das gesamte Messvolumen gemittelter Werte, aber auch durch die stichprobenartige Vermessung nur von Teilen einer produzierten Charge von Trackingsystemen können die Angaben für einzelne Systeme durchaus abweichen. Letztlich sind die Herstellerangaben nur grobe Richtwerte und erst nach eigener Messung können präzisere Angaben gemacht werden. Aber selbst dann ist die Frage nach der Genauigkeit ohne Einschränkung auf den Messbereich und den Anwendungsfall (z.B. Aufnahme in Ruhe oder in Bewegung) nicht zu beantworten.

7.2. Testaufbau und -durchführung

7.2.1. Einfluss des Operationstisches und der Stellung des Feldgenerators

Mit Hilfe eines KUKA KR3 Roboters wurde der Messbereich des Aurora®Trackingsystems in störfreier Umgebung und oberhalb eines OP-Tisches ausgemessen. Die Wiederholgenauigkeit des Roboters von 0.01mm ermöglichte das wiederholte Anfahren derselben Positionen bei unterschiedlichen Stellungen des Feldgenerators. Sensoren wurden an das Ende eines ca. 60cm langen Holzstücks geklebt, um den Abstand zum Roboter zu vergrößern. Werte wurden nur in Ruhe nach starker Mittelung (20 Werte) und einer kurzen Pause aufgenommen, um Störungen durch Schwingungen auszuschließen. Für die Genauigkeitsmessung ohne Störumgebung stand der Feldgenerator auf einem Plastiktisch. Für die OP-Tisch Feldmessungen im OP stand der Aurora®Feldgenerator einmal seitlich neben dem OP-Tisch (Abb. 7.2(a)) und lag bei der zweiten Messung auf dem Tisch (Abb. 7.2(b)), analog zum Flat Transmitter von Ascension (s.u. Kap. 7.2.4). Die Qualität der Messwerte wurde bestimmt durch den Vergleich der mit dem Trackingsystem gemessenen Abstände zwischen benachbarten Messpunkten mit den bekannten Abständen der Roboterbewegungsbahn.

Um ein Störprofil des gesamten OP-Tisches zu erhalten, wurde bei einem weiteren Versuch im Labor ein OP-Tisch unter einem Plastiktisch mit drei darauf befestigten Sensoren durchgeschoben und die Veränderung der Messungen in Abhängigkeit von der Position des OP-Tisches betrachtet. In einem zweiten Durchgang wurde die Höhe der Sensoren über dem OP-Tisch vergrößert. Beide Messungen wurden zweimal durchgeführt, zuerst mit dem Feldgenerator seitlich vom OP-Tisch und dann schräg oberhalb. Der Arbeitsraum des Roboters war für diese Messung zu klein.

7.2.2. Störungen durch navigierte Instrumente

Die Störfelder um medizinische Instrumente wurden auf Plastiktischen gemessen. Der Feldgenerator stand ebenfalls auf einem Plastiktisch und mit dem Roboter wurden Volumenbereiche zu beiden Seiten des Instruments mit einer Gittergröße von 1cm in jeder Raumdimension erfasst. Für die Messungen wurde das 3D-Guidance System von Ascension verwendet. Jede Messung wurde zweimal durchgeführt, einmal mit und einmal ohne den auszumessenden Gegenstand. Durch den Einsatz des Roboters konnten dieselben Messpositionen mehrfach angefahren werden.

Folgende Instrumente wurden untersucht: Zwei laparoskopische Ultraschallsonden (B-K Medical, Dänemark, und Aloka, Japan), ein Videolaparoskop (Storz), ein Prototyp des o.g. Laserdissektors, ein Ultraschalldissektor (Söring, Quickborn) sowie verschiedene mechanische chirurgische Werkzeuge wie Scheren und Klemmen.

7.2.3. Sensorverhalten unter realistischen Bedingungen

Für die Messung des Ultraschalleinflusses wurden mittels des Roboters einige Messpositionen in einem Wasserbad angefahren, einmal mit und einmal ohne Bestrahlung des Messbereichs mit einer Ultraschallsonde. Zur Messung des Temperatureinflusses wurde mehrmals nacheinander ein Sensor in einem Wasserbad in einem festen Raumgitter mit dem Roboter bewegt. Zu Beginn

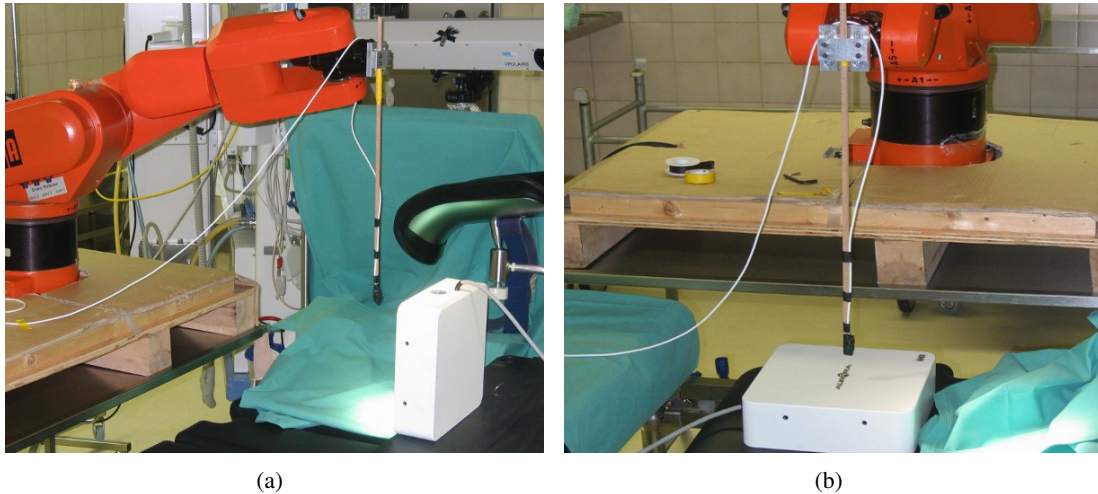


Abbildung 7.2.: Aufbau im OP mit OP-Tisch (schwarze Fläche unten) und KUKA-Roboter bei seitlich stehendem (a) und auf OP-Tisch liegendem weißen Feldgenerator (b). Die Messsensoren sind über einen langen Holzstab mit dem Roboter verbunden.

wurde ca. 90°C heißes Wasser verwendet und während der mehrfach wiederholten Messung die aktuelle Wassertemperatur gemessen. Als dritte Messung wurden in einer NaCl-Lösung ebenfalls robotisiert Messpositionen wiederholt angefahren und der Flüssigkeitspegel schrittweise erhöht, um so verschiedene Körperdicken zu simulieren, schließlich soll ein Teil der Sensoren im Körper eines Patienten Werte liefern und ein anderer Teil außerhalb. Angesichts der hohen Wiederholgenauigkeit des Roboters konnten Messwertveränderungen nur durch den Ultraschall, die Wassertemperatur oder die Kochsalzlösung verursacht worden sein.

7.2.4. Tauglichkeit des Ascension Flat Transmitters

Der Flat Transmitter ist dazu gedacht, unterhalb eines Patienten zu liegen und gegen Magnetfeldstörungen durch den darunterliegenden OP-Tisch abzuschirmen. Von Interesse waren eine mögliche Handhabung im OP und die Größe des Arbeitsraums sowie natürlich eine Genauigkeitsanalyse. Für die Genauigkeitsanalyse wurden zwei fest miteinander verbundene Sensoren langsam durch den Arbeitsraum bewegt und die Veränderung ihrer gemessenen relativen Lage zueinander mit einer künstlichen Störung (kleiner Werkzeugkasten) in möglichst gleichem Abstand unterhalb und neben dem Flattransmitter betrachtet.

Zur Beurteilung des Einflusses eines OP-Gerätes wurde in einem weiteren Versuch die Veränderung der Messwerte zweier ruhender Sensoren in 7 und 30cm Abstand zum Flat Transmitter betrachtet. Im Verlaufe der Messung wurde das Ultraschallgerät in unmittelbare Nähe zum Flattransmitter gebracht und dann eingeschaltet.

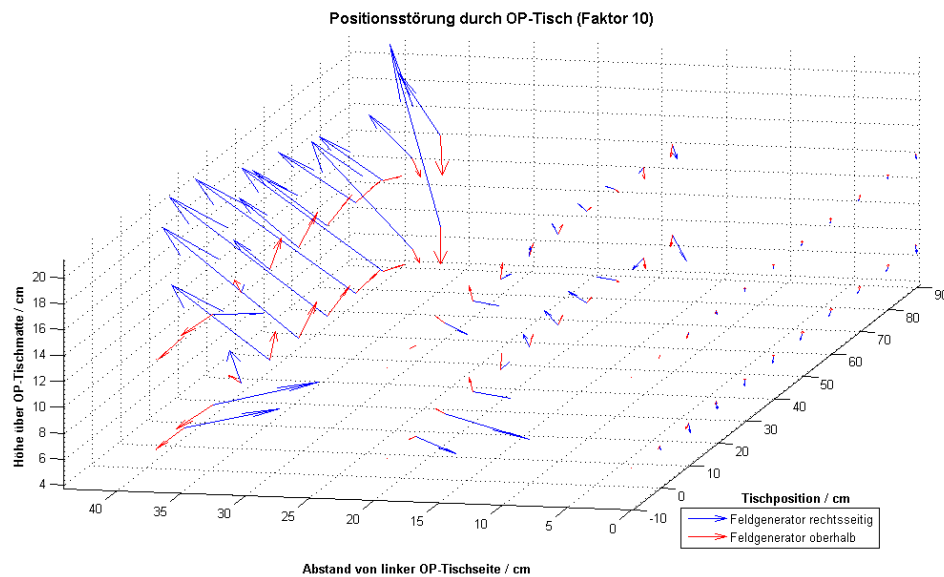


Abbildung 7.3.: Störung der EM-Messwerte über einem OP-Tisch in verschiedenen Höhen und an verschiedenen Positionen für zwei unterschiedliche Positionierungen des Feldgenerators (rote und blaue Pfeile)

7.3. Ergebnisse

7.3.1. Einfluss des Operationstisches und der Stellung des Feldgenerators

Das Ergebnis der Laborvermessung eines OP-Tisches (ohne Roboter) zeigt Abb. 7.3. Die Pfeile veranschaulichen die Positionsveränderung einer Messung ohne OP-Tisch (Pfeilansatz) gegenüber einer Messung mit OP-Tisch (Pfeilspitze). Sowohl ein größerer Abstand der Sensoren zum OP-Tisch (16cm gegenüber 8cm auf y-Achse) wie auch eine höhere seitliche Stellung des Feldgenerators (rote Pfeile) waren von Vorteil. Dass die Abweichungen von der linken zur rechten OP-Tischseite (im Diagramm von rechts nach links) größer wurden, lag an der linksseitigen Stellung des Feldgenerators und dem damit verbundenen größeren Abstand der Sensoren zum Feldgenerator.

Die robotisierte OP-Tisch-Vermessung im OP erbrachte einen mittleren quadratischen Fehler gegenüber den durch die Roboterbewegung bekannten Positionen von 2.48mm beim seitlich angebrachten Aurora®Feldgenerator. Bei dem liegenden Feldgenerator war derselbe Fehler mit 4.01mm deutlich größer. Da an jeder Position 20 Messwerte genommen wurden, ließ sich aus diesen die Präzision für jeden Raumpunkt bestimmen. Diese war im zentralen Messbereich sehr hoch, zu den Rändern hin nahm sie stark ab außer auf der Seite des Feldgenerators. Abb. 7.4(a) zeigt, dass die Streuung proportional mit dem Abstand zum Ursprung des Trackingsystems wächst.

7.3.2. Störungen durch navigierte Instrumente

Ein beispielhaftes Messergebnis für eine Störungsmessung an einem Instrument zeigt Abb. 7.4(b). Gut zu erkennen ist das Loch in der Mitte, hervorgerufen durch Feldverzerrungen im Bereich der Instrumentenspitze eines laparoskopischen Greifers.

Beide Ultraschallsonden wiesen ein neutrales Verhalten im Bereich der abwinkelbaren SONDENSPIITZE auf (hier nicht dargestellt). Die Leertülle des Laserskalpells zeigte ausgerechnet im Bereich der Spitze stärkere Störungen. Die resterilisierbaren Instrumente führten allesamt zu Messfehlern, sowohl im Bereich der Spitze (Abb. 7.4(c)) wie auch entlang des Schafts (Abb. 7.4(d)), wobei A-F für Scheren und Zangen, G für einen Trokar und H für ein Laparoskop stehen. Ab einem Abstand von 3cm waren allerdings bei keinem der vermessenen Instrumente noch größere Fehler feststellbar, so dass eine Befestigung mit einem entsprechend großen Abstand des Sensors zum Instrumentenschaft eine ausreichend störungsfreie Navigation erlauben sollte.

7.3.3. Sensorverhalten unter realistischen Bedingungen

Eine Erhöhung der Temperatur des Sensors hatte eindeutig Einfluss auf die Sensormesswerte (Abb. 7.4(e)), jedoch nur geringfügig unterhalb von 40°C. Der störende Einfluss durch eine dicke Schicht aus NaCl-Lösung als einfache Simulation einer Fettschicht (Abb. 7.4(f)) war sogar noch geringer, so dass auch bei Patienten mit einer erheblichen Fettschicht keine Navigationsprobleme hierdurch zu erwarten sind.

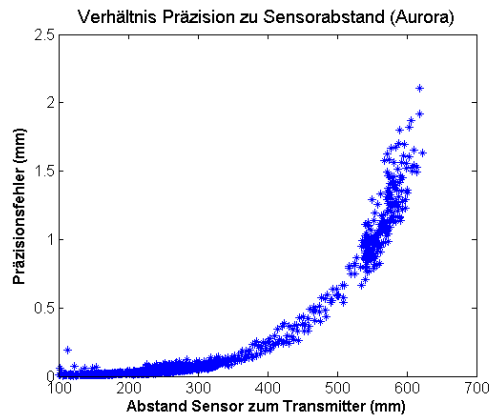
7.3.4. Tauglichkeit des Ascension Flattransmitters

Der Flat Transmitter ist ziemlich schwer und sperrig. Ihn während einer laufenden OP für die Dauer des Einsatzes eines Navigationssystems unter den Patienten zu schieben und evtl. wieder herausziehen, erscheint bei einem normalen OP-Tisch kaum möglich (Abb. 7.5(a)). Auch sind die Verbindungsstecker recht scharfkantig. Der Arbeitsraum geht seitlich kaum über die 50x50 cm große Platte hinaus, v.a. aber nimmt das Feld nach oben hin schnell ab. Der Arbeitsraum eines Mid-Range Feldgenerators von Ascension ist also, dank der Felder auf allen sechs Seiten des Würfels, deutlich größer. Auch das Dome-Volume des neuen NDI-Feldgenerators ist größer.

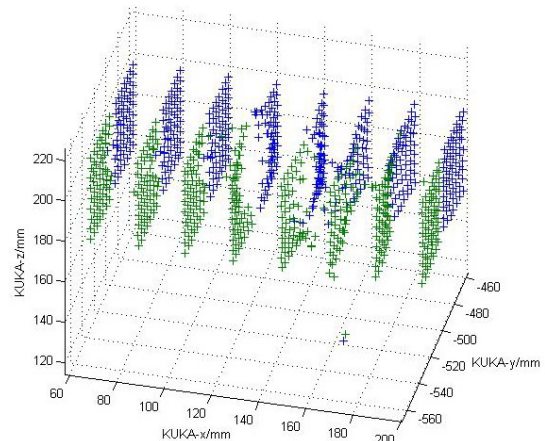
Für zwei fest miteinander verbundene Sensoren stieg der mittlere quadratische Fehler des gemessenen Abstandes von 1.4mm auf 2.5mm, wenn eine künstliche Störquelle nicht direkt unter, sondern neben dem Flat Transmitter stand. Die Abschirmung ließ sich auch in den Qualitätswerten der Sensoren ablesen, die bei der unterhalb liegenden Störquelle praktisch unverändert gut blieben.

Zwei fest miteinander befestigte Tracker sollten jedoch nicht nur denselben Abstand, sondern dieselbe relative Lage zueinander behalten. Dies war bei dem vom Institut angeschafften Flat Transmitter nicht der Fall (Abb. 7.5(b)). Erstaunlicherweise konnte auch ein Gespräch mit dem Hersteller und ein Einschicken des Geräts das Problem nicht beheben. Letztlich wurde nach längerer Suche eine eigene Fehlerkorrektur gefunden. Mit einer einfachen Kipp- und Drehbewegung um einen festen Punkt (Pivotierung) kann normalerweise die Lage eines Sensors relativ zur Spitze eines Zeigers/Instruments bestimmt werden. Bei der hier vorliegenden Störung gelang dies jedoch nur, wenn gleichzeitig eine feste Korrektur der Orientierung des Sensors vorgenommen wurde. Diese ließ sich leicht durch Einbeziehung in die Optimierung zur Lösung der Pivotierung

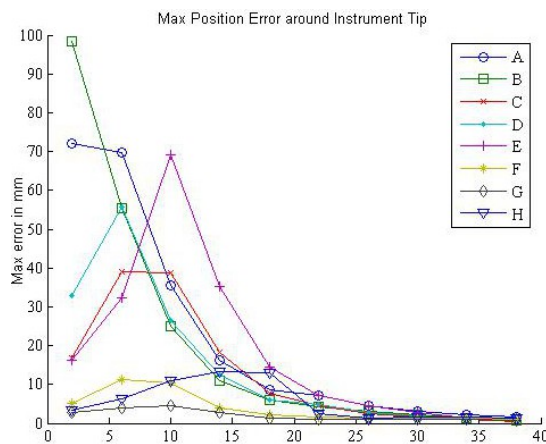
7. Evaluation von magnetischen Trackingsystemen



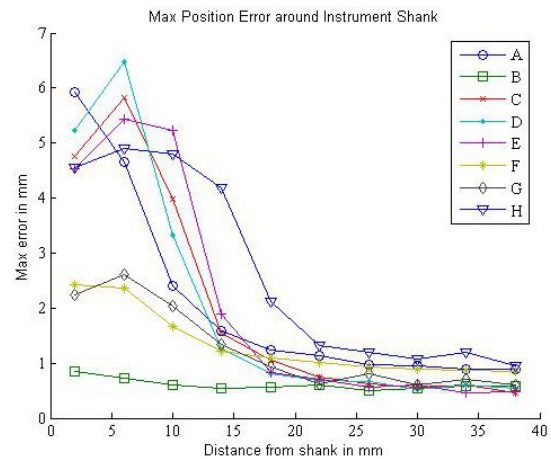
(a) Streuung in Abhängigkeit vom Abstand zum Feldge-



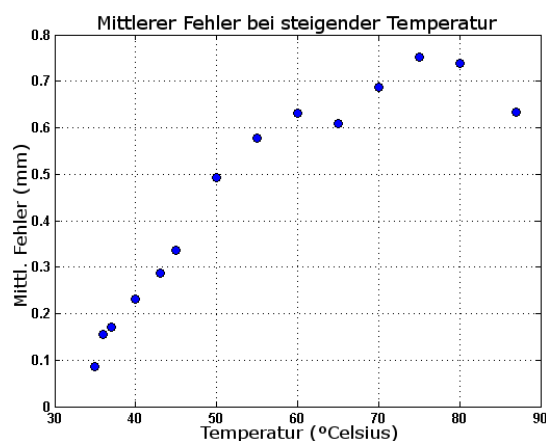
(b) Volumendarstellung einer robotergestützten Instrumentenvermessung



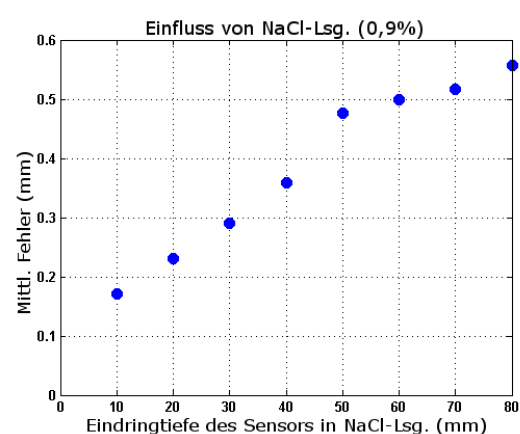
(c) Sensorstörung (Translation) in Abh. vom Abstand zu Instrumentenspitzen



(d) Sensorstörung (Translation) in Abh. vom Abstand zu Instrumentenschäften



(e) Einfluss der Messwerte durch Hitze



(f) Einfluss der Messwerte durch NaCl als simuliertes Körpergewebe

Abbildung 7.4.: Vermessung des Aurora®Systems (oben links), der in Abschnitt 7.3.2 genannten medizinischen Instrumente im Magnetfeld (oben rechts und Mitte) sowie Störeinflüsse magnetischer Trackingsysteme durch Hitze und Salzwasser (unten).

bestimmen und war auch bei wiederholter Messung konstant. Diese Werte konnten dann für weitere Messungen beim Start des Trackingsystems einmalig geladen und auf jede Messung durch Matrixmultiplikation angewendet werden, so dass danach eine relativ normale Verwendung des Systems möglich war.

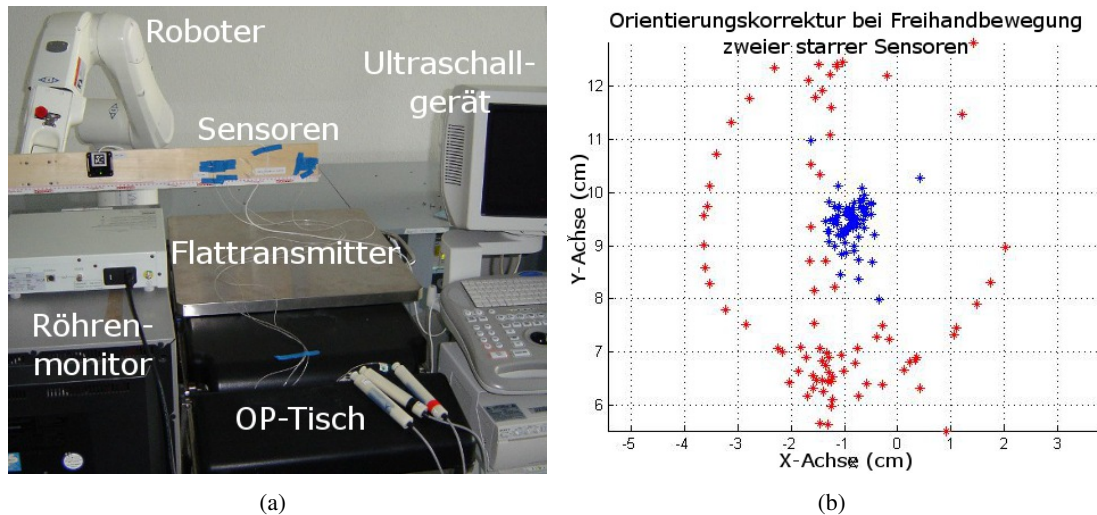


Abbildung 7.5.: (a) Robotisierte Messungen mit dem Flat Transmitter auf einem OP-Tisch mit OP-Ausstattung als weiteren möglichen Störquellen; (b) Darstellung der relativen Lage eines Sensors im lokalen Koordinatensystem eines zweiten, mit dem ersten fest verbundenen Sensors für eine Freihandbewegung (freie Translation und Rotation). Im (unrealistischen) Idealfall sollten alle Messwerte auf genau einen Punkt fallen. Tatsächlich entstanden die blauen Messwerte vor und die roten nach der im Text erwähnten Fehlerkorrektur.

Die Heranführung und Aktivierung eines Ultraschallgerätes (Aloka SSD-3500 mit Röhrenmonitor) an einen Sensor mit einem Abstand von 30cm zum Feldgenerator (Flat Transmitter von Ascension) zeigt Abb. 7.6. Während die Annäherung des Gerätes von mehr als einem Meter auf wenige Zentimeter die Position und Orientierung verändert, sorgt erst das Anschalten (sichtbar durch den starken elektromagnetischen Impuls des Röhrenmonitors) für eine Verstärkung der Streuung, die Werte „zittern“. Dieser Effekt wird auch von den Trackingsystemen selbst erfasst und mit verschiedenen Parametern als Fehler- oder Qualitätswert zurückgegeben. Die Gesamtverzerrung des Feldes, sichtbar bei Annäherung des Gerätes, wird jedoch häufig durch den Qualitätswert nicht mit erfasst. Es ist daher ratsam, solche Geräte nicht allzu nah am Feldgenerator aufzustellen. Ein weiterer Sensor mit einem Abstand von nur 7cm zum Feldgenerator zeigte im selben Versuch fast keine Ausschläge, da dort das Magnetfeld des Feldgenerators viel stärker ist.

7.4. Diskussion

Die Ultraschallsignale haben keinen messbaren Einfluss auf die Sensorwerte. Die Fehler durch (leicht) erhöhte Temperaturen und eine simulierte dicke Fettschicht sind so klein, dass sie vernachlässigt werden können. Die Störungsprofile der Instrumente zeigen teilweise erhebliche Störungen, allerdings nimmt die Störung mit wachsendem Abstand vom Instrumentenschaft schnell

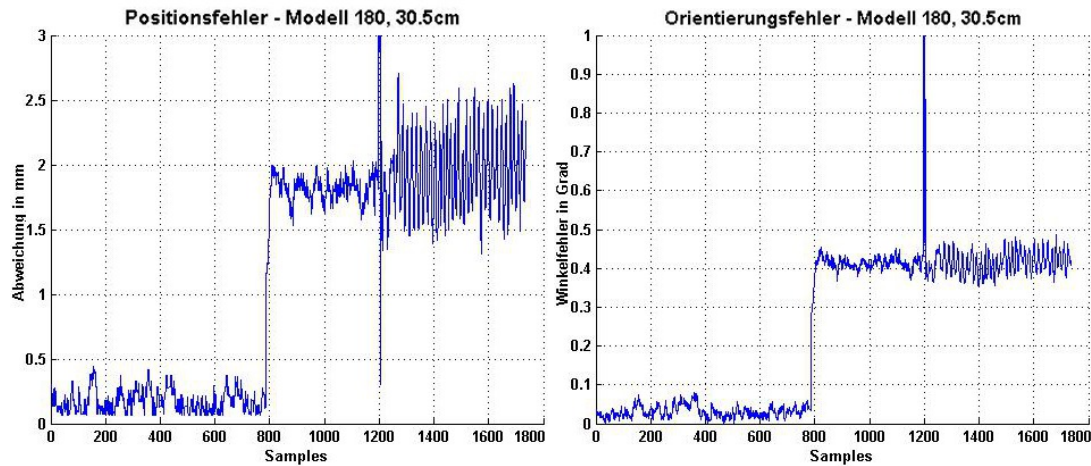


Abbildung 7.6.: Sensorwertbeeinflussung (hier 3D-Guidance™ von Ascension) für Translation (links) und Rotation (rechts) durch Heranrollen des Ultraschallgerätes (Messwert 800) und Einschalten (Messwert 1200).

ab. Spätestens ab einem Abstand von 4cm zum Instrument waren kaum noch Störungen festzustellen. Sensoren können in diesem Abstand zum Instrument mit Halterungen befestigt werden, jedoch an einer Position am Instrument, die nicht durch den Trokar geschoben werden muss.

Die Messungen über dem OP-Tisch im richtigen OP mit Roboter und dem Aurora®Trackingsystem zeigten geringere Fehler für eine seitliche Anbringung des Feldgenerators. Die Labormessung hat zudem gezeigt, dass der Feldgenerator möglichst oberhalb des Patienten angebracht werden sollte, so weit wie möglich vom OP-Tisch entfernt und gleichzeitig möglichst nah am Operationsfeld. Der Flat Transmitter erfüllte nicht alle Erwartungen. Seine Magnetfelder sind für den geplanten Einsatz zu schwach und der Feldgenerator selbst sehr schwer und unhandlich. Die Ergebnisse der OP-Tisch-Vermessung wurden auf der CARS [108] und die Evaluation des Flat Transmitters inklusive der Störungskorrektur auf der CURAC [104] veröffentlicht.

Registrierung der Leber

Die Kalibrierung der Ultraschallsonde und des Videolaparoskops sind in den vorangegangenen Kapiteln ausführlich betrachtet worden. Magnetisches Tracking wurde, trotz seiner Nachteile, als das Mittel der Wahl für Tracking im laparoskopischen Umfeld identifiziert, wohingegen optisches Tracking durch das Laparoskop evaluiert, aber nicht in die Entwicklung des Laparoskopieassistenten mit aufgenommen worden ist. Die Kalibrierungen und ein geeignetes Trackingsystem sind notwendige Voraussetzungen für die Registrierung.

Die Registrierung zuvor gewonnener Patientendaten gegen die echte Patientenleber ist die zentrale Problemstellung dieses Assistenzsystems. Die Registrierung ist schwierig, da die Leber beweglich und nicht direkt von außen zugänglich ist sowie kaum über äußerlich sichtbare anatomische Merkmale verfügt. Zunächst wurden zahlreiche in der Literatur beschriebene Verfahren betrachtet (Kap. 8.1). Hieraus, aus den uns zur Verfügung stehenden Daten sowie durch wiederholte Versuche wurde eine mehrstufiges Registrierungsverfahren entwickelt (Kap. 8.3). Verschiedene Versuche und Simulationen mit diesem Konzept und dessen Ergebnisse werden in Kap. 8.4 geschildert. Die Tauglichkeit für einen Einsatz im OP und mögliche Alternativen werden in Kap. 8.5 diskutiert.

8.1. Überblick über Verfahren zur Leberregistrierung

Im Abschnitt 3.3 wurden bereits andere Assistenzsysteme mit verschiedenartigen Registrierungen in Kürze vorgestellt. In diesem Abschnitt wird nur die Registrierung betrachtet. Es gibt zwei große Gruppen von Assistenzsystemen, mit und ohne Verwendung präoperativer Patientendaten. Ohne präoperative Daten ist die Registrierung einfacher, da nur intraoperative Daten dargestellt oder gegeneinander registriert werden. Die Daten sind von gleicher Modalität und Deformationen meistens gering. Einige Beispiele von Systemen ohne präoperative Daten:

- Am IRCAD in Straßburg (Frankreich) werden optisch erfassbare Marker an der Bauchoberfläche vor einer CT-Aufnahme befestigt. Diese Marker ermöglichen eine permanente Überwachung der Bauchoberfläche während der gesamten OP, allerdings nicht der Leberoberfläche direkt [136].
- Am SINTEF Institut (Trondheim, Norwegen) findet die Registrierung über äußere Marker

statt, die während der CT- oder MRT-Aufnahme bereits an der Haut des Patienten festgeklebt werden [96]. Die Registrierung erfolgt unsteril während der OP-Vorbereitung, so dass spätere Anpassungen oder Patientenumlagerungen nicht mehr möglich sind.

- Das Percunav System der Firma Traxtal (Toronto, Kanada) erfordert CT-taugliche Marker und eine CT-Aufnahme direkt vor der OP. Durch Antippen der Marker mit einem Zeiger während der Operation wird schnell und robust registriert [91].
- Beim optisch und magnetisch getrackten Navigationssystem der Graduate School of Medicine in Osaka (Japan) wird zunächst ein 3D-Ultraschallvolumen erzeugt und dessen Veränderung, zumindest versuchsweise, über die Zeit ermittelt und für eine elastische Registrierung von Ultraschall zu Ultraschall genutzt [130].
- Am CAMPAR Institut der TU München ist, ähnlich dem System aus Osaka, ein hybrides magneto-optisches System für laparoskopische Eingriffe an der Leber entworfen worden, welches das Live-Ultraschallbild in das Videobild des Laparoscops einblendet, aber keine Registrierung unterstützt [50] [51].
- In unserer eigenen Arbeitsgruppe wird aktuell daran geforscht, tumoröse Strukturen in einem 3D-Ultraschallvolumen automatisch zu segmentieren und diese dann in Echtzeit im getrackten Ultraschallbild wiederzufinden [152]. So erfolgt zwar keine Registrierung gegen präoperative Daten, aber eine Echtzeitregistrierung gegen das ursprüngliche Ultraschallvolumen.

Im Gegensatz dazu benötigen Verfahren mit präoperativer Bildgebung eine vollständige Registrierung, da zwischen Datenaufnahme und Anwendung mitunter Wochen vergehen können. Gerade bei Weichgewebe können die Unterschiede zwischen Bilddaten und intraoperativer Situation sehr groß sein. Dafür besteht die Möglichkeit, sorgfältig aufbereitete Daten zu verwenden, z.B. zeitaufwändige Operationsplanungen. Gegenüber denjenigen o.g. Systemen bzw. Konzepten, die eine intraoperative CT- oder MRT-Aufnahme erfordern, besteht zudem der Vorteil geringerer Strahlenbelastung und Kosten, denn eine solche Aufnahme muss zur Diagnose auch vor der Operation durchgeführt werden. Einige Beispiele für Systeme mit präoperativen Daten:

- Am CIMIT in Cambridge (MT, USA) werden Rippenbögen für die grobe Einmessung der Position und der Orientierung sowie Landmarken an der Aorta zur Korrektur der Position, aber nicht mehr der Orientierung, verwendet [43]. Das Verfahren ist einfach und schnell, aber nicht genau.
- Am MiMed Institut der TU München werden für ein offenchirurgisches Assistenzsystem bei Lebertumoren zunächst drei willkürlich vorgegebene Punkte auf der Leberoberfläche mit der intraoperativen Ultraschallsonde angefahren, um eine grobe Registrierung zu erzeugen. Je nach Version der Anwendung wird die Registrierung entweder über auf der Leberoberfläche aufgenähte optische Marker hergestellt [167] [100], oder es wird durch manuelle Korrektur mit einem 6D-Eingabeinstrument (z.B. sog. Spacemouse) die Lage des navigierten Ultraschallbildes zu den präoperativen Bilddaten verändert [101]. Basierend auf dem gleichen System wird in Bern an einer Registrierung über die Gefäße der Leber gearbeitet, wofür aber zunächst eine gute Gefäßerkennung benötigt wird [6].
- Beim Pathfinder System der Vanderbilt Universität in Nashville (Tennessee, USA) erfolgt die Registrierung über die Erfassung der Oberfläche mit einem Laserscanner [24], sogar an einer laparoskopischen Version wurde gearbeitet [147]. Die Registrierung beim kommerziell erhältlichen System ist, soweit bekannt, rigide. Simulationen und Laborversuche

mit elastischen Registrierungen unter Verwendung der Oberflächengestalt wurden von Clements beschrieben [30] [29].

- Mit einer 3D-Ultraschallsonde wird an der Charité in Berlin navigiert. Hier werden in einem 3D-Ultraschallvolumen zuerst Gefäße segmentiert, was mit Farbdopplerdaten am besten funktioniert, und dann manuell korrespondierende Landmarken in den CT- oder MRT-Daten sowie im Ultraschallvolumen bestimmt. In früheren Veröffentlichungen von Lange [93] wurde folgendes Verfahren beschrieben: Nach einer Skelettierung der segmentierten Gefäße werden diese in einem iterativen Prozess auf die präoperativen Gefäßbäume abgebildet, wobei neben dem Abstand der Gefäßsegmente auch ihre Richtung berücksichtigt wird. Erst wenn keine Verbesserung mehr eintritt, wird eine Verformung mit B-Splines durchgeführt. Dieser Prozess wird sukzessive durch eine Halbierung der Gitterweite des B-Spline-Kontrollgitters bis zu einer minimalen Größe verfeinert. Dabei werden die geschätzten Gefäßrichtungen sowie Helligkeitsprofile der Farbdopplerdaten in den Algorithmus mit einbezogen.
- Am Institut für Mathematik in Lübeck wird eine intensitätsbasierte elastische Registrierung mit einer Landmarkenregistrierung verknüpft [142] [143]. Hierbei wird eng mit der o.g. Gruppe an der Charité zusammen und mit den 3D-Ultraschalldaten der dortigen Patienten gearbeitet [95]. Die Position von Landmarken in einem bestimmten Radius ist korrigierbar, wobei jeder Landmarke ein eigener Radius zugewiesen werden kann, wodurch das Vertrauen des Anwenders in die Genauigkeit der selbst gesetzten Landmarken berücksichtigt werden kann [144] [119]. Der Algorithmus wurde inzwischen auch auf die Registrierung von 2D-Ultraschallbildern auf einen präoperativen Volumendatensatz erweitert, da z.B. laparoskopisch keine 3D-Sonden zur Verfügung stehen [67] [141].
- Ein Feder-Masse-Modell mit echtzeitfähiger elastischer Registrierung der Form der Gefäße wurde in Lausanne entwickelt [34]. Dabei werden Gefäßmittelpunkte dem jeweils nächsten Gefäß (als Linie) aus dem Modell zugeordnet und als Kräfte interpretiert, die seitlich an den Gefäßen ziehen, die als Federn zwischen den mit einer Masse versehenen Verzweigungen des Gefäßbaums gespannt sind. Da eine richtige Gefäßerkennung notwendige Voraussetzung für dieses Verfahren ist, wurde zugleich ein neues Verfahren zur Segmentierung von Gefäßen in Ultraschallbildern vorgestellt. Dieses ermöglicht eine Erkennung elliptischer Objekte im Ultraschallbild. Bei relativ gleichmäßiger Verteilung erfasster Gefäßmittelpunkte und einem guten Startwert über eine initiale Registrierung mit 3 Punkten wurde eine Schweineleber binnen 5s auf unter 1mm Abweichung der Gefäße registriert.

Aktualisierungen von Registrierungen, z.B. zum Atmungsungleich, nach einer Patientenumlagerung oder zwischen zwei Arbeitsschritten eines längeren Eingriffs (z.B. Ablation mehrerer Metastasen) können hingegen bei beiden Verfahrensarten ähnlich ablaufen, da sie sich auf vorangegangene Messungen während des Eingriffs beziehen.

8.2. Analyse laparoskopischer Deformationen

Um eine unbekannte Deformationsfunktion (z.B. die Deformation der Leber) zu approximieren, eignet sich eine Linearkombination radialer Basisfunktionen. Bei einer radialen Basisfunktion hängt der Wert der Funktion nur vom Abstand r eines Punktes zu einer Stützstelle ab. Für Thin

Plate Splines¹ lautet die sog. Kernelfunktion $\phi(r) = r^2 \log(r)$. Gewichte pro Kernelfunktion werden so bestimmt, dass die Gesamtfunktion eine Reihe von Stützstellen (z.B. Landmarken in präoperativen Bilddaten) exakt auf bestimmte Zielpunkte (z.B. Landmarken in Ultraschallbilddaten) abbildet. Eine perfekte Abbildung der Stützstellen auf die Zielpunkte ist häufig nicht sinnvoll, wenn es sich um fehlerbehaftete Messwerte handelt. Durch einen zusätzlichen Regularisierungsterm mit dem Glättungsparameter λ kann, wie von Donato beschrieben [40], zwischen einer perfekten Interpolation der Stützstellen auf die Zielpunkte ($\lambda = 0$) und einer Approximation ($\lambda \rightarrow \infty$) gewichtet werden.

Um einen Eindruck der tatsächlichen Deformation der Leber im laparoskopischen Fall zu bekommen, wurden bei drei Patienten mit aufgearbeiteten Bilddaten navigierte Ultraschallsequenzen aufgenommen und im Nachhinein Landmarken in diesen Sequenzen gesetzt. Die Landmarken wurde solange gesetzt und korrigiert, bis die Überblendung der präoperativ segmentierten Gefäße und Tumore auf die Ultraschallbilder möglichst optimal war. Abbildung 8.1 zeigt die präoperativen Bilddaten, die gewählten Landmarken und die resultierende Deformation der gesamten Leber bei der Anwendung von Thin Plate Splines mit den Landmarken als Stützpunkte.

In allen drei Fällen wurde die Leber stark gestaucht. Eine starre Registrierung allein würde nicht einmal lokal ein gutes Ergebnis liefern, da die Leber auf ganzer Länge deformiert ist. Eine gute affine Registrierung könnte ein brauchbares Ergebnis liefern, aber nicht so gut, wie es Thin Plate Splines hier über viele Landmarken ermöglichen.

8.3. Konzept für laparoskopische Leberregistrierung

Für das zu entwickelnde Assistenzsystem ist die Verwendung von präoperativ gestellten Operationsvorschlägen (erstellt durch Fa. MeVis, Bremen) von seiten der Ärzte gewünscht. Zusätzliche CT- oder MRT-Aufnahmen zu Beginn oder während des Eingriffs (unter sterilen Bedingungen!) erhöhen die Kosten, die Belastung für den Patienten (bei einem CT) und erfordern spezielle Geräte sowie einen erhöhten logistischen und zeitlichen Aufwand. Sie sind daher nicht vorgesehen.

Dies bedeutet zweierlei: Erstens kann von einer Deformation der Leber während des Eingriffs gegenüber den präoperativen Daten ausgegangen werden. Zweitens ist keine automatische initiale Registrierung möglich, z.B. durch am Körper befestigte, im CT oder MRT sichtbare Marker. Bevor also eine elastische Registrierung durchgeführt werden kann, muss eine initiale Registrierung die präoperativen Daten und die navigierten Instrumente grob in Übereinstimmung mit der intraoperativen Situation bringen. Für den Laparoskopieassistenten ist die Wahl auf automatisch vorgeschlagene Landmarken auf der Leberoberfläche gefallen (s.u. Kap. 8.3.1).

Um diese recht grobe initiale Registrierung zu verbessern, wird danach die Leberoberfläche erfasst. Bei relativ wenig Verformung der Leber gegenüber der präoperativen Aufnahme ist die gesamte sichtbare Leberoberfläche ausreichend markant für eine Oberflächenregistrierung. Ein Vergleich technischer Möglichkeiten und eine Beschreibung des hier gewählten Verfahrens finden sich im Abschnitt 8.3.2 beschrieben.

Letztlich ist die Aussagekraft einer Registrierung, die auf einer Seite der Oberfläche (Landmarken und Oberflächengestalt) durchgeführt worden ist, begrenzt. Ob die Leber z.B. durch den

¹Der Name „Thin Plate Spline“ stammt von der physikalischen Analogie zur Biegung dünner Metallflächen, entwickelt von Bookstein [14]. Hierbei lässt sich die Stärke der Verbiegung orthogonal zur Fläche durch einen Versatz innerhalb der Fläche mit o.g. Kernelfunktion beschreiben.

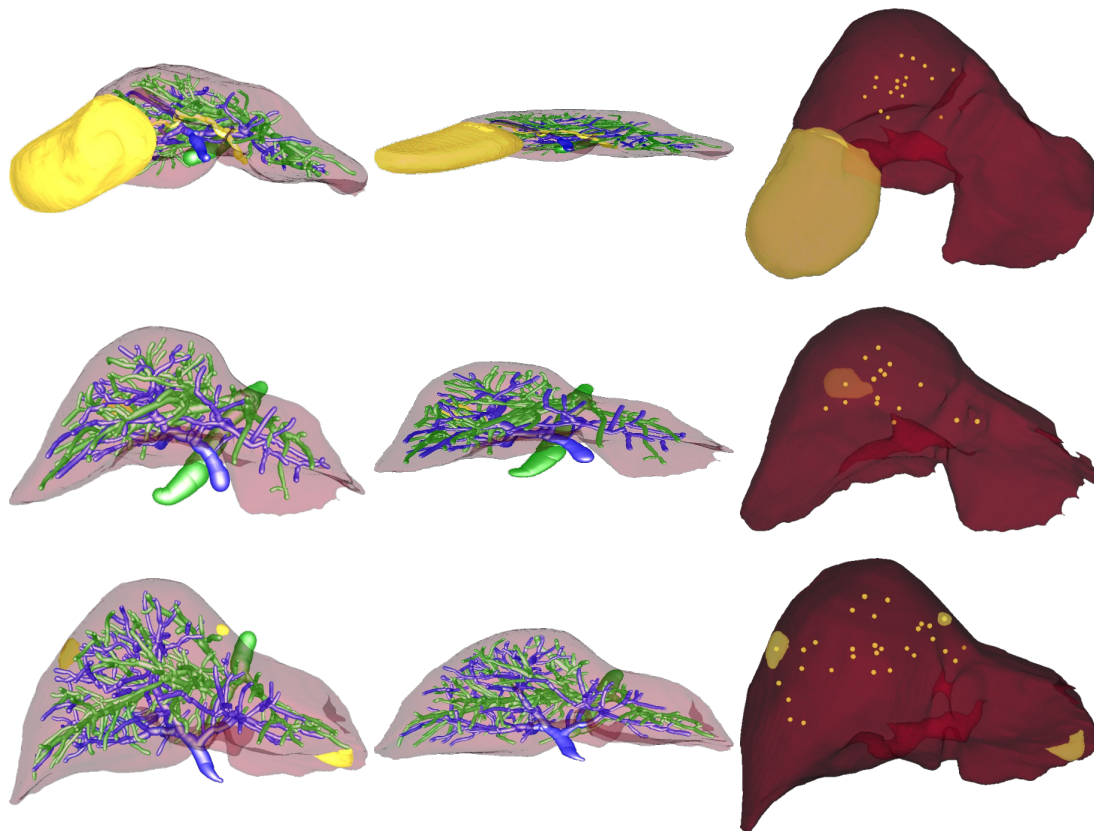


Abbildung 8.1.: Gefäßbaum, Tumor und Leberoberfläche vor (linke Spalte) und nach (mittlere Spalte) elastischer Registrierung mit Thin Plate Splines unter Verwendung von postoperativ in navigierten Bilddaten gesetzten Landmarken für drei Patientendatensätze (oben, Mitte, unten). Die Verteilung der Landmarken in den unverformten Originaldaten ist jeweils rechts dargestellt (gelbe Punkte). Der erste Datensatz ist sehr stark abgeflacht, was sich teilweise durch den kleinen Aufnahmebereich und die daraus resultierende geringe Verteilung der Landmarken erklären lässt.

Druck des Pneumoperitoneums gestaucht ist, lässt sich daran nicht erkennen. Da die Rückseite der Leber aber nur äußerst schwer direkt erreichbar ist und dabei die Leber bewegt werden muss, sind weitere Bilddaten zwingend erforderlich. Wie zu Beginn dieses Kapitels bereits erwähnt, bietet sich die Verwendung des intraoperativen Ultraschalls an. Das manuelle Setzen von Landmarken in den Ultraschallbildern ist ein möglicher Weg und eine gute Basis für eine Registrierung. Sie ist aber zeitaufwändig und nicht geeignet, um Verbesserungen im Detail zu erzielen. Daher sind automatische elastische Registrierungen unter Verwendung der Bilddaten im Fokus der Forschung. Etliche Ansätze sind eingangs erwähnt worden. Allerdings sind diese häufig langsam oder erfordern Daten von Instrumenten, die im vorliegenden Szenario nicht einsetzbar sind (3D-Ultraschallsonde, Laserscanner, intraoperatives CT) oder bieten keine Registrierung gegen präoperative Bilddaten an, sondern zwischen intraoperativ aufgenommenen Daten. Daher wird im Rahmen dieser Arbeit ein weiterer Ansatz vorgestellt (Kap. 8.3.3), der mit den zur Verfügung stehenden Daten der Ultraschallsonde auskommt, eine Registrierung gegen präoperative Patientendaten ermöglicht und durch die Verwendung von aus Bilddaten extrahierten Punktmerkmalen schnell genug für einen Einsatz im OP ist. Zusätzlich können Oberflächendaten verwendet wer-

den, die durch die (rigide) Oberflächenregistrierung im Schritt zuvor zur Verfügung stehen. Diese ermöglichen eine bessere Registrierung in der Nähe der Leberoberfläche, wo wenige große Gefäße liegen, und daher wenige oder gar keine Merkmale aus Ultraschallbildern extrahiert werden können. Zudem können sie dazu beitragen, eine falsche elastische Registrierung zu verhindern. Wie bei den anderen Verfahren müssen die intraoperativen Daten allerdings bestimmten Mindestanforderungen genügen (gute Verteilung über die Leber, gute Bildqualität und relevante anatomische Strukturen in den Bilddaten), und der Startwert der Registrierung durch die direkt im Anschluss beschriebenen Vorregistrierungsschritte muss ausreichend gut sein.

8.3.1. Rigide Vorregistrierung mit äußeren Landmarken

Für alle folgenden Registrierungsverfahren, und sei es als Hilfestellung für eine manuelle Landmarkensuche in Ultraschallbildern, ist eine gute initiale Registrierung erforderlich oder zumindest sehr hilfreich. Da ein zusätzlicher Registrierungsschritt auch zusätzlich Zeit kostet, sollte dieser Vorgang schnell sein, gleichzeitig aber robust und notfalls wiederholbar. Eine typische Vorgehensweise bei medizinischen Navigationssystemen ist eine äußere Einmessung des Patienten an markanten und festen Körperstellen (z.B. Augenendpunkte, Nasenspitze, Beckenknochen, Knöchel, Punkte am Kniegelenk usw.). Allerdings hängt die Lage der Leber zu den Knochen von der Lagerung und der Mobilisation der Leber während der OP ab, so dass eine durch präoperative CT- oder MRT-Aufnahmen hergestellte Lagebeziehung zwischen Knochen und Leber wertlos ist. Eine Ausnahme ist der Fall, wenn diese Aufnahme direkt vor bzw. während der OP gemacht und der Patient nicht umgelagert wird. Da diese Vorgehensweise höhere Kosten und evtl. eine höhere Strahlenbelastung verursacht sowie einen entsprechend ausgestatteten OP voraussetzt, wurde dieser Ansatz in dieser Arbeit nicht weiter betrachtet.

Da für die geplante Anwendung ohnehin ein direkter Kontakt zum Zielorgan vorgesehen ist, spricht nichts dagegen, die initiale Registrierung auch dort durchzuführen. Die Leber besitzt an ihrer Außenseite allerdings kaum markante Punkte, so dass eine Ansteuerung mit einem Instrument nie sehr genau werden kann. Da zu Beginn der OP die Ultraschallsonde eingesetzt wird und eine Navigation der Ultraschallsonde eine zwingende Anforderung an den Laparoskopieassistenten war, wurde die Ultraschallsonde für das Setzen der Punkte ausgewählt, genauer gesagt die Mitte der Schallfläche. Die Ultraschallsonde ermöglicht durch ihre hohe Beweglichkeit ein leichteres Erreichen der Punkte als ein starres Instrument. Über das Ultraschallbild lässt sich feststellen, ob Kontakt zur Leberoberfläche besteht (mehr dazu im Abschnitt 8.3.2.2).

Für das Setzen von Punkten auf der Oberfläche gibt es (mindestens) zwei mögliche Wege: a) Der Chirurg setzt sein Instrument auf eine Stelle auf der Leberoberfläche und markiert diese Stelle auf der virtuellen Leberoberfläche oder b) die Anwendung schlägt eine Zielposition auf der Leberoberfläche vor, die der Chirurg anschließend mit dem navigierten Instrument berühren muss. In beiden Fällen muss der Vorgang mehrmals wiederholt werden. In beiden Fällen ist es auch für den Chirurgen schwierig, sowohl das Instrument zu führen als auch die Anwendung zu bedienen. Daher ist für diesen Vorgang eine zweite Person erforderlich oder wenigstens sehr hilfreich, die die Anwendung bedient. Nun besitzt Variante a) aber zwei wesentliche Nachteile: Der Bediener müsste die Stelle kennen, an der der Chirurg die Sonde platziert hat, und die Verteilung der Punkte auf der Leberoberfläche hängt vom Chirurgen ab, der sich höchstwahrscheinlich nicht für die Verteilung irgendwelcher Landmarken auf der Leberoberfläche interessieren wird. Daher fiel die Entscheidung auf Variante b). Das System schlägt nacheinander vier Punkte vor.

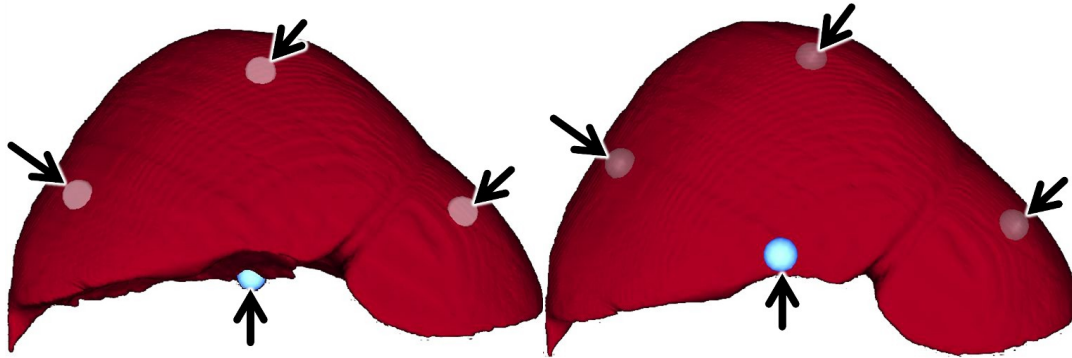


Abbildung 8.2.: Automatische Landmarkenvorschläge bei rigider Vorregistrierung. Die bläuliche Landmarke (jeweils mittlere untere Kugel) markiert die Position, die als nächstes vom Chirurgen mit der Ultraschallsonde angefahren werden soll. Die übrigen Landmarken (markiert durch schwarze Pfeile) sind bereits sichtbar, um frühzeitig eine nicht mit der Ultraschallsonde erreichbare Position erkennen zu können. Die aktive Landmarke links ist nicht erreichbar, nach erneutem Start der Registrierung bei geringfügig verändertem Blickwinkel auf die Leber (rechts) ist sie erreichbar.

Der Chirurg kann am Monitor selber erkennen, wohin er die Ultraschallsonde führen soll. Wenn die Position erreicht ist, muss er nur dies dem Anwender mitteilen, aber nicht noch die Position der Sonde auf der Leber beschreiben.

Damit die Landmarken auch gut erreichbar und gut verteilt sind, werden automatisch vier Punkte auf der sichtbaren Seite des dreidimensionalen Oberflächenmodells der Leber angezeigt. Sollten ein oder mehrere dieser Punkte nicht erreichbar sein, kann die Registrierung abgebrochen und sofort mit einem neuen Blickwinkel auf die Leber wiederholt werden (Abb. 8.2). Über eine Hauptachsenanalyse (engl. principal components analysis, PCA) werden die Hauptachsen der Verteilung der sichtbaren Oberflächenpunkte bestimmt. Nach Bestimmung der Extrema auf jeder Achse werden für die vier Landmarken Punkte auf den Hauptachsen in der Nähe der Extrema ausgewählt, wobei über Strahlenverfolgung aus dem Blickwinkel des Betrachters sichergestellt wird, dass nur Punkte vorgeschlagen werden, die auch wirklich auf der Leberoberfläche liegen. Über dieses Verfahren ergeben sich vier erreichbare und über die gesamte (sichtbare) Leberoberfläche verteilte Punkte. Für eine rigide Registrierung wird das Verfahren von Horn [75] verwendet, welches zwei Punktwolken optimal aufeinander abbildet.

8.3.2. Oberflächenerfassung und -registrierung

Sofern ein Objekt relativ starr ist und markante Oberflächenstrukturen besitzt, lässt es sich über eine Erfassung der Oberfläche registrieren, wobei nicht die gesamte Oberfläche erfasst werden muss. Ist das Objekt nicht starr, ist eine elastische Registrierung möglich, sofern weitere Randbedingungen (z.B. Volumenerhaltung) und Objekteigenschaften (z.B. Steifheit des Lebergewebes) und äußere Kräfte (Aufhängungspunkte der Leber, Richtung der Schwerkraft) bekannt sind. Da bei der initialen Landmarkenregistrierung die Positionen der äußeren Landmarken vom Anwender geschätzt werden müssen, soll durch eine möglichst einfach durchzuführende Oberflächenregistrierung die rigide Registrierung verbessert werden.

8.3.2.1. Möglichkeiten der Oberflächenerfassung

In der Literatur werden verschiedene Möglichkeiten beschrieben, die Oberfläche eines Organs zu erfassen:

Spezielle Hardware Mit Time-of-Flight (ToF) Kameras² können Oberflächen sehr schnell (bis 100Hz) mit einer Genauigkeit von knapp unter 10mm erfasst werden. Am DKFZ in Heidelberg wird in der Gruppe um Lena Maier-Hein versucht, mit solchen Kameras die Leberoberfläche zu erfassen und über die Finite-Elemente-Methode zu registrieren [151]. Sehr viel genauer als ToF Kameras sind Laserscanner, die millimetergenaue Ergebnisse liefern. Da sie zeilenweise Oberflächen scannen, sind sie allerdings langsamer als die ToF Kameras, bei denen die Laufzeit für jedes Pixel gleichzeitig bestimmt wird. Mit Laserscannern für den offenchirurgischen Einsatz arbeitet die Gruppe der Vanderbilt-Universität um Robert L. Galloway [29]. Inzwischen ist von der Gruppe auch ein laparoskopischer Prototyp eines Laserscanners entwickelt worden [147].

Kamerabild Wird eine getrackte und kalibrierte Kamera bzw. ein Endoskop verwendet, kann mit Hilfe verschiedener Bildverarbeitungsmethoden eine 3D-Rekonstruktion der Szene erstellt werden. Durch die Erkennung und Zuordnung zahlreicher Bildpunkte zueinander können sowohl Kameraparameter (z.B. die Kameraposition bei bekannten intrinsischen Parametern) als auch die 3D-Szene rekonstruiert werden. Ein Verfahren hierfür, welches ohne die Verwendung künstlicher Marker auskommt, ist Struktur-aus-Bewegung (engl. Structure-from-Motion, kurz SfM), welches z.B. von Cipolla [161] sehr gut erklärt wird. Mit diesem Verfahren kann anhand der Bildsequenz eines Objekts dessen Gestalt sowie die Bewegungsbahn der Kamera bis auf einen Skalierungsfaktor bestimmt werden. Die Herausforderung besteht v.a. darin, viele Punkte schnell, robust und präzise zu erkennen und richtig zuzuordnen.

Am DKFZ wird von Anja Groch [57] an der Merkmalerkennung aus HDTV-Laparoskopbildern geforscht, um anschließend mit Stereometrie- und dem SfM-Verfahren eine dreidimensionale Gestalt der sichtbaren Leberoberfläche zu erhalten.

Eine Alternative stellt die Verwendung von strukturiertem Licht (engl. Structured Light) dar. Ein Lichtgitter wird auf das zu vermessende Objekt projiziert. Die Schnittpunkte der Gitterlinien lassen sich mit Bildverarbeitungsmethoden relativ einfach und robust extrahieren. Allerdings werden hierfür zwei Kameras [2] oder ein 3D-Laparoskop (mit zwei Bildern) benötigt, da bei Bewegung der Kamera nicht dieselben Punkte unter den Lichtgitterpunkten liegen.

Ein Verfahren, welches auch und gerade mit merkmalsarmen Oberflächen zurechtkommt, ist Shape-from-Shading. Bei bekannter Lichtquellenrichtung (laparoskopisch aus Richtung der Kamera) kann anhand der Helligkeit jedes Bildpunktes auf dessen Abstand zur Kamera geschlossen werden. Ein aktuelles Beispiel für die Rekonstruktion von Rückenwirbeln mit diesem Verfahren gibt Wu [171]. Die erreichte maximale Abweichung an einem Rückenwirbelphantom beträgt hier allerdings 3.1mm, und das bei sehr großen optischen Trackern und relativ kurzem Kameraabstand zu einem starren Objekt.

Direktes Tracking Werden Tracker direkt auf der Oberfläche befestigt, lassen sich permanent

²Eine Time-Of-Flight-Kamera misst die Laufzeit zuvor ausgesendeten Lichts. Jedes Pixel in einem Bild repräsentiert die Entfernung zur Kamera.

Bewegung und Deformation der Oberfläche in Echtzeit verfolgen. Dieser Ansatz wird mit optischen Markern im Rahmen von FUSION am MiMed in München verfolgt [167], ist wegen der erforderlichen direkten Sichtlinie jedoch nicht auf den laparoskopischen Einsatz übertragbar.

Navigierte Zeiger Mit einem navigierten Instrument wird die Oberfläche direkt oder kontaktlos erfasst. Ein Beispiel für ein berührungsloses Verfahren ist der z-touch der Firma BrainLAB (Feldkirchen b. München), eine Art Laserpointer, der auf Knopfdruck einen für das optischen Trackingsystem erfassbaren Infrarotpunkt auf der Zieloberfläche erzeugt. Auch hier ist die Sichtlinie die Beschränkung.

Für den Laparoskopieassistenten fiel die Entscheidung auf ein navigiertes Instrument. Alle anderen Wege sind laparoskopisch nicht umsetzbar (direktes Tracking) oder erfordern die aufwendige und teure (Eigen-)Entwicklung komplexer zusätzlicher Hardware (z.B. ein laparoskopischer Laserscanner). Bei starren Instrumenten ist der Bewegungsraum und damit die erreichbare Oberfläche stark beschränkt, auch fällt das Abfahren einer Oberfläche mit einem zu spitzen Instrument schwer und könnte unnötig die Leberoberfläche beschädigen. Daher fiel die Wahl auf die ohnehin navigierte Ultraschallsonde, da sie eine glatte Oberfläche besitzt und über das Ultraschallbild bestimmt werden kann, ob Kontakt zur Leberoberfläche besteht. Ein Nachteil ist, dass beim Schallen die Leberoberfläche mehr oder minder stark eingedrückt und die Messung somit verfälscht wird.

8.3.2.2. Oberflächenerfassung mit der Ultraschallsonde

Damit eine Oberflächenregistrierung funktionieren kann, sind gute Daten eine wichtige Voraussetzung. Die Oberflächenpunkte müssen ein möglichst großes Gebiet abdecken und markante Strukturen beinhalten. Da die Aufnahme unter erschwerten Bedingungen stattfindet (steril, eingeschränkter Arbeitsraum und begrenzte Sicht), muss zudem Vorsorge für den Fall einer fehlerhaften Oberflächenerfassung getroffen werden.

Nach der Erfassung der Oberfläche wird die Ausdehnung der aufgenommenen Punkte berechnet. Dazu wird der minimale umgebende Quader (Oriented Bounding Box, OBB) der Punkte bestimmt. Im Gegensatz zur gewöhnlichen Bounding Box ist diese nicht achsparallel. Die Berechnung erfolgt mittels Hauptachsenanalyse (Principal Components Analysis, PCA). Ist die räumliche Ausdehnung in zwei Richtungen mindestens 70mm, werden die Punkte akzeptiert.

Als Oberflächenpunkte werden Punkte am oberen Rand des Schallbereichs im Videobild der Ultraschallsonde verwendet, deren Lage im Raum wie für jeden anderen Bildpunkt über die Transformationen der Ultraschallkalibrierung und des Ultraschall-Trackers bestimmt werden. Es werden zwei Punkte links und rechts der Bildmitte gewählt. Dies gilt nur dann, wenn die Sonde auf der Leber aufliegt. Setzt der Anwender die Ultraschallsonde bei der Aufnahme ab, z.B. um woanders mehr Punkte aufzunehmen, oder verliert sie beim Abfahren an weniger flachen Stellen auch nur teilweise den Kontakt, werden falsche Positionen erfasst. Die Luftartefaktprüfung kontrolliert, ob sich Luft bzw. CO_2 -Gas zwischen Sonde und Schallobjekt befindet. In einem solchen Fall wird das Bild im unteren und mittleren Bereich dunkel, während sich nah an der Schallfläche üblicherweise helle Artefakte bilden (Abb. 8.3(a)). Dieses Helligkeitsverhältnis unterscheidet sich erheblich von normalen Ultraschallaufnahmen und kann für die Erkennung fehlenden Kontakts verwendet werden. Dafür wird entlang von Überprüfungslinien die Helligkeit des Bildes in einem oberen (Artefaktbereich) und einem unteren Abschnitt ermittelt (Abb. 8.3(b)). Für jeden

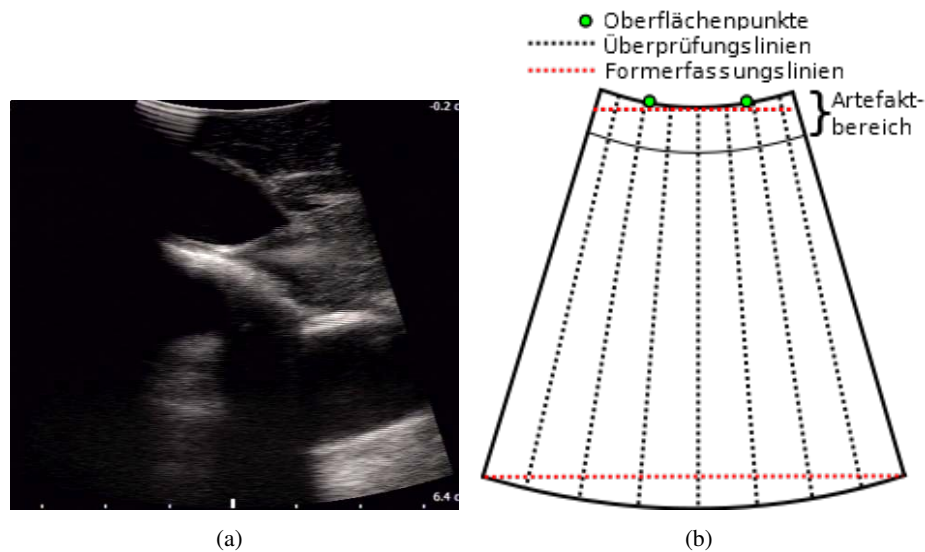


Abbildung 8.3.: (a) Ultraschallbild mit Artefakten und Schattenbildung auf linker Seite; (b) Schematische Darstellung der Luftartefakterkennung im Ultraschallbereich einer Konvexsonde: Entlang der horizontalen Linien werden die Start- und Endpunkte der vertikalen Überprüfungslinien bestimmt, in deren Bereich nach hellen Artefakten und dunklen Abschattungen gesucht wird.

Sondentyp müssen die Tiefe des oberen Abschnitts und ein Grenzwert für das Helligkeitsverhältnis eingestellt werden, die als Eigenschaften genauso gespeichert werden wie die Ultraschallbildform und die Skalierungen der verschiedenen Eindringtiefen. Die Überprüfungslinien laufen von oben nach unten durch den Ultraschallbildbereich. Ihre Start- und Endpunkte sind über das obere Ende des Bildbereichs und die am tiefsten liegende Zeile maximaler Breite des Bildbereichs (Formerfassungen in Abbildung 8.3(b)) gleichmäßig verteilt. Sind die Helligkeitswerte auf einer der linken Linien oberhalb des Grenzwertes, wird der linke Oberflächenpunkt nicht für die Oberflächenregistrierung berücksichtigt. Analog gilt dies für den rechten Punkt und die rechten Linien.

8.3.2.3. Oberflächenregistrierung

Zur starren Registrierung von Oberflächen wird häufig das Iterative-Closest-Point Verfahren (ICP) herangezogen. Das Verfahren bestimmt für eine Punktwolke den jeweils nächstliegenden Punkt einer zweiten Punktwolke und minimiert die Summe aller Abstandsquadrate iterativ, bis keine Verbesserung mehr eintritt. Um eine Punktwolke auf eine Oberfläche abzubilden, wird der nächstliegende Oberflächenpunkt für jeden Punkt der Punktwolke bestimmt.

Beim bereits erwähnten Pathfinder-System, welches Oberflächendaten mit einem Laserscanner erfasst, erfolgt die Registrierung über die Oberflächengestalt der Leber. Hierzu hat L. Clements gleich zwei unterschiedliche Verfahren vorgestellt. Das ältere [29] ist ein gewichteter Patch ICP Algorithmus. Punkte, die demselben „Flecken“ (Patch) zugeordnet werden, gehen mit einem gewichteten euklidischen Abstand in den ICP-Algorithmus ein, bei ungleichen „Flecken“ ist der euklidische Abstand ungewichtet. Diese Gewichte bzw. Korrespondenzen werden anschließend für den gewichteten rigiden PBR-Algorithmus (Point-Based-Registration) von Maurer [115] ver-

wendet. Der Algorithmus ist robust, schnell und überzeugt auch bei klinischen Daten bei visueller Beurteilung gegenüber dem Standard-ICP Algorithmus.

Die zweite Methode verwendet zwar auch ICP, ist aber Atlas-basiert. Sie ermittelt in einem iterativen Prozess aus vorberechneten Verformungsmodellen der Leber mittels der Finite-Elemente Methode (FEM) die wahrscheinlichste Verformung. Dies erfordert die Generierung eines möglichst realistischen Atlases. Ist die tatsächliche Deformation nicht vorberechnet, sinkt die Genauigkeit sofort. Die Ergebnisse erster Phantomtests waren zwar dem reinen ICP-Algorithmus über die Oberflächenpunkte überlegen, konnten im Vergleich zu anderen Verfahren aber noch nicht überzeugen [30].

Beim Laparoskopieassistenten mit dem o.g. Verfahren zur Oberflächenerfassung entstehen ungleichmäßig verteilte und insgesamt weniger Oberflächenpunkte als z.B. mit einem Laserscanner. Die hier gewonnenen Punkte sollen die initiale rigide Registrierung verbessern, aber für eine elastische Registrierung der gesamten Leber sind sie nicht geeignet, da die Datenqualität sehr vom Anwender abhängt. Für die Registrierung wird daher ein normaler ICP Algorithmus verwendet, der eine rigide Transformation zum Ergebnis hat.

8.3.3. Elastische Registrierung

Alle bisher beschriebenen Schritte der Registrierung sind rigide und damit für eine präzise Navigation in den meisten Fällen nicht ausreichend. Um eine bessere Registrierung zu erzeugen, sind mehr Daten notwendig. Diese müssen zwangsläufig aus dem Inneren der Leber gewonnen werden. Hierfür bietet sich der ohnehin vorhandene navigierte Ultraschall an.

Um eine schnelle intraoperative Registrierung zu ermöglichen, werden Punktmerkmale verwendet, die zunächst aus den Ultraschallbildern gewonnen werden müssen. In den folgenden Abschnitten wird die hier implementierte Gefäßsegmentierung in Ultraschallbildern vorgestellt (Kap. 8.3.3.1), anschließend die Merkmalerkennung aus diesen Daten (Kap. 8.3.3.2) und schließlich der Algorithmus zur elastischen Registrierung mit von Punktmerkmalen auf Gefäßmittellinien (Kap. 8.3.3.3).

8.3.3.1. Gefäßsegmentierung in Ultraschallbildern

Für die hier vorgestellten Registrierungsverfahren genau wie für eine dreidimensionale Darstellung der Gefäße in der Leber ist eine Segmentierung der Gefäße aus den Ultraschallbildern unabdingbar. Da dies in einer OP-Umgebung erfolgt, muss dieser Vorgang echtzeitnah erfolgen können. V.a. große Gefäße müssen als solche erkannt werden und es sollten, gerade im Hinblick auf eine Registrierung, möglichst keine Bereiche als Gefäße erkannt werden, wenn sie es gar nicht sind (falsch Positive). Die Gefäßmittelpunkte dürfen durch eine Segmentierung nicht stark verschoben werden. Eine genaue Erhaltung der Gefäßkanten ist hingegen weniger wichtig, da die Gefäßwände durch Pulsation und Druck (Gas, Ultraschallsonde) ohnehin nicht genau den segmentierten DICOM-Daten entsprechen.

Es werden zwei Bilddarstellungen unterstützt. Bei Farbdopplerbildern wird der Farbanteil als Gefäß interpretiert (Farbe → weiß; Rest → schwarz). Hier besteht die Gefahr von Artefakten durch schnelle Bewegungen. Die Empfindlichkeit der Erkennung muss am Ultraschallgerät sorgfältig eingestellt werden, bis schließlich bei langsamer Bewegung mit der Ultraschallsonde (fast) nur noch Gefäße farbig dargestellt werden.

Die Segmentierung von Grauwertbildern erfolgt in folgenden Arbeitsschritten:

Farbkonvertierung Grauwertbilder werden zunächst in Graustufenbilder umgewandelt, da sie als Farbbilder vom Videowandler ankommen, obwohl der entscheidende Bildanteil bereits in Graustufen vorliegt.

Skalierung Der entscheidende Schritt für eine echtzeitnahe Segmentierung des Ultraschallbildes ist das Herunterskalieren auf die halbe Bildbreite und -höhe mittels bikubischer Interpolation. Dieser Vorgang trägt zudem zur Unterdrückung von Rauschen und Speckle bei.

Rauschunterdrückung Der Speckle im Ultraschallbild erschwert die Segmentierung von Gefäßen, da die geringen Intensitäten im Bereich der Gefäße auch im Gewebe dazwischen auftreten können (Abb. 8.4(a)). Eine gute Kantenerhaltung der Gefäße trotz Speckleunterdrückung zeigen Sticksfilter. Im Rahmen der Entwicklung des Laparoskopieassistenten wurde von Schlichting [150] eine neue Variante davon entwickelt, der Extended Sticks Median Filter ESMF. Zur schnelleren Berechnung wurden Großteile des Algorithmus auf der GPU durchgeführt. Trotzdem erreicht dieses Verfahren nur Echtzeitfähigkeit, wenn kurze Sticks verwendet und einige Sticksberechnungen ausgelassen werden. Dies verbessert jedoch das Ergebnis nicht und trägt zur Erzeugung von netzartigen Strukturen zwischen den Gefäßen bei, die v.a. bei lokal adaptiven Schwellwertfiltern im ungünstigsten Fall als Senken und damit Gefäße interpretiert werden könnten (Abb. 8.4(c)). Daher wird zur weiteren Glättung ein deutlich schnellerer 5x5 Pixel großer Binomialfilter angewendet. Zwar lässt dieser die Bildkanten verschwimmen, jedoch werden in der gesamten Bildverarbeitungskette keine Kantenfilter verwendet, so dass es sich nicht negativ auswirkt (Abb. 8.4(e)).

Globale Luftartefaktüberprüfung Die Erkennung von Luftartefakten wurde bereits im Abschnitt 8.3.2.2 beschrieben. Wenn die Hälfte oder mehr der Überprüfungslinien im Ultraschallbild auf einen Luftkontakt hindeuten, wird das Bild verworfen.

Schwellwertbinarisierung Für die Binarisierung wurden zwei Verfahren implementiert: ein globales und ein adaptives Schwellwertverfahren. Beim globalen Verfahren werden alle Bereiche als Gefäß interpretiert, die dunkler als ein bestimmter Schwellwert sind. Beim adaptiven Verfahren wird der Schwellwert in einem Fenster um jeden einzelnen Pixel berechnet. Das adaptive Verfahren ist dadurch, je nach Fenstergröße, deutlich langsamer, kommt aber auch mit wechselnden Helligkeiten innerhalb eines Bildes zurecht. Schwierigkeiten gibt es aber wiederum bei Gefäßen, die größer als ein solches Fenster sind, so dass die Intensitäten der inneren Pixel nicht mehr unter dem lokalen Schwellwert liegen.

Regionsbildung Über ein Labeling-Verfahren werden nach der Binarisierung Zusammenhangskomponenten zu Regionen zusammengefasst.

Ausschluss von Regionen Ziel ist die Segmentierung von Gefäßen. Alle Regionen stellen potentiell Gefäße dar. Regionen unterhalb einer Mindestgröße von $2.5mm^2$ werden sofort verworfen, da ab ungefähr dieser Größe die Gefahr von Fehlerkennungen zunimmt und diese Gefäße zudem weniger relevant als die größeren sind. Regionen größer als $2500mm^2$ werden ebenfalls ignoriert, da hier von einem Bildfehler (Luft) oder anderen organischen Strukturen (z.B. Gallenblase) ausgegangen wird als Gefäßen. Regionen, die an den linken und rechten Bildrand grenzen, könnten Fehlerkennungen sein (dunklerer Bildrand) oder außerhalb des sichtbaren Bereichs weitergehen, so dass eine Verwendung fehlerhaft wäre. Sie werden daher ausgeschlossen, wenn ihr Schwerpunkt sehr nah am Bildrand liegt.

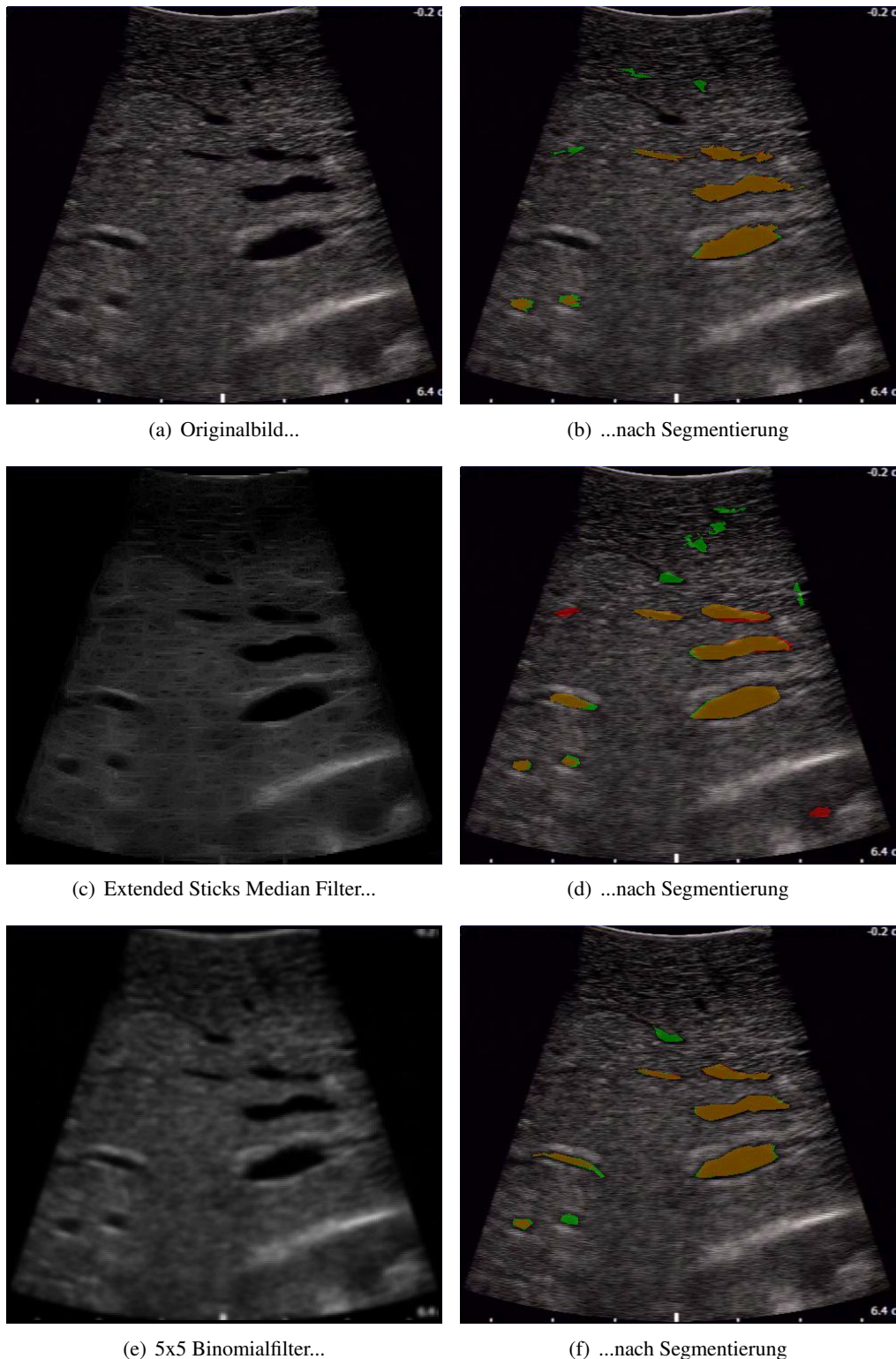


Abbildung 8.4.: Von oben nach unten: Ultraschallbild vor und nach Anwendung des Extended Sticks Median Filters (ESMF) bzw. Binomialfilters (BF). Jeweils rechts die zugehörige Segmentierung mit globalem (rot) und adaptiv lokalem Schwellwert (grün) und Schnittmenge beider Verfahren (orange). ESMF ist etwas langsamer und liefert manchmal falsche „Gefäße“ durch die netzartigen Artefakte der Sticks, BF hat allerdings verwischte Kanten. Die adaptive Binarisierung ist langsamer, erkennt aber tendenziell mehr Gefäße und ist v.a. bei uneinheitlicher Bildhelligkeit, z.B. durch Verschattungen im Bild, besser.

Regionen die sehr nah am oberen oder unteren Rand liegen, werden ebenfalls verworfen, da oben das Gewebe häufig sehr stark zusammengepresst ist und unten die Bildqualität meistens schlechter ist. Regionen mit einer Kompaktheit $C > 10$ werden auch ignoriert. Die Kompaktheit ist laut Handels [59] definiert als

$$C = \text{Umfang}^2 / (4 * \pi * \text{Fläche}).$$

Der Wert wird minimal für einen Kreis, Gefäße werden als kreis- oder ellipsenförmige Strukturen erwartet. Auch Gefäßaufzweigungen können diese Bedingungen noch erfüllen, aber stark verzweigte Strukturen werden verworfen.

Regionale Luftartefaktüberprüfung Grenzen Regionen an Überprüfungslinien aus der Luftartefaktprüfung, die auf ein Luftartefakt hindeuten, werden sie verworfen.

Regionsvalidierung Die mittlere Intensität der Region wird bestimmt. Liegt sie zu nah an der mittleren Bildintensität, wird die Region entfernt. Danach wird die Intensität der direkten Umgebung jeder Region mit der mittleren Intensität der Region verglichen. Wenn nicht mindestens 3/4 der umgebenden Pixel deutlich heller sind, handelt es sich nicht um einen abgeschlossenen dunklen Bildbereich, was bei einem Gefäß jedoch der Fall ist. Die Region wird dann verworfen.

Der kritischste Schritt ist die Schwellwertbinarisierung. Angesichts der Vielzahl an Ultraschallsonden und Einstellmöglichkeiten an den Ultraschallgeräten aber auch anderer Faktoren, wie einem sterilen Überzug, erscheinen allgemeingültige Formeln zur Bestimmung der Schwellwerte, ob global oder lokal, schwierig bis unmöglich. Daher gibt es für beide Verfahren einen vom Benutzer einstellbaren Parameter, der sich an der mittleren Helligkeit des aktuellen Ultraschallbildes bzw. des Fensters um jeden Pixel orientiert. Ein Schwellwert von 50-80% der mittleren globalen bzw. lokalen Helligkeit hat sich bei verschiedenen Datensätzen als günstig erwiesen. Eine Segmentierungsvorschau in Echtzeit erlaubt für die aktuelle Situation eine einfache Anpassung der Segmentierung mit einem Schieberegler. Verschiedene Aufnahmen haben gezeigt, dass die durch Farbdoppler segmentierten Bereiche häufig nur Teile von Gefäßen bedecken. Die Farbdoppleraanzeige macht nur einen Teil des Bildes aus. Eine Erweiterung auf das gesamte Bild verringert die Aktualisierungsrate. Andererseits verschlechtern sterile Überzüge die Bildqualität, wovon am ehesten die oben beschriebene Gefäßsegmentierung bei Grauwertbildern betroffen ist. Welche Methode letztlich die bessere ist, muss vor Ort bei Begutachtung des Ultraschallbildes entschieden werden. Dies ist im Laparoskopieassistenten durch einen Vergleich der Darstellung der Farbdoppleraanzeige mit der Grauwertsegmentierungsvorschau möglich.

8.3.3.2. Merkmalerkennung

Nach der Segmentierung besitzt jedes Bild $0..n$ Regionen. Der Mittelpunkt jeder Region wird zunächst als Gefäßmittelpunkt interpretiert. Diese Punkte liefern die wertvollsten Informationen, denn sie beschreiben zusammen mit dem Gefäßradius sehr kompakt den Gefäßbaum und erlauben so eine schnelle Verarbeitung der Daten. Bei runden oder ovalen Regionen kann der Schwerpunkt verwendet werden. Liegt aber die Mittelachse eines großen Gefäßes ungefähr parallel zur Schallbildebene, ist das Gefäß, aber nicht seine Mittelachse sichtbar. Damit stellt kein Punkt der segmentierten Region einen wirklichen Gefäßmittelpunkt dar. Gefäße können auch den sichtbaren Bildbereich überschreiten, weil sie so lang erscheinen. Bei Gefäßaufzweigungen kann

der Schwerpunkt einer segmentierten Region sogar außerhalb ihrer eigenen Kontur liegen! Dagon [34] verwendet daher nur elliptische Regionen. Das verbessert die Falsch-Positiv-Rate, aber es werden auch viele Informationen ignoriert, v.a. in den Bereichen von Gefäßverzweigungen, die als Landmarken gut geeignet sind.

Eine Überschreitung der Gefäßgrenzen wird bereits bei der Segmentierung behandelt, wo Randregionen mit zu weit außen liegendem Schwerpunkt verworfen werden. Um sowohl im Fall von runden und ovalen Regionen als auch Gefäßaufzweigungen möglichst Punkte auf den Gefäßmittellinien zu extrahieren, werden statt des Schwerpunkts Distanztransformationen verwendet. Es ist anzunehmen, dass Punkte auf Gefäßmittellinien (in 3D) maximalen Abstand zu den Rändern einer Region (Schnitt durch 3D-Gefäß) besitzen. Diese Punkte liegen auch auf dem Skelett einer Region, denn Skelettpunkte sind diejenigen, die zu mehreren Randpunkten den gleichen Abstand haben. Das Skelett wird üblicherweise mittels einer Distanztransformation gefunden. Distanztransformationen beschreiben den Abstand jedes Punktes einer Region zum nächsten Randpunkt. Ist ein Punkt als potentielle Gefäßmittellinie identifiziert, gibt der Wert der Distanztransformation an dieser Stelle den Radius des Gefäßes wieder.

Um das Skelett zu identifizieren, werden im nächsten Schritt die Wertänderungen in x- und y-Richtung bestimmt und danach verschiedene Muster gesucht, die auf einen Grat (engl. Ridge) hindeuten, wie es Chang [25] in seinem Verfahren beschrieben hat. Treten an einem Pixel in beiden Raumrichtungen charakteristische Muster in den Vorzeichen der Wertänderungen auf, so wird dieser Punkt als Skelettpunkt vermerkt.

2.00	3.00	2.00	1.00
2.00	3.00	2.41	2.00
2.00	3.00	3.00	3.00
2.00	2.24	2.00	2.00

?/?	+/?	-/?	-/?
?/o	+/o	-/+	-/+
?/o	+/o	o/+	o/+
?/o	+/-	-/-	o/-

Die rechte Matrix zeigt die Vorzeichen der Differenzbeträge für die Werte der links abgebildeten Abstandsmatrix für die Bildrichtungen *links* → *rechts*/*oben* → *unten* (? stehen für unbekannte Differenzen und somit unbekannte Vorzeichen). Taucht in einer Richtung die Kombination $+ -$ nacheinander auf, ist der mittlere Pixel Teil des Skeletts (grün unterlegte Zellen). Gleiches gilt für die Kombination $+ o -$. $+ o$ oder $o -$ müssen hingegen in beiden Bildrichtungen gleichzeitig auftreten, damit ein Pixel zum Skelett gerechnet wird (orange Zelle).

Ist das Skelett gefunden, müssen aus diesem die wahrscheinlichsten Gefäßmittelpunkte noch extrahiert werden. Dazu wird auf den Skelettpunkten statt auf allen Punkten nach lokalen Maxima gesucht, was die Berechnung deutlich beschleunigt. Damit auch bei mehreren benachbarten Punkten mit gleichem Abstand zum Rand ein Maximum gefunden werden kann, werden auch Punkte als lokales Maximum akzeptiert, wenn kein anderer Punkt in der Umgebung einen höheren Abstandswert besitzt. In einem Nachverarbeitungsschritt wird von eng benachbarten Maxima der Schwerpunkt gewählt. Ein Beispiel für die Gefäßerkennung zeigt Abbildung 8.5.

Falls eine Gefäßmittellachse parallel zur Bildebene liegt, sind alle dort erkannten Mittelpunkte (leicht) falsch und die zugeordneten Gefäßradien zu klein. Darum werden in einem weiteren Nachverarbeitungsschritt Punkte, die mit ihrem Radius vollständig innerhalb von Nachbarpunkten mit größerem Radius liegen, gelöscht. Sollten in benachbarten Ultraschallbildern bessere Gefäßmittelpunkte gefunden werden, werden die „falschen“ Mittelpunkte automatisch entfernt.

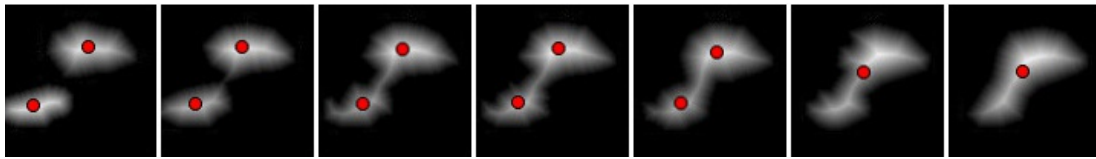


Abbildung 8.5.: Erkennung der Gefäßmittelpunkte an einer Gefäßaufzweigung als Teil einer Sequenz von navigierten Ultraschallbildern. Dunkle Punkte sind Schwerpunkte als Gefäßmittelpunkte, helle Punkte mit dunklem Rand die Maxima der Abstandskarte. Der (einfache zu bestimmende) Schwerpunkt hätte beim 2. und 3. Bild v.l. den Gefäßmittelpunkt zwischen die minimal verbundenen Einzelgefäße gesetzt.

Um Ausreißer durch Fehlsegmentierungen zu beseitigen, wird zum Schluß jeder Gefäßmittelpunkt mit seinem Radius auf Überschneidung mit einem anderen Gefäßmittelpunkt und dessen Radius überprüft. Gibt es keine Überschneidungen, wird der Punkt gelöscht.

Der Radius für jeden Gefäßmittelpunkt ergibt sich direkt aus dem Wert der Abstandskarte an dieser Stelle. Allerdings gilt dies nur für runde Gefäße, wenn diese im Bild rund oder oval erscheinen. Ist das Gefäß gegenüber der präoperativen Aufnahme flacher (Gas- und Sondendruck), entspricht der kleinste Radius an der untersuchten Stelle allerdings nicht mehr ganz dem präoperativen Radius, so dass bei der Verwendung dieses Parameters mit einer großen Toleranz gearbeitet werden muss. Bei einem Vergleich von Gefäßradien sollten kleine Unterschiede ($< 1\text{mm}$) im Radius ignoriert werden.

8.3.3.3. Elastische Registrierung mit Gefäßmittellinien

Es gibt zahlreiche Ansätze für elastische Registrierungen in der Literatur, ein paar davon sind zu Beginn des Registrierungsabschnitts erwähnt worden. Der folgende Ansatz orientiert sich an der navigierten Bronchoskopie, wie sie von Mori [124] beschrieben worden ist, unter Verwendung des Robust-Point-Matching (RPM) Algorithmus von Chui und Rangarajan [27]. Die hier vorgestellte Registrierung verwendet die Gefäßmittelpunkte mit zugehörigen Gefäßradien. Dadurch sinkt die zu verarbeitende Datenmenge erheblich und die Verarbeitungsgeschwindigkeit steigt. Ziel ist eine Registrierung binnen weniger Sekunden. Wie in den vorangegangenen Abschnitten erläutert, werden diese Gefäßmittelpunkte samt Radius aus den als Gefäßen erkannten dunklen Bereichen einzelner Bilder extrahiert, ohne weitere Annahmen über die Lage der Bilder zueinander zu treffen. Es sind weder ein geschlossenes Ultraschallvolumen noch eine bestimmte Bewegungsbahn der Ultraschallsonde erforderlich, aber die Bilder müssen gut sichtbare Gefäße von einem Großteil der Leber beinhalten.

Das Robust Point Matching Verfahren gehört zur Klasse der Punktübereinstimmungsverfahren. Die Gefäßmittelpunkte aus den Ultraschallbildern mit den Radien als zusätzlichen Parametern liegen bereits in Punktform vor. Die präoperativen Gefäßbäume, wie sie MeVis zur Verfügung stellt, bestehen aus Gefäßverzweigungen (Knoten), Gefäßabknickungen (Unterknoten) und den dazwischenliegenden Gefäßabschnitten (Ästen). Die Knoten und Unterknoten werden als Punkte betrachtet. Je nach Bedarf werden aus den dazwischenliegenden Gefäßabschnitten neue Korrespondenzpunkte berechnet. Auf diese Weise ist eine gröbere und schnellere Berechnung auf einem vereinfachten Modell mit weniger Stützstellen möglich. Robust Point Matching basiert v.a. auf zwei Grundprinzipien: Deterministischem Abkühlen (engl. deterministic annealing) und „Softassign“. Beim Deterministischen Abkühlen wird eine zu optimierende Energiefunktion

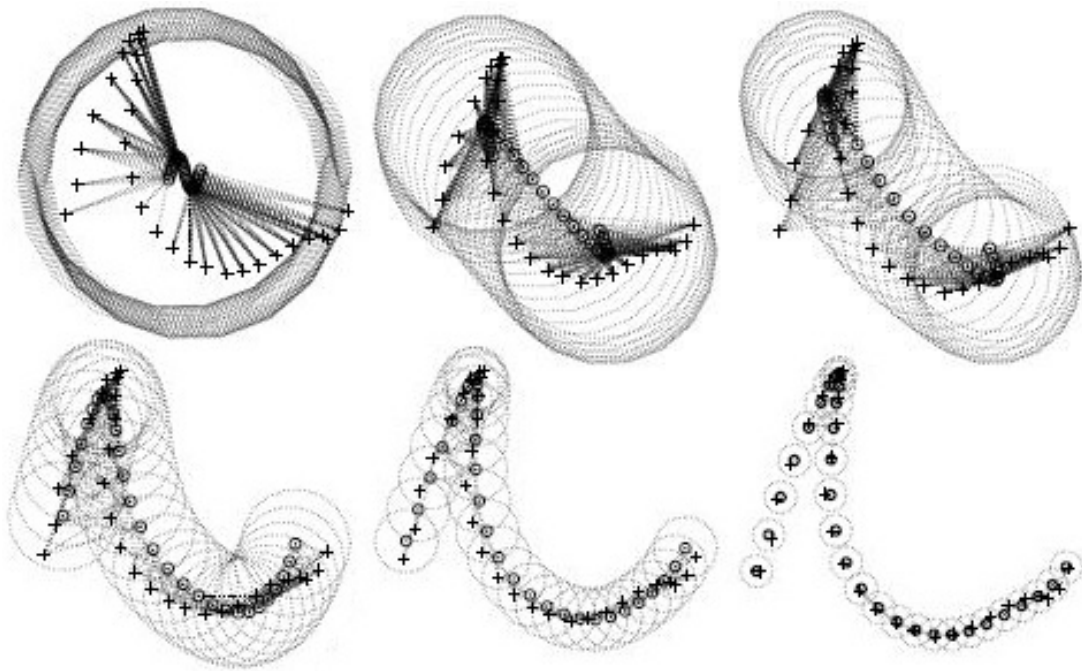


Abbildung 8.6.: Von Chui und Rangarajan [27] übernommenes Beispiel für den Robust-Point-Matching Algorithmus: Eine sinusförmige Ausgangsfigur ('o' Zeichen) soll auf die Zielfigur ('+' Zeichen) abgebildet werden. Der Kreis um jeden Ausgangspunkt veranschaulicht den Radius, innerhalb dessen Zielpunkte Einfluss auf die Lage des Ausgangspunktes im nächsten Iterationsschritt besitzen. Zu Beginn (links oben) ist die Temperatur sehr hoch, wodurch jeder Zielpunkt Einfluß auf jeden Ausgangspunkt besitzt (großer Radius um jeden Punkt und Ausgangsfigur im Schwerpunkt der Zielfigur konzentriert). Mit fallender Temperatur verringert sich der Radius und dehnt sich die Ausgangsfigur bis an die Grenzen der Zielfigur aus (links unten) bis schließlich jeder Ausgangspunkt genau einem Zielpunkt zugeordnet ist (rechts unten) oder als Ausreißer betrachtet wird.

abhängig von einer stetig fallenden Variable, der Temperatur, geändert. Bei hoher Temperatur gleicht die Energiefunktion einer n -dimensionalen Kugel. Im Laufe der Abkühlung bilden sich Maxima und Minima langsam heraus, bei sehr niedriger Temperatur geht die Funktion in die gesuchte Funktion über. Durch die Suche nach einem Optimum in jedem Iterationsschritt werden zu Beginn die groben und dann die feinen Strukturen angepasst und die Gefahr, in ein vom globalen Optimum weit entferntes lokales Minimum zu geraten, verringert. Beim „Softassign“ oder auch „Partial Membership“ werden jedem Punkt der einen Punktwolke alle Punkte der zweiten Punktwolke abhängig vom Abstand bzw. der Funktion zugeordnet (Abb. 8.6). Diese Eigenschaft nimmt mit fallender Temperatur ab, bis schließlich ein Punkt entweder eine einzige Korrespondenz hat oder ein Ausreißer ist. Dieses Verhalten macht die Funktion glatter, da ansonsten von einem Iterationsschritt zum nächsten ein Punkt einen anderen Korrespondenzpunkt haben kann, der zwar einen ähnlichen Abstand wie der vorige aufweist, aber ganz woanders liegt.

Das RPM-Verfahren hat jedoch einige Schwachpunkte. Durch das virtuelle Erhitzen und Abkühlen beim Deterministic Annealing schafft sich der Algorithmus seine eigene Initialisierung. Eine Initialisierung durch äußere Landmarken erfordert zwar eine zusätzlich Interaktion durch den Anwender, ist aber robuster. Ein weiterer Aspekt, der sich im Laufe von Tests gezeigt hat,

ist die Tendenz des Algorithmus, die erste Punktwolke vollständig auf die zweite abzubilden. Wenn nur Teile des Gefäßbaums intraoperativ erfasst worden sind, wird dieser auf den gesamten präoperativen Gefäßbaum ausgedehnt. Die bereits erfassten Oberflächenpunkte könnten, in den Algorithmus integriert, als eine natürliche Limitierung der berechneten Verformung dienen. Da RPM jedoch eine Punkt-zu-Punkt Korrespondenzmatrix erzeugt, wird diese aufgrund der vielen Oberflächenpunkte sehr schnell sehr groß und die Berechnung entsprechend langsam.

Um diese Nachteile zu umgehen, wurde einige Änderungen vorgenommen. Das Softassign wurde durch ICP ersetzt. Die große Stärke des Softassign liegt in der initialen Phase großer Erhitzung, die für unsere Daten Probleme verursacht. Auch das Deterministische Erhitzen wurde so umgestaltet, dass die Elastizität im TPS-Schritt schrittweise bis zu einer maximalen Grenze erhöht wird. Dadurch finden anfangs rigide Transformationen statt, in denen die grobe Ausrichtung erfolgt, und erst später lokale elastische Anpassungen an die einzelnen Gefäße. Um bei der Initialisierung nicht in ein lokales Minimum zu geraten, wird der Algorithmus mehrfach mit zufälligen rigiden Anfangsstörungen ausgeführt. Um den Radius der Gefäße zu berücksichtigen, wurde dieser als zusätzliche Dimension in den ICP-Algorithmus integriert. Optional können Oberflächenpunkte der Leber verwendet werden. Diese bekommen den fiktiven Radius 1000, wodurch sie niemals fälschlich auf Gefäße (max. Radius 10mm) im ICP-Schritt abgebildet werden können.

8.4. Versuche und Ergebnisse

8.4.1. Versuchsaufbauten

Es wurden drei Arten von Evaluationen durchgeführt: synthetisch (a), am Phantom (b) und an Patientendaten (c). In allen drei Fällen wurden der maximale und der mittlere quadratische Fehler für bekannte Landmarkenpositionen bestimmt.

a) Die elastische Registrierung mit dem TPS-ICP Algorithmus wurde ohne Bildverarbeitung an verschiedenen präoperativen Leberdatensätzen simuliert. Dafür wurden zufällig Gefäß- und Oberflächenpunkte in einem Radius von 90mm um einen zufälligen Punkt nahe des Leberschwerpunkts ausgewählt. Zuvor wurden die Patientendaten zufällig rigide und elastisch mit Thin Plate Splines verformt. Um eine bessere Ausgangslage für TPS-ICP zu erhalten, wurden, als Ersatz für eine rigide Vorregistrierung bei echter Anwendung, die Gefäßmittelpunkte mittels ICP rigide gegen die präoperativen Gefäßbäume registriert.

b) An einem Leberphantom (Fa. Kagaku, Kyoto, Japan) wurden nacheinander alle Registrierungsschritte durchgeführt, also äußere Landmarken, Oberfläche und TPS-ICP. In der ersten Testreihe war die Leber gegenüber den präoperativen Daten unverformt, in der zweiten gestaucht (Abb. 8.7(c)) und der dritten gestreckt (Abb. 8.7(d)). In jeder Testreihe wurden eine Landmarken- und Oberflächenregistrierung (Abb. 8.7(b)) durchgeführt und anschließend 2-4 Ultraschallsequenzen zur elastischen Registrierung aufgenommen. Die Grundwahrheit bildeten an der Oberfläche mit einem Zeiger (Abb. 8.7(a)) und innen mit der Ultraschallsonde definierte Landmarken. Die Landmarken wurden zuvor in einem störfreien Umfeld und nach präziser und langer Oberflächenregistrierung im unverformten Zustand definiert.

c) Bei einer laparoskopischen Leber-OP mit navigierten Instrumenten samt initialer Registrierung, allerdings ohne Oberflächenregistrierung, wurden mehrere navigierte Ultraschallsequenzen

generiert. An diesen Daten wurde die elastische Registrierung erprobt. Als Grundwahrheit wurden postoperativ 10 Landmarken in den Ultraschallsequenzen gesetzt.

8.4.2. Ergebnisse

a) Tabelle 8.1 zeigt den maximalen und den mittleren quadratischen Fehler der registrierten Gefäßmittelpunkte und Oberflächenpunkte von der jeweils zufällig deformierten Grundwahrheit in drei Testläufen. Die erste Zeile zeigt die Abweichungen nach zufälliger Deformation der Leber, die zweite die Fehler nach der Anwendung von ICP auf die Gefäßmittellinien (rigide Registrierung). In der dritten Zeile steht das Ergebnis für den elastischen TPS-ICP Algorithmus. Während der mittlere quadratische Fehler bei den Gefäß- und Oberflächenpunkten für TPS-ICP in allen drei Versuchen am geringsten ist, liegt die maximale Abweichung häufig höher.

b) Insgesamt wurden für eine gestauchte Leber nach initialer rigider Registrierung vier Ultraschallsequenzen aufgenommen, für eine gestreckte Leber drei und für eine unverformte zwei. Aus den Ergebnissen in Tabelle 8.2 lässt sich erkennen, dass bei gestauchtem Leberphantom zwei



(a) Definition von Landmarken auf Phantomboberfläche mit hochpräzisem Zeiger



(b) Oberflächenerfassung des Phantoms mit der Ultraschallsonde



(c) Beispiel für gestauchtes Leberphantom



(d) Beispiel für gestrecktes Leberphantom

Abbildung 8.7.: Grundwahrheit, Registrierung und Deformation des Leberphantoms

8. Registrierung der Leber

	RMSE Gefäße			Max. Gefäße			RMSE Oberfläche			Max. Oberfläche		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Initial	10.3	9.5	9.0	18.8	16.2	17.2	11.0	11.5	8.3	20.8	21.2	15.5
ICP Gefäße	6.1	6.7	6.7	12.4	13.8	12.7	7.3	9.1	6.8	15.2	18.6	14.6
TPS-ICP	3.8	3.8	4.6	11.1	14.8	14.9	6.7	8.1	5.5	16.6	25.8	15.8

Tabelle 8.1.: Ergebnisse von drei Testläufen mit synthetischen Daten von menschlicher Leber (alle Angaben in mm)

elastische Registrierungen besser, eine schlechter und eine ähnlich gut wie die initiale Registrierung waren, gemessen an dem mittleren Landmarkenfehler. Bei gestreckter Leber waren zwei Registrierungen besser und eine ähnlich gut. Ohne Deformation wurden beide Registrierungen geringfügig schlechter. Einen negativen Einfluss auf die Ergebnisse hatte die in Teilen fehlerhafte Segmentierung der präoperativen Daten. Alle Registrierungen wurden unter Verwendung der Oberflächenpunkte durchgeführt, wodurch sich die Berechnungsdauer von 5s auf 30s im Mittel erhöhte.

c) Tabelle 8.3 zeigt die Ergebnisse auf Basis echter Patientendaten. Die initiale rigide Registrierung hatte einen großen Fehler und war als Startwert für die elastische Registrierung nicht gut geeignet. Daher wurden in einem zusätzlichen rigiden Registrierungsschritt mittels ICP die aus den Bildern ermittelten Gefäßmittellinien auf den präoperativen Gefäßbaum abgebildet. Diese bildbasierte rigide Registrierung wurde mit einer Vielzahl zufälliger Startwerte, also künstlicher Störungen, durchgeführt und brachte eine erhebliche Verbesserung. Die Fehlerwerte des nachgelagerten TPS-ICP-Verfahrens waren denen von ICP nur geringfügig überlegen, der visuelle

	RMSE Landmarken	Max. Landmarken	RMSE Oberfläche	Max. Oberfläche
Gestaucht				
Rigide	11,6	19,2	2,3	7,2
1. Datensatz	9,6	19,6	1,2	4,8
2. Datensatz	6,7	12,9	1,1	5,2
3. Datensatz	11,4	29,8	1,1	4,4
4. Datensatz	10,9	18,3	2,1	6,8
Mittelwert	9,7	20,2	1,4	5,3
Gestreckt				
Rigide	10,0	20,1	2,0	10,8
1. Datensatz	7,0	12,4	2,7	7,5
2. Datensatz	6,8	10,7	4,4	10,2
3. Datensatz	9,4	16,4	1,4	7,5
Mittelwert	7,7	13,2	2,8	8,4
Unverformt				
Rigide	7,4	11,2	1,9	6,6
1. Datensatz	7,3	12,6	4,5	12,0
2. Datensatz	7,7	13,6	1,4	6,0
Mittelwert	7,5	13,1	3,0	9,0

Tabelle 8.2.: Evaluation am gestauchten, gestreckten und unverformten Leberphantom (alle Angaben in mm). Die Mittelwerte beziehen sich auf die Ergebnisse der elastischen Registrierung (1.-n. Datensatz). Die Oberflächenfehler sind dank besserer Erreichbarkeit und präziserer Ausmessung deutlich geringer.

Eindruck von TPS-ICP war jedoch deutlich besser. Abbildung 8.8 zeigt einige ausgewählte (und in der Sequenz gleichmäßig verteilte) Ultraschallbilder nach Anwendung von ICP und nach darauf folgendem TPS-ICP. Zum Vergleich wurde eine affine Registrierung mit den als Grundwahrheit nachträglich gesetzten Landmarken durchgeführt und darauf ebenfalls TPS-ICP angewendet. Auch hier war der visuelle Eindruck trotz ähnlicher Fehlerwerte besser, da die Verbesserungen zwischen den für die Fehlerberechnung relevanten Landmarken stattfanden.

Verfahren	RMSE	Max. Fehler
Intraop. Registrierung	38.7	44.7
ICP der Gefäßzentren mit Radius	6.5	13.5
TPS-ICP (nach ICP)	5.0	13.5
Affine Reg. mit Landmarken	3.4	5.2
TPS-ICP (nach affiner Reg.)	3.1	5.4

Tabelle 8.3.: Ergebnisse der Registrierung auf Basis echter Patientendaten (Angaben in mm)

Die Berechnungsdauer von TPC-ICP hängt stark von der Zahl der Datenpunkte ab. Um die Dauer zu begrenzen, wird der präoperative Gefäßbaum durch das Weglassen der kleinsten Gefäße vereinfacht und zugleich die Anzahl intraoperativ gewonnener Datenpunkte durch die Dauer der Aufnahme begrenzt. Die Verwendung von Oberflächenpunkten wie unter b) erhöht die Berechnungsdauer signifikant. Aber auch der Startwert hat erheblichen Einfluss: je näher er der richtigen oder einer passenden (allerdings falschen) Lösung ist, desto schneller konvergiert das Verfahren. Im Vergleich zur Registrierung ist die Dauer für die Ultraschallsegmentierung mit ca. 64ms pro Bild (Intel Core 2 Duo, 2.4 GHz, 768x576 Pixel pro Bild) nicht relevant.

8.5. Diskussion

Die Notwendigkeit einer elastischen Registrierung wurde in diesem Kapitel anhand der Beispieldaten von echten Patienten klar aufgezeigt. Die Testergebnisse zeigen, dass es die beste Lösung wäre, möglichst viele Landmarken zu finden, auf diese z.B. TPS anzuwenden und dann automatisch für (v.a. lokale) Verbesserungen zu sorgen, z.B. mit dem vorgestellten TPS-ICP Verfahren. Aber genau diese Landmarkensuche ist zeitaufwändig und bei 2D-Ultraschalldaten und unter sterilen Bedingungen im OP nicht einfach. Allerdings zeigen die Ergebnisse, dass eine affine Registrierung schon für einen sehr guten Startwert sorgen kann. Da sich diese wiederum mit vier Punkten im Raum herstellen lässt und das Setzen weiterer Landmarken immer einfacher wird, sofern die ersten gut gesetzt sind, erscheint es sinnvoll, das Setzen von Landmarken zu unterstützen. In den Laparoskopieassistenten wurde das Setzen von Landmarken in Ultraschallbildern bei gleichzeitiger Ausführung einer zunächst affinen und ab vier Landmarken elastischen Registrierung mit Thin-Plate Splines implementiert (s. 9.2.6).

Das aus Grob- und Oberflächenregistrierung mit nachfolgender elastischer Registrierung bestehende Verfahren samt Gefäßsegmentierung im Ultraschall wurde auf der CURAC 2010 vorgestellt [106]. Eine rigide Registrierung unter Ausnutzung der im Ultraschallbild segmentierten Gefäßränder wurde auf der CARS 2010 präsentiert [111].

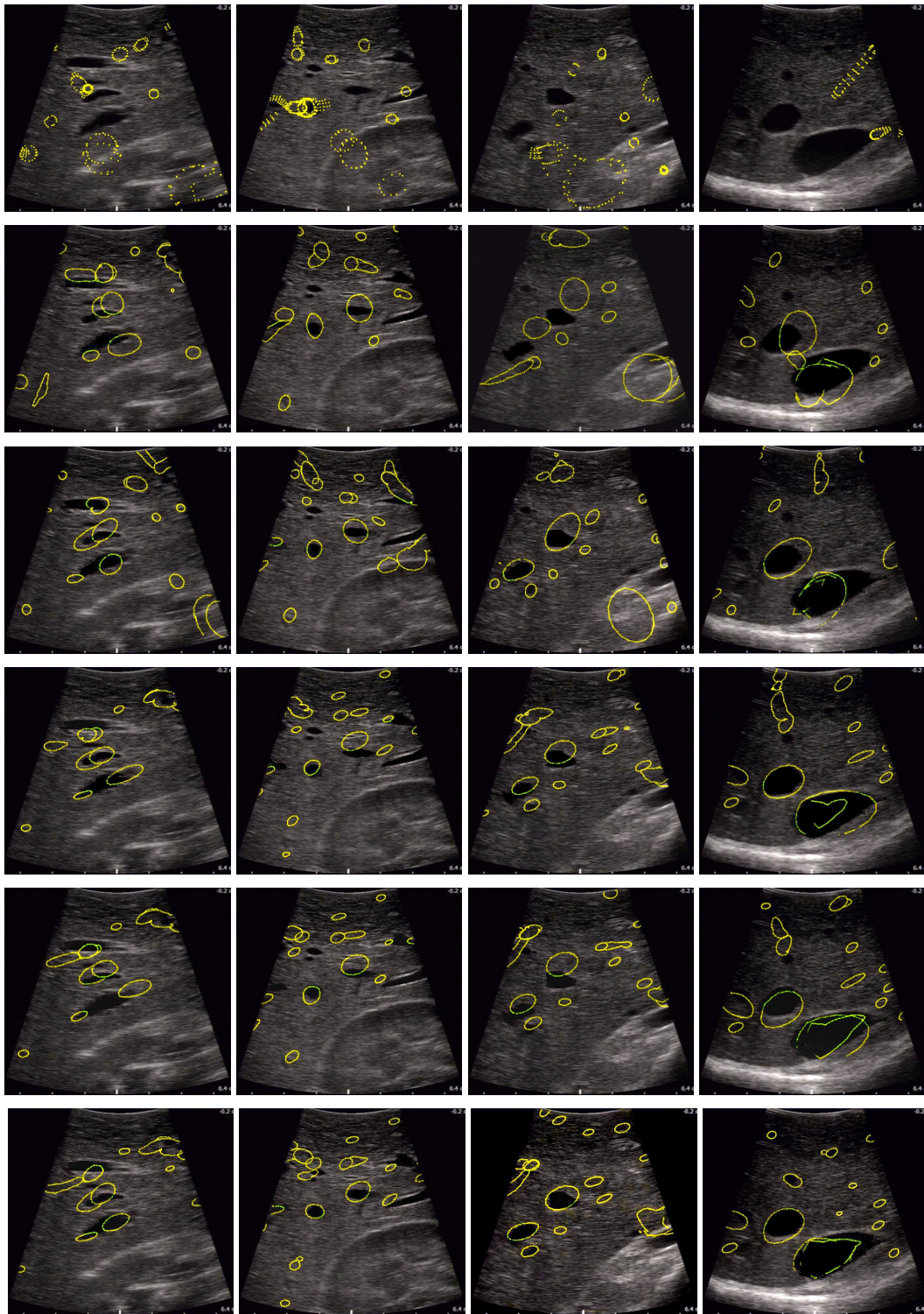


Abbildung 8.8.: Von links nach rechts jeweils vier gleichmäßig verteilte Bilder aus einer Aufnahmesequenz von einem Patienten. Die präoperativen Gefäße sind gelb eingeblendet. Obere drei Reihen von oben nach unten: Registrierung im OP, ICP über Gefäßmittelpunkte allein und mit anschließendem TPS-ICP. Untere drei Reihen unter Verwendung postoperativ gesetzter Landmarken als Grundwahrheit: TPS, affine Registrierung und affine Registrierung mit anschließendem TPS-ICP.

Der Laparoskopieassistent

In den bisherigen Kapiteln sind einzelne Aspekte eines medizinischen Navigationssystems für die Laparoskopie betrachtet worden: das Trackingsystem, Kalibrierung der Ultraschallsonde und des Videolaparoskops sowie die Registrierung. Was fehlt sind die Navigation und Kalibrierung der übrigen medizinischen Instrumente und die Entwicklung einer alle Teilschritte verbindenden Anwendung samt OP-tauglicher Bedienung. In diesem Kapitel wird das Gesamtsystem, der sog. Laparoskopieassistent, vorgestellt.

Mehrere technische Herausforderungen mussten gelöst werden: die Einbindung mehrerer Videosignale von Ultraschall und Laparoskop gleichzeitig (Kap. 9.1.1), die Verarbeitung mehrerer Trackingsignale in einem flexiblen und erweiterbaren Software-Framework (Kap. 9.1.2) und die bereits erwähnte Navigation und Kalibrierung der (relevanten) chirurgischen Werkzeuge (Kap. 9.1.4). Da Letzteres nicht soviel Raum einnimmt wie die bereits vorgestellten Kalibrierungen von Ultraschall und Laparoskop, wurde es in dieses Kapitel mit aufgenommen.

Es wurde ein Programmablauf durch Durchführung aller im OP notwendigen Schritte entworfen und im Laufe vieler Versuche stetig verbessert (Kap. 9.2). Erfahrungen mit dem System im Labor, im OP und in Tierversuchen (Kap. 9.3) und eine Diskussion der Ergebnisse und des Gesamtsystems schließen das Kapitel ab (Kap. 9.4).

Für eine geplante klinische Prüfung musste das System zudem zahlreiche Normen erfüllen, welche u.a. eine Risikoanalyse vorsehen. Hierfür wurde eine Applikation geschrieben, ebenso für die Auswertung der Studienergebnisse. Weitere Details hierzu finden sich in Anhang A.

9.1. Systemkomponenten

Der Laparoskopieassistent besteht im Kern aus einem Gerätewagen, auf dem die übrigen Komponenten installiert sind. Abbildung 9.1 veranschaulicht das Bedienkonzept. Eine nicht sterile Person vom OP-Personal bedient die Anwendung über Maus und Tastatur auf der Ablage (A). Die Monitore (B) und (C) zeigen dasselbe Bild für Bediener und Anwender (Chirurg). Der Feld-generator (D) des Trackingsystems ist an einem langen beweglichen Halterungsarm (E) befestigt. Als Trackingsystem wird Aurora® von NDI (Waterloo, Kanada) verwendet. Die Sensoren des Trackingsystems werden an Vorverstärker des Trackingsystems gesteckt, die in vier speziellen

Die Verwendung des Ultraschallbildes für die Registrierung und Darstellung ist ein wesentlicher Bestandteil des zu erstellenden Navigationssystems. Aber auch die Verwendung des Laparoskopbildes eröffnet zahlreiche Möglichkeiten, von Überblendungen über die Erfassung von Bewegungen, Landmarkenerkennung bis hin zur dreidimensionalen Rekonstruktion des Bauchraums. Um diese im Rahmen des geplanten Laparoskopieassistenten nutzen zu können, ist die Einbindung zweier Videoquellen gleichzeitig erforderlich.

The diagram illustrates a mobile C-arm X-ray system. A red silhouette of a person is labeled 'OP-Personal' (Operating Room Personnel). The system components are labeled as follows:

- A:** The C-arm (C-shaped arm) that houses the X-ray tube and detector.
- B:** The monitor displaying the X-ray image.
- C:** The control console, which is a separate unit used to operate the X-ray system.
- D:** The X-ray tube, which generates the X-ray beam.
- E:** The detector, which captures the X-ray image.
- F:** The mobile cart or base that supports the C-arm and monitor.
- G:** The control console, which is a separate unit used to operate the X-ray system.

A patient is shown lying on a table, labeled 'Patient'. A red silhouette of a person is labeled 'Chirurg' (Surgeon).

114

R-G-B-Ausgänge, sind nicht überall verfügbar und erfordern spezielle Framegrabber-Hardware. Für S-Video- und Composite-Kabel hingegen können handelsübliche Videokonverter verwendet werden, die das Videosignal dem PC über USB oder Firewire zur Verfügung stellen. Außerdem erfordert eine Videosignalverarbeitung für größere Auflösungen mehr Rechenzeit und die Originalbilder stehen dem Chirurgen im OP über das Ultraschallgerät und den MIC-Turm jederzeit zur Verfügung. Insofern reicht PAL für den Laparoskopieassistenten aus.

Das Hauptproblem hierbei ist die gleichzeitige Einbindung zweier Videosignale. Viele Bibliotheken, v.a. frei verfügbare wie VTK, OpenCV oder JMF, bieten zwar Zugriff auf Videosignale, aber unter Windows (zu Projektbeginn) nur auf die ältere „Video For Windows“ (VfW) Programmierschnittstelle. Diese ermöglicht nur Zugriff auf die erste am System angemeldete Videoquelle. Zugriff auf zwei Videoquellen gleichzeitig oder die Auswahl einer Videoquelle oder der Eingangsart (z.B. S-Video, Composite, TV) sind hier nicht möglich oder allenfalls über vorgegebene Oberflächenelemente, die zum Treiber der Videoquelle bzw. des Videokonverters gehören. Die aktuelle Windows-Programmierschnittstelle „DirectShow“ bietet alle geforderten Möglichkeiten, ist jedoch über freie SW-Bibliotheken kaum verfügbar. Die direkte Benutzung hingegen ist kompliziert und erfordert tiefere Kenntnisse der Materie. Daher wurde für dieses Projekt, basierend auf Beispielanwendungen für „DirectShow“, eine eigene C++-Bibliothek geschrieben. Die Bibliothek bietet zusammengefasst folgende Möglichkeiten:

- Ausgabe aller Videoquellen
- Ausgabe aller verfügbaren Videoformate einer Videoquelle (Pixelformat und Auflösungen)
- Initialisierung einer Videoquelle mit Pixelformat, Auflösung und Inputpin (z.B. S-Video, Composite, TV)
- Starten und Stoppen einer Videoquelle
- Aktuelle Bilddaten einer gestarteten Videoquelle holen
- Zusätzlich Verwendung der VfW-Schnittstelle möglich
- Deinterlacing-Filter zur Unterdrückung von Kammartefakten.

Über eine JNI-Schnittstelle (Java Native Interface) kann die Bibliothek aus Java heraus verwendet werden. Die reine Anzeige eines Videosignals unter Java erzeugt praktisch keine messbare CPU-Last und liefert Bilder in Echtzeit.

9.1.2. Trackingsystem

Trackingsysteme bilden eine der Grundlagen für die Entwicklung medizinischer Assistenzsysteme in zahlreichen Anwendungsgebieten v.a. der Chirurgie. Die kommerziell erhältlichen Trackingsysteme unterscheiden sich bzgl. Software- wie Hardwareschnittstelle und müssen unterschiedlich angesprochen werden. Dabei gibt es viele Gemeinsamkeiten, die alle Systeme erfüllen und deren Realisierung für die meisten Anwendungen und Zwecke ausreicht. Bekannte Projekte, die sich dieser Problematik widmen, sind das Open-Source Projekt IGSTK [81] und das Ubiquitous Tracking Projekt [77]. Ersteres bietet ein Gerüst für die Entwicklung von med. Anwendungen inklusive der Verwendung und Abstraktion verschiedener Trackingsysteme, allerdings beschränkt auf eine kompakte Anwendung. Letzteres ist eine Trackingmiddleware für Sensorfusion in verteilten Netzen mit dem Fokus auf Augmented Reality. Im Unterschied zum ersten Projekt ist bei der hier beschriebenen Architektur die Schnittstelle zwischen Trackingsystem und Anwendung über eine Netzwerkkommunikation (TCP/IP) vollständig getrennt. Im

Gegensatz zum zweiten Ansatz wird auf eine weitere Zwischenschicht verzichtet, die die Gesamtarchitektur komplexer macht.

Um nicht auf ein bestimmtes Trackingsystem beschränkt zu sein, wurden für die meisten kommerziellen Trackingsysteme in unserem Institut Server entwickelt: NDI Polaris®(Vicra®und Spectra®), NDI Aurora®, Ascension 3D-Guidance medSAFE™, Claron MicronTracker, Atrac-Sys accuTrack sowie Stryker Flashpoint®FP5000. Ein Simulationsserver erlaubt das Abspielen aufgenommener oder synthetischer Trackingwerte von mehreren Trackern und bietet somit eine realistische Testumgebung für die Anwendungsentwicklung aber auch für die Umsetzung komplexer Codetests. Dank des Crossplattformtools CMake lassen sich Versionen für Windows und Linux mit zahlreichen Compilern erstellen. Allgemeine und systemspezifische Einstellungen für die Server werden per Kommandozeile übergeben. Die Server lassen sich ohne Codeänderung zu dynamischen Bibliotheken linken. Parameter werden über einen Funktionsaufruf ebenfalls im Kommandozeilenformat übergeben. Dadurch sind sowohl Parameter wie auch Quellcode für beide Varianten (eigene Anwendung und dynamische Bibliothek) absolut identisch, nur die Einstellungen für die Kompilierung sind anders.

Dank der TCP/IP-Kommunikation und der einheitlichen Schnittstelle müssen der Anwendung nur IP, Socket und Trackername mitgeteilt werden. Nach dem Aufbau einer Socketverbindung zum Server werden bei der Initialisierung der Kommunikation der beim Serverstart angemeldete Name des zu überwachenden Trackers sowie variable Teile des Kommunikationsprotokolls mitgeteilt. Wichtigster Befehl nach erfolgreicher Initialisierung ist die Abfrage eines neuen Trackingwerts. Dies ist auch für verschiedene Systeme und Tracker möglich, da alle letztlich Lageinformationen und ähnliche Zusatzinformationen (Zeitstempel, Qualität, Sichtbarkeit) übermitteln. Weitere Kommandos erlauben verschieden gewichtete Mittelungen, Loggingeinstellungen sowie zu Synchronisationszwecken die Abfrage zeitlich interpolierter Werte für einen bestimmten Zeitpunkt in der Vergangenheit. Jeder Server kann spezifische Kommandos implementieren, die von den anderen Servern mit einem „Unknown“ quittiert und ansonsten ignoriert werden. Dazu gehört z.B. die Abfrage von Straymarkern (alle 3D-Punkte) beim Polaris®Vicra®System.

Eine Übersicht über die Kommunikationsstruktur gibt Abb. 9.2. Der Server startet den TrackingThread, der mit dem jeweiligen Trackingsystem kommuniziert, und wartet auf Verbindungsanfragen von Clients. Für jeden neuen Client wird ein eigener ServerThread zum Verbindungsaufbau und zur Kommunikation gestartet. Ein RingbufferThread puffert die Trackingwerte jedes Trackers und ermöglicht so z.B. verschiedene Mittelungen von Trackingwerten, ohne dass jeder einzelne Wert vom Client abgefragt werden muss. Ein Watchdog überprüft, ob neue Trackingwerte vorliegen und sorgt bei Überschreitung einer bestimmten Wartezeit für einen automatischen Neustart des Servers.

Um die Verwendung von Kalibrationsergebnissen anwendungsübergreifend eindeutig zu regeln, wird XML verwendet. In den XML-Dateien können nicht nur die Ergebnisse stehen, z.B. Matrizen der Hand-Auge-Kalibrierungen, sondern auch die Mess- und Testwerte sowie die Güte der Kalibrierung. Gleichzeitig bietet XML den Vorteil, auch nach längerer Zeit und für andere Personen und Programme gut lesbar bzw. einlesbar zu sein.

Die TCP/IP-Schnittstelle zwischen Anwendungen und den Trackingservern ist ein markanter Unterschied zu vergleichbaren Systemen. Die Umwandlung der Kommandos in Text, das Versenden, Verarbeiten und Zurücksenden des Antworttextes bedeutet eine höhere Latenz als bei direkten Funktionsaufrufen. Das Framework wurde im Netzwerk des Instituts getestet. Bei 10.000 Ab-

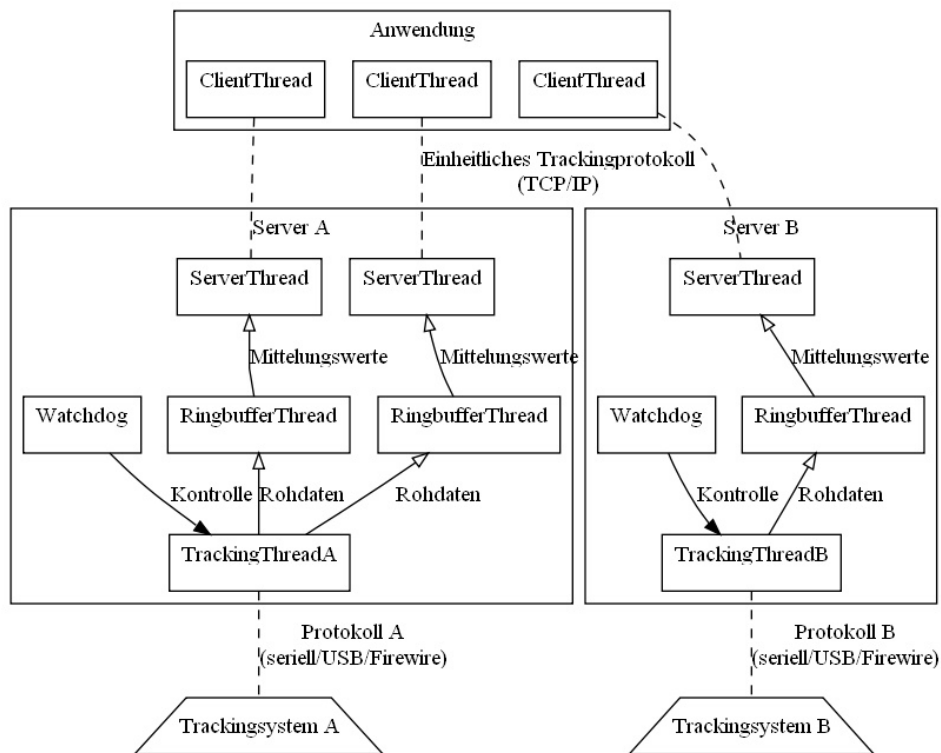


Abbildung 9.2.: Kommunikationskonzept der Trackingserver mit einheitlicher Schnittstelle für beliebige Anwendungen und speziellen Schnittstellen für die unterschiedlichen Trackingsysteme.

fragen betrug die mittlere Abfragedauer eines Kommunikationszyklus (Anfrage-Antwort) 1.8ms, wenn Client und Server auf demselben Rechner liefen. Auf getrennten Computern wuchs die mittlere Dauer auf 2.2ms, was vernachlässigbar gering ist. In beiden Fällen wurde Windows XP verwendet. Beim AccuTrack System von AtracSys können Messwerte im Extremfall mit 4000Hz anfallen. Der zugehörige Trackingserver konnte jedoch diese hohe Frequenz bewältigen, zumindest unter Windows allerdings nur mit sehr hoher CPU-Last.

Die logische wie räumliche Trennung von Trackingsystem und Anwendung haben sich für die Entwicklung von medizinischen Assistenzsystemen bei uns im Institut als sehr hilfreich erwiesen. Neben dem hier vorgestellten Laparoskopieassistenten fand die Architektur z.B. auch Anwendung bei robotisierter transkranieller Magnetstimulation [114], einem navigierten OP-Mikroskop und einem navigierten C-Bogen. Durch die TCP/IP-Schnittstelle und die vorhandenen Trackingserver können die Systeme nicht nur schnell integriert, sondern bei Bedarf auch ausgetauscht werden, ohne die Anwendung zu ändern. Zudem ist bei der Entwicklung eine sparsame Verwendung von Ressourcen möglich, weil sich mehrere Entwickler in einem Netzwerk ein Trackingsystem teilen können, ohne einen einzigen Stecker umstecken zu müssen. Bei der Verwendung von Videostreams und der Darstellung virtueller Welten wird die CPU erheblich belastet. Damit sich Trackingserver und Anwendung nicht gegenseitig auf einer CPU/PC ausbremsen, kann der Trackingserver ausgelagert werden. Beim Speichern von Ultraschallbildern und Trackingwerten auf Festplatte bei gleichzeitiger Anzeige des Bildes konnte im konkreten Fall die Frequenz der Trackingwerte von 5 auf 30Hz gesteigert werden.

Das im Rahmen dieser Arbeit erheblich erweiterte Trackingframework erlaubt eine plattform- und sprachenunabhängige Kommunikation mit zahlreichen Trackingsystemen, welche eine Grundlage moderner medizinischer Assistenzsysteme bilden. Das verwendete Client-Server-Konzept ermöglicht darüber hinaus die vollständige Trennung von Tracking- und Assistenzsystemen, eine Skalierung durch Verwendung derselben Trackingwerte auf mehreren Computern und bietet zudem gute Diagnosemöglichkeiten durch die direkte Abfrage von Trackingwerten aus einem Diagnosetool heraus während des Laufens der Hauptanwendung.

9.1.3. Tracking der Instrumente

Der laparoskopische Ultraschall wird zwar vom Laparoskopieassistenten verwendet, ist aber nicht Teil des Systems. Daher muss das System mit möglichst vielen auf dem Markt vorhandenen Geräten zurechtkommen. Im Laufe des Projekts wurden Halterungen für fünf unterschiedliche Sonden entwickelt, so dass eine fast vollständige Marktabdeckung vorliegt. Alle Halterungen sind autoklavierbar und passen durch Trokare mit 15mm Durchmesser. Mehr Details zu Konstruktion, Material und Montage finden sich in den Veröffentlichungen von Besirevic und Hildebrand [12] [11] [71].

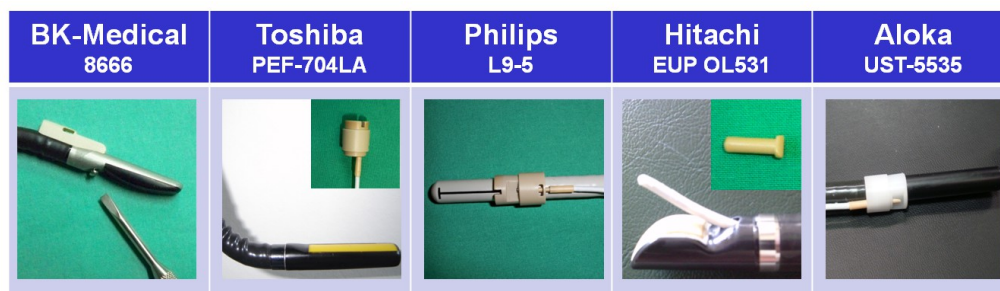


Abbildung 9.3.: Fünf unterschiedliche laparoskopische Ultraschallsonden mit speziell für den Laparoskopieassistenten gefertigten Sensorhalterungen. (Alle Designentwürfe und Konstruktionen von Armin Besirevic aus der Laparoskopieassistent-Projektgruppe.)

Abbildung 9.3 zeigt die Sensorbefestigungen für die Aurora®Medical Catheter Sensoren an den fünf unterstützten laparoskopischen Ultraschallsondentypen. Die Kalibrierung wird in Kap. 5 erläutert.

Auch das Videolaparoskop, elementarer und ursprünglicher Bestandteil einer Laparoskopie, ist nicht Teil des Laparoskopieassistenten, sondern wird in das System eingebunden. Daher muss das System auch hier mit möglichst vielen auf dem Markt vorhandenen Geräten zurechtkommen. Das Griff- bzw. Kamerateil eines Laparoscops kann völlig unterschiedlich aussehen. Die bei chirurgischen Resektionen verwendeten stabförmigen Teleskope sind hingegen immer rund und besitzen üblicherweise einen Durchmesser von 10mm. Im Rahmen des FUSION-Projekts wurde eine Halterung für 10mm-Videolaparoskope entwickelt, die über die Teleskopspitze geschoben und am Teleskop über eine Rändelschraube schnell und einfach mit der Hand festgeklemmt werden kann. Sie muss weit genug von der Spitze entfernt angebracht werden, um beim Einführen in den Patienten nicht den Trokar zu berühren, durch den sie nicht mit durchpasst. Die Halterung kann leicht gereinigt werden und ist autoklavierbar.

Für die Behandlung der Leber gibt es zwei große Kategorien von Behandlungsinstrumenten: Dissektoren und Ablationsnadeln. Jede Kategorie besteht aus zahllosen Vertretern verschiedenster Hersteller, jedoch beschränkt sich die Auswahl relativ schnell, wenn es um den Aspekt der Befestigung von Sensoren geht. Ablationsnadeln können verschiedene Funktionen besitzen (Strom, Hitze, Kälte), unterschiedliche Steifigkeit und Länge, aber für die Befestigung von Halterungen für Tracker ist nur der genormte Durchmesser entscheidend.

Bei der Resektion ist der wichtigste Schritt die Markierung der Resektionslinie auf der Leberoberfläche. Dafür werden sehr häufig laparoskopische Ultraschalldissektoren wie der CUSA Excel oder Ethicon Ultracision verwendet. Für diese beiden Systeme wurden daher Sensorhalterungen entworfen.



Abbildung 9.4.: Links: Unterstützte Dissektoren mit Sensorhalterungen; Rechts: Kalibrierkörper für Dissektoren zum Aufsetzen auf Feldgenerator (Alle Konstruktionen von Armin Besirevic aus der Laparoskopieassistent-Projektgruppe)

Abbildung 9.4(a) zeigt die Sensorbefestigungen für die Aurora®Medical Catheter Sensoren an den unterstützten Dissektoren. Die Halterung für das Videolaparoskop entspricht bis auf den Instrumentendurchmesser der links dargestellten Halterung für die Dissektoren.

9.1.4. Kalibrierung der Instrumente

Die Kalibrierungen der Ultraschallsonde und des Videolaparoskops wurden bereits in den Abschnitten 4 und 5 behandelt. Es wurden mit den in den vorangegangenen Kapiteln beschriebenen Verfahren Kalibrierungen der Ultraschallsonde und des Videolaparoskops mit dem Gesamtsystem unter realistischen Bedingungen durchgeführt. Dabei wurde bei der Ultraschallsondenkalibrierung v.a. untersucht, welchen Einfluss die Ausrichtung des Kalibrierkörpers und der Aufstellungsort (Plastiktisch, Metalltisch, OP-Tisch) auf das Messergebnis hat, um die fehlerärmste Kalibrierung unter OP-Bedingungen zu ermitteln. Beim Videolaparoskop wurde nach der Kalibrierung mittels des am Monitor dargestellten Schachbrettmusters der Rückprojektionsfehler bei der Überblendung eines auf dem Feldgenerator angeklebten Schachbrettmusters gemessen, um eine Aussage über die Güte der Kalibrierung zu erhalten. Beide Ergebnisse finden sich im Abschnitt 9.3.1.2.

Im Folgenden wird die Kalibrierung des Behandlungsinstruments beschrieben. Aufgrund der zumeist zylindrischen Beschaffenheit der Instrumente ist es nicht immer möglich, Halterungen für Tracker immer an genau derselben Stelle eines Instruments zu befestigen. Dies ist aber Voraussetzung für eine Präkalibrierung, also eine einmalige Kalibrierung unter Laborbedingungen. Ohne Präkalibrierung muss die Kalibrierung im OP erfolgen und daher möglichst einfach und schnell sein.

Zur korrekten Darstellung eines stabförmigen Instruments in einer virtuellen Welt ist die Kenntnis der Lage mindestens zweier Punkte im Verhältnis zu einem Tracker erforderlich. Einer dieser Punkte ist zweckmäßigerweise die Instrumentenspitze, da diese den Ort der Behandlung darstellt. Ein weiterer Punkt kann das gegenteilige Endstück, markante Punkte des Instruments oder ein Punkt auf der Rotationsachse des stabförmigen Schafts sein. Da die Griffstücke der Instrumente gewöhnlicherweise nicht schmal und spitz, sondern mit Kabeln und Schläuchen versehen sind, eignet sich das Endstück nicht. Markante Punkte existieren für manche Instrumente, häufig jedoch sind die Instrumente in sich verdrehbar (Ultracision, Ethicon) oder rotationssymmetrisch (div. RFA-Nadeln), so dass solche Punkte fehlen oder ihre Lage zu einem mit dem Instrument verbundenen Tracker veränderlich ist. Daher sollte ein weiterer Punkt auf der Rotationsachse des Instruments liegen.

Da eine Befestigung am zylindrischen Instrumentenschaft nicht reproduzierbar an exakt derselben Position möglich ist, kann die Lage der Instrumentenspitze zum Tracker nicht vorkalibriert werden. Dies gilt jedoch nicht für die Lage des Trackingsensors relativ zur Befestigung. Polungssichere und durch ihre Dicke für die einzelnen Instrumententypen unterscheidbare Sensorhüllen [11] ermöglichen, zusammen mit Farbmarkierungen an den Sensorsteckern, eine eindeutige Zuordnung von Trackingsensoren zu Instrumenten und eine gleiche Befestigung an den Halterungen. Jeder Sensor kann zudem anhand einer ID, die im SROM-Baustein des Sensorsteckers enthalten ist, eindeutig identifiziert werden. Somit ist eine Präkalibrierung der Schaftkalibrierung möglich.

Nach mehreren Verbesserungen der Kalibrierung und der Kalibrierkörper besitzt der Laparoskopieassistent inzwischen eine schnelle und effiziente Instrumentenkalibrierung. Ein sterilisierbarer, passgenauer Kalibrierkörper (Abb. 9.4(b)) wird auf den Feldgenerator aufgesetzt. In diesem Kalibrierkörper gibt es eine kegelförmige Vertiefung und mehrere runde Öffnungen. Die kegelförmige Vertiefung muss einmalig ausgemessen werden, entweder mit einem getrackten Zeiger mit bekannter Kalibrierung oder durch sog. Pivotierung eines unkalibrierten, zeigerförmigen, getrackten Instruments. Bei der Pivotierung wird die optimale Lage der Zeigerspitze im Koordinatensystem des Trackers durch Optimierung ermittelt, unter der Annahme, dass die Spitze während der Bewegung an derselben Position verbleibt. Die Optimierung erfolgt bei uns mit dem Levenberg-Marquardt-Algorithmus [122]. Im OP wird durch einfaches Anhalten der Instrumentenspitze die Position der Spitze zum Tracker am Instrument bestimmt. Für die Bestimmung der Lage des Instrumentenschafts zum Tracker wird das Instrument in die zugehörige Öffnung mit dem passenden Durchmesser geschoben und dann um mindestens 160° rotiert. Ähnlich der Bestimmung der Instrumentenspitze wird mit dem Levenberg-Marquardt-Algorithmus hier ein Kreis möglichst optimal in die Messwerte eingepasst, dessen Zentrum ein Punkt auf der Rotationsachse des Instruments ist. Beide Kalibrierungen lassen sich jeweils in wenigen Sekunden durchführen, wobei auf die Schaftkalibrierung bei bekannter Präkalibrierung verzichtet werden kann.

Ein zuerst entwickelter und über längere Zeit verwendeter Kalibrierkörper (s. Abb. 9.11 und

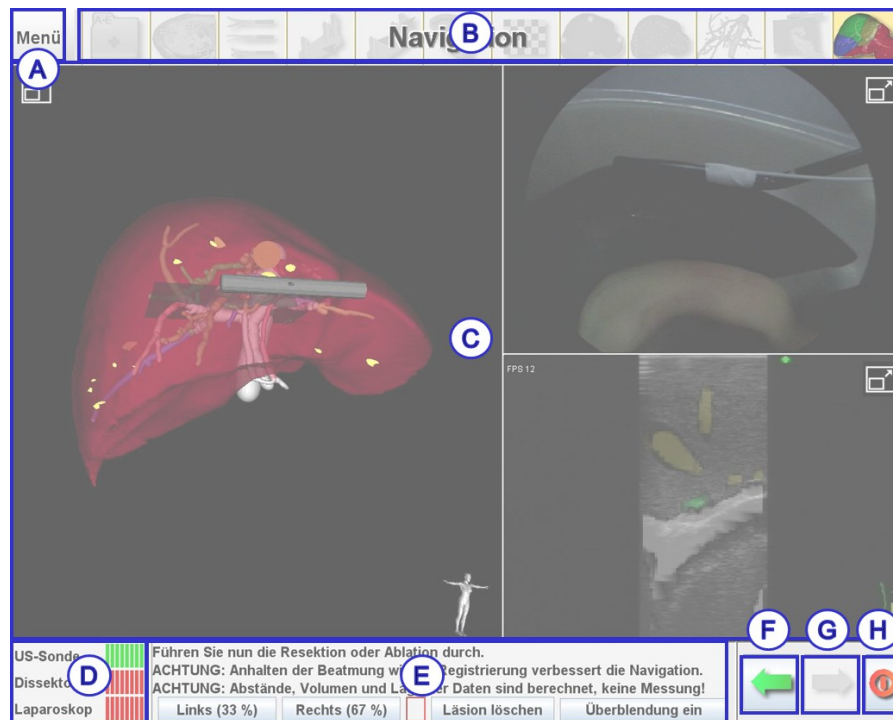


Abbildung 9.5.: Allgemeiner Aufbau der Anwendung: Menü (A), Übersicht der Programmschritte (B), zentraler Arbeitsbereich des aktuellen Programmschritts (C), Qualität des magnetischen Trackings (D), Beschreibung des aktuellen Programmschritts (E), Wechsel zwischen Programmschritten (F+G) und Programmende (H).

9.12 im Abschnitt 9.3) musste noch auf einer Ablagefläche aufgestellt werden, um dort die beiden beschriebenen Kalibrierungen durchzuführen, wobei mangels bekannter Lage der Vertiefung zum Feldgenerator eine Pivotierung zur Kalibrierung der Spitze durchgeführt werden musste. Nachteilig bei diesem Kalibrierkörper war nicht nur, dass diese Bewegung für den Anwender im OP schwieriger durchzuführen war als einfaches Anhalten der Spitze, sondern dass eine sterile Ablagefläche im OP geschaffen und der Feldgenerator dorthin bewegt werden musste. Außerdem durfte der Abstand zum Feldgenerator nicht zu groß sein. Sowohl für den neuen als auch den alten Kalibrierkörper wurden jeweils mehrere Kalibrierungen durchgeführt. Beim alten Kalibrierkörper wurde zudem untersucht, welchen Einfluss die Ablagefläche hat, indem die Kalibrierung auf einem Plastiktisch (Idealbedingung) und auf einem Metalltisch (sog. „sterile Schwester“, realistisches OP-Equipment) stattfand. Die Ergebnisse dieser und der übrigen Kalibrierungen mit dem Gesamtsystem finden sich im Abschnitt 9.3.1.2.

9.2. Der Programmablauf

Die gesamte Anwendung ist Wizard-basiert, folgt also einem festen Ablauf. Dadurch ist die Anzahl möglicher Aktionen stark begrenzt, wodurch sich eine bessere Benutzerführung ergibt. Den Aufbau zeigt Abb. 9.5. Um dem Benutzer den aktuellen Programmschritt zu verdeutlichen, steht dessen Titel oben im Bildschirm. Dazu verdeutlichen eine Reihe von Symbolen die Programm-

schritte, wobei der aktive Schritt farblich deutlich hervorgehoben ist (B). Jeder Schritt besitzt einen kurzen Erläuterungstext (E). Dort befinden sich auch die aktiven Elemente, um Aktionen durchzuführen. Zwischen den Programmschritten wird über Pfeiltasten rechts unten gewechselt (F+G). Links unten befindet sich eine Statusanzeige für die vom Trackingsystem gelieferte Qualität der Trackingwerte der einzelnen Sensoren (D). Ist die Anzeige für ein Instrument vollständig rot, werden dessen Trackingwerte nicht verwendet. In der Mitte befindet sich ein variabler Bereich (C), der je nach Programmschritt Bilder und Anweisungen oder Live-Videobilder und eine 3D-Welt zeigt. Bei Anzeige der 3D-Welt kann das Menü oben links (A) geöffnet werden. Mit diesem können unterschiedliche Sichten auf die Welt eingestellt sowie die Anzeige der 3D-Daten konfiguriert werden. Die Lebersegmente können z.B. ausgeblendet oder transparent dargestellt werden, und es kann unter den von MeVis bereitgestellten Segmentierungen gewählt werden. Dazu zählen neben den nach Lebersegmenten eingefärbten Oberflächenmodellen auch Planungsvorschläge und Risikozonen. Beendet wird die Anwendung über eine Schaltfläche rechts unten (H), wobei die Möglichkeit einer Speicherung der während des Programmablaufs erfassten Daten auf einem USB-Stick besteht.

9.2.1. Systemvorbereitung

Zunächst muss das System im OP aufgebaut werden. Nach der Wahl eines geeigneten Standorts (nah genug am OP-Tisch, aber nicht zu sehr das OP-Personal behindernd) müssen die Videoausgänge vom Ultraschallgerät und vom Videolaparoskop mit dem System verbunden werden. Die sterilen Sensoren und Befestigungen für die verschiedenen zu navigierenden Instrumente inkl. Ultraschallsonde und Laparoskop müssen vorsichtig entpackt und an den ebenfalls sterilen Instrumenten befestigt werden, ohne die Sterilität zu verletzen. Der Feldgenerator muss zum OP-Tisch hin ausgerichtet und steril überzogen werden.

9.2.2. Falldaten laden und vorbereiten

Typischerweise werden die präoperativen CT- oder MRT-Daten einige Tage vor der Intervention akquiriert. Zur besseren Hervorhebung der Gefäße und Tumore wird dabei Kontrastmittel verwendet. Die Daten werden von der MeVis Research GmbH, Bremen, vorverarbeitet, d.h. segmentiert, Risikozonen bestimmt und Resektions- oder Ablationsvorschläge erstellt. Nach Start der Anwendung können diese Daten von CD oder DVD eingelesen werden. Sie werden auf Festplatte gespeichert, so dass sie auch schon vor der OP eingelesen werden können. Der neue Fall und bereits vorhandene Falldaten stehen in einer Liste zur Auswahl bereit, wobei eine Warnung erscheint, wenn ein Datensatz angewählt wird, der bereits an einem früheren Tag navigiert worden ist. Nach der Auswahl des richtigen Falldatensatzes werden 3D-Modelle der Gefäßbäume, Lebersegmente, Metastasen, Risikozonen und Planungsdaten generiert. Da dies bis zu fünf Minuten dauern kann, werden auch diese Daten gespeichert, so dass bei nochmaliger Verwendung der Vorgang auf wenige Sekunden schrumpft.

Die verschiedenartigen Läsionen, die normale Leberoberfläche sowie die Versorgungsgebiete und Resektionsvorschläge werden mittels des Marching Cubes Algorithmus von Lorensen und Cline [98] aus den segmentierten Schichtbildern erstellt. Auf die teilweise sehr fein verästelten Gefäßbäume angewendet entstehen jedoch zahlreiche unerwünschte Effekte wie z.B. starke Einschnürungen bei Gefäßen, bei denen die segmentierten Voxel nur noch diagonal aneinander

grenzen. Wird die Auflösung künstlich erhöht, verlängert sich die Erstellung der Oberflächenmodelle erheblich. Bei einer Verringerung der Auflösung zur schnelleren Generierung können, anders als bei den Leberoberflächenmodellen, Gefäße miteinander verschmelzen. Da die Daten eventuell erst zu Beginn der OP aufgespielt werden, darf die Modellgenerierung nicht übermäßig viel Zeit in Anspruch nehmen. Neben den segmentierten DICOM-Schichtbildern liegen die Gefäßbäume auch in Form abstrakter Bäume als Text- und XML-Dateien vor. Diese Daten werden verwendet, um über Röhren, runde Kappen an den Enden und anschließende Glättung des Modells schnell realistische Gefäßbäume zu erstellen.

Zuerst werden die längsten Wege durch den Gefäßbaum ermittelt und dann, beginnend mit dem längsten Pfad, Röhren erstellt. Jeder Gefäßbaumabschnitt zwischen zwei Aufzweigungen kann etliche Zwischenabschnitte besitzen. Für jeden Zwischenabschnitt werden zwei Ringe aus 16 Eckpunkten und den in den Baumdaten gespeicherten Radien erstellt und miteinander verbunden. Sollten sich der zuletzt hinzugefügte Ring mit dem bereits vorhandenen Ring überschneiden, wird er weggelassen, da dies unschöne Visualisierungen mit Löchern erzeugen würde. Der erste Pfad wird an beiden Enden mit runden Kappen versehen, alle nachfolgenden Gefäße münden hingegen in existierende Gefäße. Sie werden vom anderen Ende her in Richtung der Einmündung in die bereits erstellten Gefäßbäume aufgebaut. Sollte ein neu hinzugefügter Ring mit bestehenden Gefäßen kollidieren, werden die neuen Ringeckpunkte genau an die Schnittgrenze verschoben und weitere Ringe sowie eine runde Endkappe nicht gezeichnet. Dies verringert die Anzahl innerer Oberflächendreiecke erheblich, was sich bei semitransparenter Darstellung der Gefäße positiv auswirkt. Zum Schluss findet eine Glättung jedes Gefäßbaums durch eine Mittelung jedes Oberflächenpunktes mit den Nachbarpunkten statt, die sog. Laplace-Glättung nach Hermann [70], um den eckigen Röhrenabschnitten eine anatomischere Gestalt zu geben. Die Dauer der Erstellung hängt von der Komplexität des Gefäßbaumes ab, dauert auf einem handelsüblichen PC jedoch zwischen 20 und 60s. Die Erstellung aller Oberflächenmodelle zusammen hängt von der Größe, Anzahl und dem Detailgrad der Schichtbilddatensätze ab und betrug für Patientendatensätze rund fünf Minuten.

9.2.3. Landmarken in DICOM

Sämtliche Gefäßaufzweigungen sowie die Zentren der Metastasen und Tumore werden automatisch als Landmarken für eine spätere Registrierung vorgemerkt. Dafür werden bei den Gefäßen die Knotenpunkte der Gefäßmittellinien herangezogen, die durch die von MeVis gestellte Segmentierung bereits vorliegen. Jede Landmarke bekommt einen eindeutigen Namen, so dass eine Benennung durch den Anwender nicht nötig ist und sich die Interaktion mit dem System vereinfacht. Diese Bezeichnung enthält einen Hinweis auf die Struktur, in der sie sich befindet (hepatischer oder portalvenöser Gefäßbaum oder Tumorzentrum). Einige dieser Landmarken müssen später während der Registrierung wiedergefunden werden, um eine elastische Registrierung durchzuführen. Gleichzeitig dienen sie als quantitatives Fehlermaß, indem der mittlere quadratische Fehler der gesetzten Landmarkenposition von den aufgrund der aktuellen Registrierung erwarteten Positionen berechnet wird ¹.

Dieser Programmschritt erlaubt es einerseits, sich die bestehenden Daten anzuschauen (mit der Maus durch Schichtbilder „slicen“) und sich die Namen markanter und somit einfach zu findender Landmarken zu merken. Andererseits können durch Klicken mit der Maus auch eigene

¹Bei perfekter Abbildung der Registrierung auf die vom Benutzer gewählten Landmarken wäre der Wert exakt null.



Abbildung 9.6.: Kalibrierung des Instrumentenschafts mit dem neuen Kalibrierkörper direkt am Feldgenerator montiert.

Landmarken mit selbstgewählten Namen gesetzt werden, falls andere Merkmale (z.B. Gallenblase oder äußerlich sichtbare Strukturen) als Landmarken besser geeignet scheinen oder die eigenen Bezeichnungen leichter zu merken sind.

9.2.4. Instrumentenauswahl und Kalibrierungen

Um die richtigen Modelle und gespeicherte Eigenschaften einiger Instrumente darzustellen, müssen als nächstes die zu verwendenden Instrumente ausgewählt werden. Für jede Kategorie, Ultraschallsonde, Behandlungsinstrument und Laparoskop, muss ein Eintrag ausgewählt werden. Als Behandlungsinstrumente kommen Dissektoren und Ablationsnadeln infrage.

Für die Kalibrierung des Behandlungsinstruments zum Tracker sind zwei Kalibrierschritte erforderlich (s. auch Kap. 9.1.4). Dieser Vorgang muss im sterilen Bereich erfolgen. Dafür steht ein autoklavierbarer Kalibrierkörper aus PEEK² zur Verfügung. Der erste Kalibriervorgang erfordert die Bewegung des Instruments um eine Vertiefung im Kalibrierkörper (sog. Pivotierung) zur Ermittlung der Lage der Instrumentenspitze relativ zum Tracker. Im zweiten Schritt muss das Instrument in zwei Halterungen rotiert werden, wodurch die Lage des Schafts ermittelt wird (Abb. 9.6).

Danach muss die Ultraschallsonde kalibriert werden. Hierfür wird der in Kapitel 5 beschriebene Kalibrierkörper verwendet, bei dem eine bildbasierte Kalibrierung erfolgt (Abb. 5.3(a)).

²Polyetheretherketon: ein Hochleistungskunststoff mit sehr hoher chemischer, mechanischer und Temperaturbeständigkeit

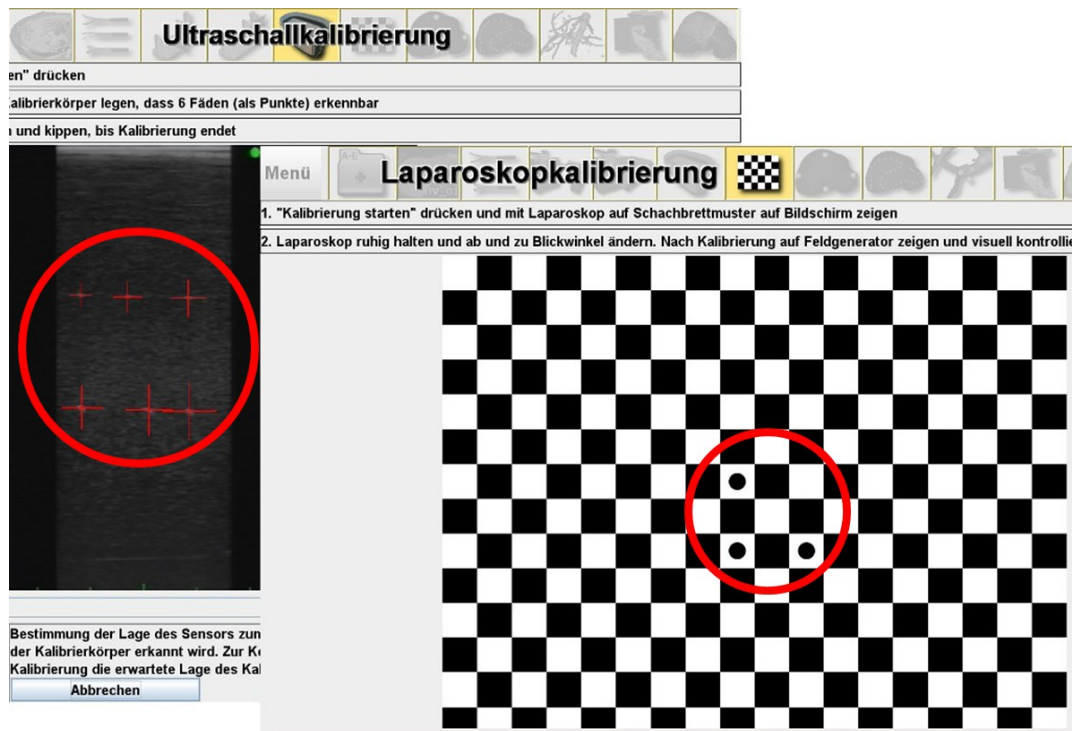


Abbildung 9.7.: Kalibrierung der Ultraschallsonde mit sechs roten Kreuzen an der Position der erkannten Fäden im Bild (links im roten Kreis) und Kalibrierung des Laparoscops durch Erkennung des Schachbrettmusters auf dem Bildschirm mit drei schwarzen Punkten zur Markierung des Koordinatenursprungs des Musters (rechts im roten Kreis).

Dieser Kalibrierkörper ist nicht sterilisierbar und darf daher nur in einem sterilen Überzug verwendet werden. Die Sonde muss auf der Schallfläche etwas hin- und herbewegt werden und dabei müssen sechs Fäden im Bild als Punkte erkennbar sein (Abb. 9.7 li.). Der Kalibrierkörper besitzt einen Tracker, so dass die Lage der Fäden zum Trackingsystem bekannt ist.

Sofern ein Laparoskop mit Tracker verwendet wird, folgt der Schritt der Laparoskopkalibrierung (Abb. 9.7 re.). Hierfür muss ein Schachbrettmuster auf einem der Monitore des Assistenzsystems von verschiedenen Blickrichtungen aufgenommen werden. Hierfür muss der Feldgenerator an dem langen Halterungsarm so verstellt werden, dass der Messbereich vor dem Monitor liegt.

9.2.5. Vor- und Oberflächenregistrierung

Zuerst muss der Bediener des Systems (unsterile Person) die Sicht auf die virtuelle Leber so ändern, dass die sichtbare Oberfläche des Modells der freigelegten Oberfläche der echten Leber ungefähr entspricht. Nach dem Starten der Registrierung erscheinen vier automatisch vorgeschlagene Landmarken, die nacheinander mit der Ultraschallsonde angefahren werden müssen (Abb. 9.8 li.). Jedes Mal, wenn die Mitte der Schallfläche auf dem Punkt der Leber liegt, den der Chirurg für den zum virtuellen Punkt korrespondierenden hält, muss die Position über die Anwendung bestätigt werden.

Ist die Lage der Punkte zueinander hinreichend ähnlich zur Lage der virtuellen Punkte, erfolgt

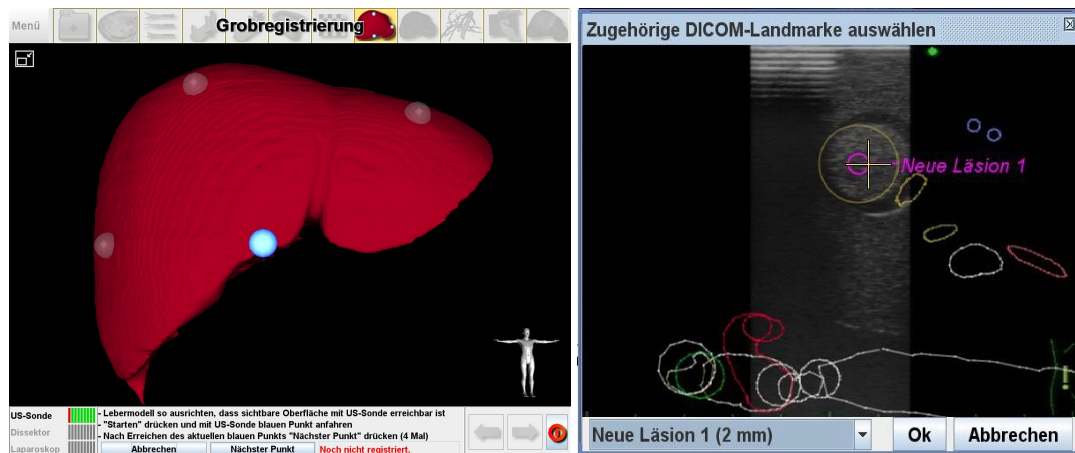


Abbildung 9.8.: Grobregistrierung mit äußeren Landmarken (links) und Dialogfenster zur Markierung einer Landmarke im Ultraschallbild für die elastische Registrierung (rechts).

eine punktbasierende Registrierung und es erscheint automatisch der nächste Programmschritt mit der Oberflächenregistrierung. Hier muss die Leberoberfläche nach dem Starten mit der Ultraschallsonde binnen 30s zügig abgefahren werden. Wie in Kap. 8.3.2 bereits beschrieben, sind dabei die Ultraschallbilder irrelevant, aber es müssen gültige Bilder sein (keine Luftartefakte). Außerdem darf die abgefahrte Fläche nicht zu klein sein, sonst erscheint eine Fehlermeldung und der Vorgang muss wiederholt werden, um die Anwendung fortsetzen zu können. Die Oberflächenregistrierung erfolgt dann mit dem bereits erwähnten Iterative-Closest-Point Algorithmus. Ist der mittlere Abstand der Punkte zur Oberfläche nach der Registrierung zu groß, muss der Vorgang ebenfalls wiederholt werden.

9.2.6. Elastische Registrierung und Registrierungskontrolle

Die wesentliche Funktion dieses Arbeitsschrittes besteht darin, im navigierten Ultraschallbild präoperative Landmarken möglichst präzise zu setzen. Zunächst muss eine Landmarke erkannt werden, z.B. ein Tumorzentrum oder der Mittelpunkt einer Gefäßaufzweigung. Dieser Punkt muss möglichst präzise markiert werden (Abb. 9.8 re.), weswegen die Verwendung einer Maus gegenüber der Markierung mit dem Finger auf einem Touchscreen vorteilhaft ist. Präzise bedeutet in diesem Fall, dass ein Punkt an der gleichen Stelle innerhalb einer anatomischen Struktur liegen muss wie in den präoperativen Bilddaten. Bei größeren Strukturen kann dies einen Unterschied von mehreren Millimetern ausmachen, aber genau die größeren Strukturen sind für den Anwender leichter zu erkennen und zuzuordnen als kleinere.

Der zweite Schritt ist die Zuordnung einer erkannten Landmarke zur richtigen präoperativen Landmarke. Es können durchaus über 100 präoperative Landmarken automatisch in den Bilddaten gesetzt und benannt worden sein (Kap. 9.2.3), von denen die richtige ausgewählt werden muss. Um den Anwender bei dieser schwierigen Aufgabe zu unterstützen, wurden mehrere Maßnahmen umgesetzt:

- Die Landmarken sind je nach Gefäßbaum benannt, so dass bei korrekt erkanntem Gefäßsystem die Anzahl möglicher Landmarken erheblich eingeschränkt ist.

- Nach dem Setzen einer Landmarke findet sofort eine Registrierung statt. Dank der Überblendung der präoperativen anatomischen Strukturen in das Ultraschallbild ist sofort zu erkennen, ob die Darstellung besser passt als vorher. Falls nicht, war die Landmarke vermutlich falsch und kann über einen „Undo“-Knopf gleich wieder rückgängig gemacht werden.
- Abhängig von der aktuellen Registrierung werden die Landmarken nach ihrem Abstand zum angewählten Raumpunkt sortiert angezeigt. Je besser die Registrierung bereits ist, desto wahrscheinlicher ist die zuerst vorgeschlagene Landmarke auch die richtige.
- Die Gefäß- und Tumorränder werden in das Ultraschallbild eingeblendet. Die Korrektheit der Registrierung kann so visuell überprüft werden.

Die erste Landmarke bewirkt eine Verschiebung der präoperativen Daten auf diesen Punkt. Die zweite Landmarke definiert mit der ersten eine Achse, auf die das Lebermodell gekippt wird. Mit der Dritten wird eine affine Registrierung durchgeführt. Damit wird der Erkenntnis Rechnung getragen, dass eine Abflachung der Leber und somit eine Stauchung den Hauptanteil der Deformation ausmacht (siehe auch Kap. 8.2, und diese möglichst schnell in die Registrierung einfließen sollte, um die weitere Landmarkenauswahl zu vereinfachen. Mit jeder weiteren Landmarke findet eine Deformation mit Thin Plate Splines statt, wobei die Elastizität mit steigender Landmarkenzahl wächst, d.h. sich besser auch an lokale Verformungen anpassen kann.

Neben der Überblendung erlaubt ein zusätzlich aufrufbarer Dialog die Anzeige der Abstände aller im Ultraschall gesetzten Landmarken zu den korrespondierenden Landmarken in den präoperativen Bilddaten gemäß der aktuellen Registrierung. Dies kann einen Hinweis darauf geben, welche Landmarke möglicherweise falsch gesetzt ist, falls die Überblendung nicht passt. Es besteht hier die Möglichkeit, gezielt einzelne Landmarken (und nicht nur die Letzte wie mit „Undo“) zu löschen.

9.2.7. Ultraschallvolumen

Um die intraoperative Situation darzustellen, kann im nächsten Programmschritt eine Sequenz von Ultraschallbildern als Volumen dargestellt werden. Sollte die Atmungsbewegung der Leber relativ stark sein, z.B. 1cm oder mehr, wird das Anhalten der Beatmung empfohlen, und zwar im selben Atmungszustand wie während der präoperativen Datenaufnahme. Damit die Aufnahme der Daten in ein solches Zeitfenster passt, aber auch um die Menge anfallender Daten für eine schnelle Registrierung zu begrenzen und um eine unnötige Interaktion mit dem System zu vermeiden, endet die Aufnahme automatisch nach 20s. Sie kann aber auch früher auf Knopfdruck beendet werden. Es wird immer nur die letzte aufgenommene Sequenz angezeigt, für eine spätere Auswertung werden aber alle gespeichert.

Es stehen zwei Segmentierungen zur Verfügung: Farbdoppler- und Grauwertultraschall. Die Farbdopplersegmentierung ist trivial: Es werden alle farbigen Flächen als Gefäße interpretiert. Entsprechend müssen die Einstellungen am Ultraschallgerät so vorgenommen werden, dass auch nur die Gefäße angezeigt werden, und nicht zu viele Bildartefakte durch zu hohe Empfindlichkeit oder auch zu schnelle Bewegung der Sonde entstehen. Die Grauwertsegmentierung ist aufwendiger und wurde bereits in Kap. 8.3.3.1 beschrieben. Für die Volumenanzeige werden die segmentierten Gefäße weiß, der Rest transparent dargestellt.

Für eine schönere Darstellung werden Voxel zwischen nahe beieinanderliegenden Bildern inter-

poliert, da ansonsten zahlreiche Lücken die Erkennung dreidimensionaler Strukturen erschweren würden. Die Voxelgröße wird bei jeder Aufnahme an die Größe der gesamten Bewegungsbahn angepasst, damit die Anzahl der Voxel (256^3) trotz Darstellung der gesamten Aufnahmesequenz gleich bleiben kann. Dies verbessert die Performance der Darstellung.

9.2.8. Navigationsmodus

Der letzte Programmschritt ist der für den Chirurgen wichtigste. Hier geht es darum, die eigentlichen Anforderungen an das System umzusetzen (Kap. 3.2). Im Navigationsmodus (Abb. 9.9) stehen folgende Funktionen zur Verfügung:

- Resektionsvorschläge: MeVis segmentiert nicht nur die Gefäße, Läsionen und Lebersegmente, sondern liefert auch Resektionsvorschläge. Diese können im Navigationsmodus ausgewählt werden, um beispielsweise mit dem navigierten Dissektor die virtuelle Resektionslinie auf der echten Leber nachzufahren.
- In-Plane Navigation: Im Ultraschallbild werden die farblich segmentierten Gefäße und Tumore/Metastasen dargestellt. Der Durchstoßpunkt des Behandlungsinstruments durch die Bildebene wird durch ein rotes Kreuz markiert, sofern er im Bereich des Ultraschallbildes liegt. So lässt sich erkennen, wo z.B. eine Ablationsnadel bei weiterem Vorschub ankommen würde. Um die Konturen der Gefäßbäume im US-Bild anzuzeigen, wird über die Dreiecke der Oberflächenmodelle iteriert. Jede der drei Seiten wird auf eine Überschneidung mit der Ultraschallbildebene überprüft. Ist dies der Fall, gibt es immer genau zwei Schnittpunkte. Diese werden auf die Bildebene projiziert und mit einer Linie in der Farbe des Oberflächendreiecks verbunden. Solange das Oberflächenmodell geschlossen ist, ergibt sich automatisch eine geschlossene Kontur. Da die Oberflächenmodelle bei elastischer Registrierung verformt werden, um die Registrierung in der 3D-Welt zu visualisieren, entsprechen auch die Konturen im Ultraschallbild automatisch der aktuellen Registrierung.
- Nadelsicht (Needle-Eye-View): Wird eine Ablationsnadel als Instrument ausgewählt, erscheint im Navigationsmodus automatisch eine vierte Ansicht, die den Blick aus Richtung der Nadel zeigt (Abb. 9.9 links unten). Diese Ansicht soll bei der Nadelplatzierung helfen, möglichst genau das Zentrum der Läsion zu treffen. Über zusätzliche Schaltflächen in der Ansicht können einzelne Läsionen farblich markiert werden, um sie als bereits ablatiert zu kennzeichnen. Außerdem kann eine Zielführung von der Nadelspitze zur gewählten Läsion eingeblendet werden.
- Clipping: Die Darstellung der 3D-Welt kann entlang der Ultraschallbildebene auf der einen wie auf der anderen Seite ausgeblendet werden. Dadurch lassen sich besser die Durchstoßpunkte der Gefäße mit dem Ultraschallbild abgleichen, um so die aktuelle Registrierung zu überprüfen.
- Registrierungswarnung: Sollten die Ultraschallsonde oder das Behandlungsinstrument die Oberfläche der virtuellen Leber nach der Registrierung verletzen, werden sie rot dargestellt und es erscheint ein Warnsymbol (Ausrufezeichen) in der Statusleiste. Dies soll helfen, die Güte der Registrierung besser einzuschätzen. Mit nur einer 3D-Ansicht fällt es manchmal schwer, den Abstand eines navigierten Instruments von den präoperativen Patientendaten zu erkennen. Liegt die Sonde z.B. nicht auf der Leber auf, die Warnmeldung erscheint aber trotzdem, ist dies ein Indiz für eine ungenaue Registrierung. Alle 500ms werden markante Punkte der 3D-Modelle der Instrumente auf ihren Abstand zur Leberoberfläche überprüft.

Ein k-dimensionaler Suchbaum ermöglicht hierbei eine schnelle Überprüfung. Um zu entscheiden, ob ein Punkt innerhalb oder außerhalb der Leber liegt, wird die Oberflächennormale des nächsten Punktes betrachtet. Sie zeigt immer nach außen, also vom Punkt weg, wenn dieser innerhalb der Leber liegt.

- Restvolumenanzeige: Anzeige des Lebervolumens zu beiden Seiten der Ultraschallbildebene (Kap. 9.2.8.1).
- Planungsaktualisierung: Hinzufügen von Läsionen (Kap. 9.2.8.2).
- Erweiterte Realität im Laparoskopbild: Einblendung der präoperativen Daten und der Instrumente in das Videobild vom Laparoskop (Kap. 9.2.8.3).

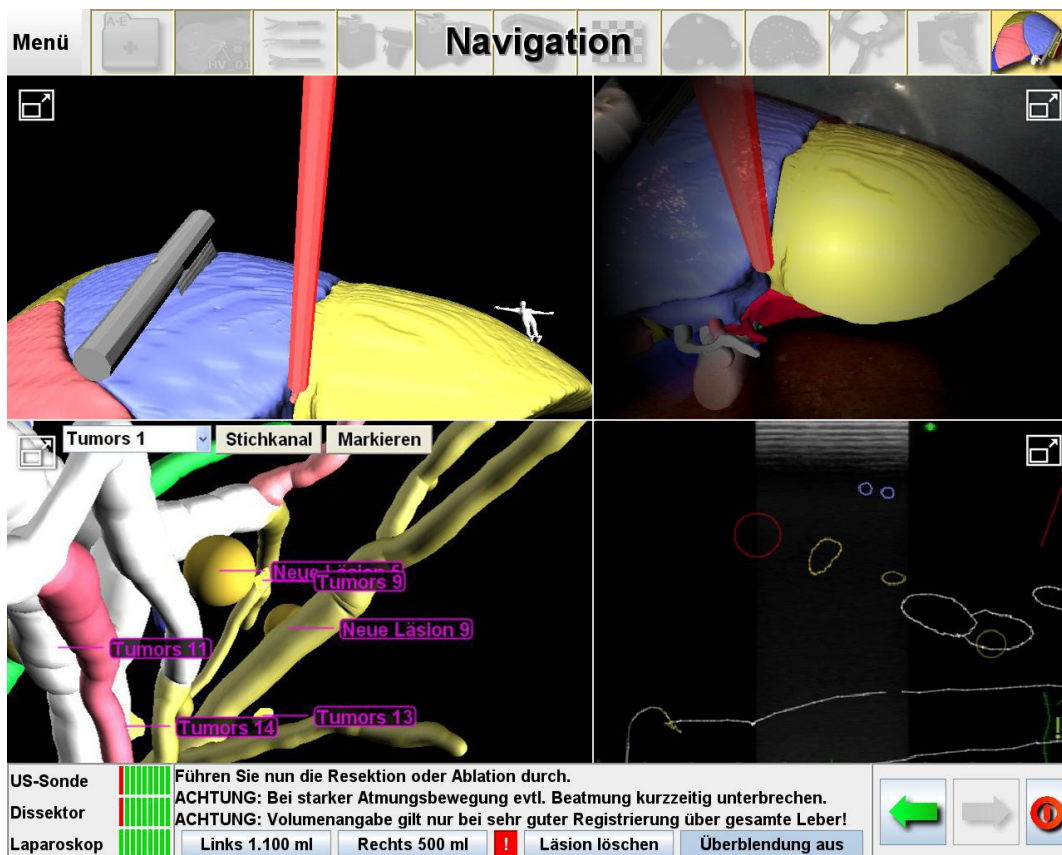


Abbildung 9.9.: Navigationsansicht mit intransparenter Segmentdarstellung der Leber in 3D-Welt (links oben), erweiterter Realität im Video-(rechts oben) und Ultraschallbild (rechts unten) und Sicht aus Blickrichtung einer Nadel bei Ablationen (links unten). Mit den Buttons in der Ablationsansicht kann eine ausgewählte Metastase hervorgehoben und ein Stichkanal von der aktuellen Position aus dorthin eingeblendet werden. Das rote Instrument links oben zeigt eine Registrierungswarnung an und das geschätzte Lebervolumen zu beiden Seiten der Ultraschallbildebene steht unten in der Statusanzeige.

9.2.8.1. Restvolumenanzeige

Relevant ist die Anzeige des Lebervolumens bei der Entfernung größerer Bereiche, z.B. bei der Hemihepatektomie (Entfernung einer Leberhälfte). Daher wird das Lebervolumen zu beiden Sei-

ten der Ultraschallbildebene bestimmt, obwohl damit nur gerade Resektionsebenen abgeschätzt werden können. Um die Interaktion mit dem System in der Navigationsphase gering zu halten, werden die Teilvolumina ständig berechnet (alle 2s) und angezeigt. Da aufgrund der zahlreichen Fehlerquellen (Registrierung, Trackinggenauigkeit, Verwendung des Ultraschallbildes als Trennebene) nie von einem genauen Ergebnis ausgegangen werden kann, werden die Werte auf die nächsten 50ml-Einheiten gerundet angezeigt. Die größte Fehlerquelle ist die Registrierung, und ein Chirurg sollte die Volumenanzeige nur berücksichtigen, wenn er die Registrierung überprüft und für gut erachtet hat.

Das Volumen wird direkt aus dem registrierten Oberflächenmodell berechnet. Dies hat den Vorteil, dass die Verformung automatisch mit berücksichtigt wird und keine zusätzlichen Daten wie z.B. segmentierte Schichtbilder hinzugezogen werden müssen. Die Formel für die Berechnung des Volumens aus der Oberfläche lautet

$$V = 1/3 \sum A_i/3 * N_i * \sum vertices_i$$

und ergibt sich, wenn man jedes Oberflächendreieck zu einem Tetraeder erweitert, wobei der vierte Punkt C für alle Tetraeder derselbe sein muss. Die Höhe jedes Tetraeder über dem Oberflächendreieck ergibt sich aus dem Abstand von C zur Dreiecksebene, repräsentiert durch die Normale. Tetraeder mit einer von C wegzeigenden Normale gehen negativ in die Summe ein, sie repräsentieren Einbuchtungen und die Unterseite des Körpers von C aus betrachtet. Die Fläche jedes Dreiecks wird mit dem Satz des Heron berechnet:

$$A_i = 1/4 * \sqrt{(a+b+c) * (a+b-c) * (a-b+c) * (-a+b+c)}$$

Um das Volumen von zwei Hälften eines Oberflächenmodells zu bestimmen, genügt es, die Oberflächendreiecke während der Volumenberechnung den beiden Hälften zuzuordnen - aber C muss in der Trennebene liegen. Dann bilden die Tetraeder automatisch die Schnittebene auch innerhalb des Oberflächenmodells nach. Auf einem Standard-PC läuft die Berechnung für die hier verwendeten Oberflächenmodelle in unter 100ms ab.

9.2.8.2. Aktualisierung der präoperativen Daten

Im Ultraschallbild kann durch Klicken und Ziehen mit der Maus eine neue Läsion definiert werden. Dies ist bei Ablationen sinnvoll, wenn eine Läsion neu entdeckt wird und gleich abladiert werden soll. Im Prinzip kann auch eine Resektionsplanung angepasst werden. Prototypisch wurde dies durch eine FTP-Verbindung mit dem Planungsassistenten von MeVis realisiert [60]. Dieser Umweg erzeugt durch die Netzwerkverbindung Sicherheitsrisiken und erfordert durch die Verwendung eines zweiten Programms, welches auch bereits laufen und mit den richtigen Daten gefüttert worden sein muss, erheblichen Bedienungsaufwand. Daher wäre die direkte Integration dieser Funktion in die Anwendung wünschenswert. Die Expertise für die Berechnung neuer Risikozonen liegt jedoch bei MeVis.

9.2.8.3. Augmented Reality im Laparoskopbild

Wird ein navigiertes Laparoskop verwendet, kann im Navigationsmodus die Überblendung im Videobild des Laparoscops eingeschaltet werden. Die 3D-Objekte aus der 3D-Welt erscheinen

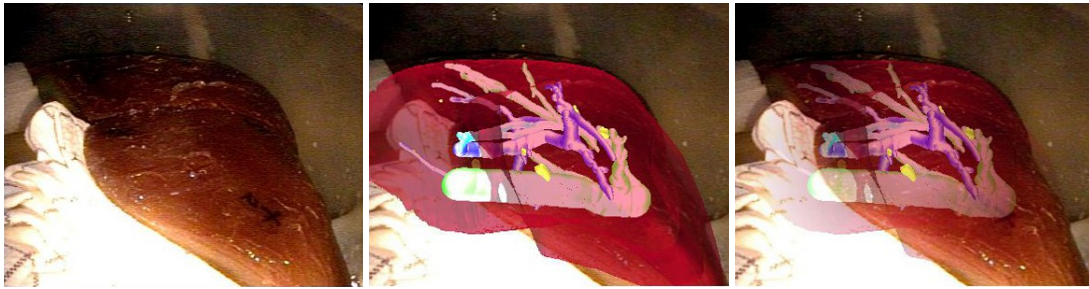


Abbildung 9.10.: Von links: Keine, semitransparente und nach außen hin abnehmende Überblendung

dann im Videobild. Alternativ kann auch die Sicht in der 3D-Welt an die echte Sicht des Laparoscops angepasst werden, d.h. analog zur Nadelsicht (s.o.). Im Unterschied zur navigierten Instrumentensicht auf die 3D-Welt, bei der lediglich die Parameter des Betrachters (Ort, Blickrichtung, „Oben-Vektor“) an die Trackingwerte angepasst werden, sind für die Augmented Reality noch zwei weitere Probleme zu lösen. Die Verzeichnung des Bildes (Kissen- oder Trapezeffekt) und die Verknüpfung mit dem Videobild. Um die Verzeichnung in Echtzeit zu realisieren, wird diese vorberechnet, so dass in einem Look-Up-Table (LUT) für jeden Pixel die Herkunftsposition gespeichert ist. Zuerst wird das entzerrte Videobild auf die Oberflächenkomponente kopiert, dann wird dort die 3D-Welt aus Sicht des navigierten und kalibrierten Laparoscops angezeigt.

Um einen besseren Tiefeneindruck bei der erweiterten Realität im Videobild des Laparoscops zu erzielen, werden drei Effekte eingesetzt. Das Videobild wird zuerst semitransparent angezeigt, darüber die 3D-Welt gezeichnet und anschließend erneut das Videobild semitransparent überblendet. Dadurch ist in Bereichen ohne 3D-Objekte das Videobild unverändert, 3D-Objekte wirken nun jedoch semitransparent. Auf diese Weise kann dieselbe 3D-Welt wie im Hauptfenster, nur mit einem anderen Blickwinkel, verwendet werden. Als zweiter Effekt wird die 3D-Welt zum Bildrand hin ausgeblendet, um den Eindruck der Überblendung zu verstärken (Abb. 9.10). Drittens wird eine Lichtquelle aus Laparoskoprichtung eingefügt, um die tatsächlichen Beleuchtungsverhältnisse realistischer darzustellen.

9.3. Erste Erfahrungen und Ergebnisse mit dem System

9.3.1. Güte der Kalibrierungen

9.3.1.1. Versuchsdurchführung

Die einzelnen Schritte der Kalibrierung wurden in den jeweiligen Kapiteln vorgestellt, aber wichtig ist die erzielte Genauigkeit unter realistischen Bedingungen mit der tatsächlichen Endanwendung. Daher wurde jeder Schritt der Kalibrierung mehrmals durchgeführt.

Für die Bestimmung des optimalen Ortes der Kalibrierung der Instrumentenspitze wurden Kalibrierungen auf einem typischen Beistelltisch im OP (sog. „stumme Schwester“ aus Edelstahl) in der Tischmitte und am Tischrand mit dem älteren Kalibrierkörper (Abb. 9.11) durchgeführt, der eine Pivotierung erfordert. Außerdem wurde mehrfach mit dem neuen Kalibrierkörper auf dem Feldgenerator kalibriert, wo eine Mittelung der Messwerte und keine Pivotierung stattfindet. Ähnlich wurde bei der Kalibrierung des Instrumentenschafts verfahren (Abb. 9.12). Hier



Abbildung 9.11.: Von links: Kalibrierung der Instrumentenspitze mit altem Kalibrierkörper in der Tischmitte und am Tischrand sowie mit dem neuen Kalibrierkörper auf dem Feldgenerator³.

wurde zwischen Kalibrierungen auf einem Metalltisch, einem Plastiktisch und auf dem Feldgenerator mit dem neueren Kalibrierkörper verglichen, wobei der Algorithmus bei beiden Kalibrierkörpern gleich ist. Als Grundwahrheit für die Pivotierung wurden die Messungen auf dem Plastiktisch angesehen, da diese sehr sorgfältig im optimalen Messbereich in einer störfreien Umgebung durchgeführt wurden. Da die Sensorhalterung am Instrument verschieblich ist, gibt es keine konstruktionsbedingte Grundwahrheit. Bei der Schaftkalibrierung ist der konstruktionsbedingte Abstand des Sensors zur Rotationsachse des Instruments aufgrund der Konstruktion hingegen bekannt.

Für die Kalibrierung der Ultraschallsonde wurde je dreimal frontal, seitlich mit dem Feldgenerator zugewandtem Sensor und seitlich vom Feldgenerator abgewandtem Sensor kalibriert auf einem Plastiktisch, einem Metalltisch („stumme Schwester“) und einem OP-Tisch. Als Grundwahrheit diente eine Crosswire-Kalibrierung in einer möglichst störfreien Umgebung. Für die Tests wurde eine laparoskopische Ultraschallsonde von Aloka verwendet.

Alle Kalibrierungsmessungen wurden mit dem Laparoskopieassistenten durchgeführt (INTEL Core 2 Duo E8400 - 3,0 GHz, 2GB DDR2-RAM). Es wurden nur Kalibrierungsergebnisse verwendet, wenn der in der Anwendung berechnete und angezeigte mittlere quadratische Fehler innerhalb des von der Anwendung tolerierten Grenzwertes von 4mm lag, denn nur dann hätte das System dem Anwender eine Verwendung der Kalibrierung im Realfall erlaubt.

9.3.1.2. Ergebnisse

Tabelle 9.1 zeigt die Ergebnisse der Kalibrierung der Instrumentenspitze. Zwar ist der mittlere quadratische Fehler der Ergebnisse beim neuen Kalibrierkörper auf dem Feldgenerator am geringsten, allerdings besteht die Gefahr eines systematischen Fehlers. Wenn die Vertiefung für die Instrumentenspitze falsch ausgemessen wird, weil z.B. das Instrument zum Ausmessen spitzer als das zu kalibrierende medizinische Instrument ist, oder wenn der Kalibrierkörper nicht exakt gleich auf dem Feldgenerator angebracht wird, ist jede folgende Kalibrierung um ungefähr diesen Fehler verfälscht. Dies erklärt auch die geringfügige Diskrepanz zwischen dem Abstand vom Sensor zur Instrumentenspitze bei den Messungen auf dem störungsfreien Plastiktisch mit dem alten und den Messungen direkt auf dem Feldgenerator mit dem neuen Kalibrierkörper.

³Alle Designentwürfe und Konstruktionen von Armin Besirevic aus der Laparoskopieassistent-Projektgruppe.

Ort	Anzahl Mes- sungen	Verfahren	Mittl. Abstand zur Spitze in mm	Std.-Abw. vom Abstand
Instrumententisch - Mitte	5	Pivotierung	303.2	1.8
Instrumententisch - Rand	5	Pivotierung	305.1	0.4
Plastiktisch	5	Pivotierung	305.9	0.2
Feldgenerator (neuer KK)	12	Mittelung	304.3	0.1

Tabelle 9.1.: Kalibrierung an unterschiedlichen Orten mit altem, am Feldgenerator mit neuem Kalibrierkörper

Ort	Anzahl Mes- sungen	Mittl. Abst. in mm	Std.-Abw. vom Abstand in mm
Metalltisch	11	42.6	0.4
Plastiktisch	7	42.7	0.5
Feldgenerator	33	41.2	0.7

Tabelle 9.2.: Schaftrotation an unterschiedlichen Orten mit altem, am Feldgenerator mit neuem Kalibrierkörper

Die Schwankung der Ergebnisse der Schaftkalibrierung war auf dem Plastiktisch am geringsten (Tab. 9.2). Die Kalibrierung am Feldgenerator ist zwar einfacher, schneller und erfordert keinen zusätzlichen Ablageplatz, liefert aber vereinzelt schlechtere Ergebnisse als das andere Verfahren. Eine Ursache ist vermutlich die recht kurze Führung des Instruments (4cm) im Bohrloch sowie die Messung am Rand des Messbereichs. Bei sorgfältiger Anwendung ist aufgrund der erheblich besseren Anwendbarkeit trotzdem der neue Kalibrierkörper vorzuziehen. Ist zudem der erwartete Abstand vom Sensor zur Rotationsachse des Instruments bekannt, kann dieser für eine Validierung der Messung verwendet werden.

Bei der Ultraschallkalibrierung zeigte der Plastiktisch erwartungsgemäß die geringsten Abweichungen von der Grundwahrheit (Tab. 9.3). Die geringsten Translationsfehler ergaben sich bei frontseitiger Ausrichtung, die geringsten Orientierungsfehler bei einem dem Feldgenerator



Abbildung 9.12.: Von links: Kalibrierung des Instrumentenschafts mit altem Kalibrierkörper in der Tischmitte und am Tischrand sowie mit dem neuen Kalibrierkörper auf dem Feldgenerator³.

Unterlage	Front	Sensorseite	Abgewandte Seite
Plastiktisch	1.8mm / 4.9°	2.7mm / 4.2°	1.6mm / 5.7°
Metalltisch	1.8mm / 6.9°	2.9mm / 4.5°	2.3mm / 5.6°
OP-Tisch	2.3mm / 6.3°	2.2mm / 6.2°	3.3mm / 5.1°

Tabelle 9.3.: Mittlere quadratische Fehler der Translation (mm) und Orientierung (°) von der Grundwahrheit für verschiedene Unterlagen und unterschiedliche Ausrichtungen des Ultraschallkalibrierkörpers zum Feldgenerator

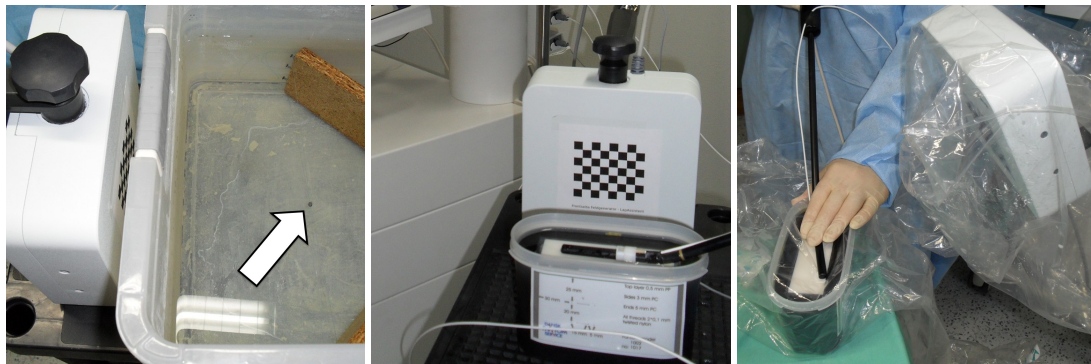


Abbildung 9.13.: Ultraschallkalibrierung: Grundwahrheit mit Crosswire (links mit Pfeil auf anzuweisenden Punkt), auf Plastiktisch mit dem Feldgenerator zugewandtem Sensor (Mitte) und auf einem Metalltisch (rechts)

zugewandten Sensor am Kalibrierkörper. Während der Kalibrierung sollte daher der Sensor am Kalibrierkörper nicht auf der dem Feldgenerator abgewandten Seite sein und die Kalibrierung nicht auf dem OP-Tisch erfolgen. Am besten ist die Kalibrierung in einer störfreien Umgebung (Labor), wodurch im OP (teure) Zeit gespart würde. Der Laparoskopieassistent ermöglicht solch eine Präkalibrierung durch Unterscheidung der Sensoren anhand ihrer SROM-ID.

Laparoskopkalibrierungen wurden bereits mit dem Gesamtsystem durchgeführt und im Rahmen des Vergleichs verschiedener Hand-Auge-Verfahren vorgestellt (Kap. 4.6.2). Die mit einem magnetischen Trackingsystem erreichte Genauigkeit betrug 4mm bzw. 0.7°. Da im richtigen Einsatz die Fehler durch Störeinflüsse und die Arbeit am Rande des Messbereichs zumindest zeitweise größer sein werden, ist die magnetisch unterstützte Überblendung von laparoskopischen Aufnahmen heutzutage noch nicht für einen präzisen Eingriff geeignet.

9.3.2. Großtierstudie

9.3.2.1. Versuchsdurchführung

Für eine Evaluation des Systems wurde eine Großtierstudie am Schwein durchgeführt. Ziel waren sowohl die Ermittlung der Genauigkeit einer navigierten Tumorablation als auch die Bestimmung der Genauigkeit des Einzeichnens einer Resektionslinie an der Leberoberfläche. Es sollte aber auch die Gebrauchstauglichkeit des Systems (Kalibrierung, Registrierung, Bedienung allgemein, Tauglichkeit der Hardware) unter realistischen Bedingungen evaluiert werden.

Zum Vergleich wurden OPs sowohl mit als auch ohne Navigation durchgeführt. Um die Genauigkeit der Ablation auszumessen, wurden Goldmarker als künstliche Metastasen verwendet. Jeweils drei bis vier dieser Goldmarker wurden unter Ultraschallkontrolle in die Leber implantiert, anschließend ein CT des Schweins erstellt und dieses zur Aufbereitung an MeVis gesendet. Während dieser Vorbehandlung befand sich das Tier in Narkose und wurde mit einem Beatmungsbeutel beatmet, um während der CT-Aufnahme die Atmung anhalten zu können.

In den eigentlichen Versuchen wurde während der Registrierung und der nachfolgenden Navigationsphase die künstliche Beatmung immer wieder im selben Atmungszustand angehalten („Inspiration-Hold“-Knopf am Beatmungsgerät), um für jeweils einige Sekunden eine möglichst ähnliche Situation wie während der Aufnahme der präoperativen Daten herbeizuführen. Die Registrierung wurde initial durch Ausrichtung der Ultraschallbildebene relativ zum Lebermodell in einer virtuellen 3D-Welt mit einem 6D-Eingabegerät (Spacemouse von 3Dconnexion) erzielt. Allerdings sollte auch die Aufnahme der Leberoberfläche mit der Ultraschallsonde erprobt werden. Dabei wird das Ultraschallbild solange in mehreren Raumrichtungen gedreht und verschoben, bis das Ultraschallbild möglichst gut zu den präoperativen Bilddaten passt. Alternativ konnten mehrere vordefinierte Landmarken im navigierten Ultraschallbild gesetzt werden.

9.3.2.2. Ergebnisse

Nach ersten Versuchen zur Gewöhnung an die ungewohnte Anatomie des Schweins wurde zunächst eine Registrierung der Leber manuell mittels eines 6D-Eingabegerätes durchgeführt. Es stellte sich schnell heraus, dass diese Registrierung, die mit etwas Übung an einem starren Leberphantom recht schnell und gut funktioniert hat, für die stark deformierte Schweineleber nicht geeignet ist. Die Anpassung in einer Bildebene ermöglicht sehr große Winkelfehler, die innerhalb einer Bildebene kaum auffallen, aber einen längeren Registrierungsprozess erzwingen.

Oberflächenregistrierungen wurden nicht durchgeführt, da die Verformung der Leber gegenüber der präoperativen Situation erheblich war. Dies lag neben dem Druck durch das Pneumoperitoneum auch an der Konsistenz und Anatomie der Schweineleber, die dünner und damit weniger steif als die menschliche Leber ist. Die Registrierung wurde daher über äußere und innere Landmarken hergestellt, die in präoperativen Bilddaten und im Bild der Ultraschallsonde (innere Landmarken) oder über ein Zeigeinstrument (äußere Landmarken, z.B. Rippenbögen) gesetzt wurden. Das Setzen von Landmarken gestaltete sich nicht nur aufgrund der bereits genannten Elastizität schwierig, sondern auch wegen der andersartigen und damit den Chirurgen unvertrauten Anatomie der Schweineleber und ihrer Gefäßbäume. Die Goldmarker an sich waren als Tumorsimulation gut geeignet, da sie punktförmig und im Ultraschall und CT gut zu erkennen sind.

Um die Genauigkeit der Navigation zu ermitteln, wurden nach der Registrierung die Goldmarker mit einer Ablationsnadel angesteuert. Wenn der Laparoskopieassistent das Erreichen des jeweiligen Tumorzentrums gemeldet hatte, wurden im Ultraschallbild der Goldmarker und die Nadelspitze gleichzeitig ins Bild genommen und der Abstand zwischen beiden im Bild gemessen. Auf diese Weise wurde der Target Registration Error (TRE) gemessen, da die Goldmarker selbst nicht als Landmarken dienen durften. Die gemessenen Fehler bewegten sich im Bereich bis 33mm.

Da die Studie mitten während der Projektlaufzeit durchgeführt wurde, war das verwendete System ein Vorläufer des in dieser Arbeit beschriebenen Systems. Als Konsequenz aus den hier

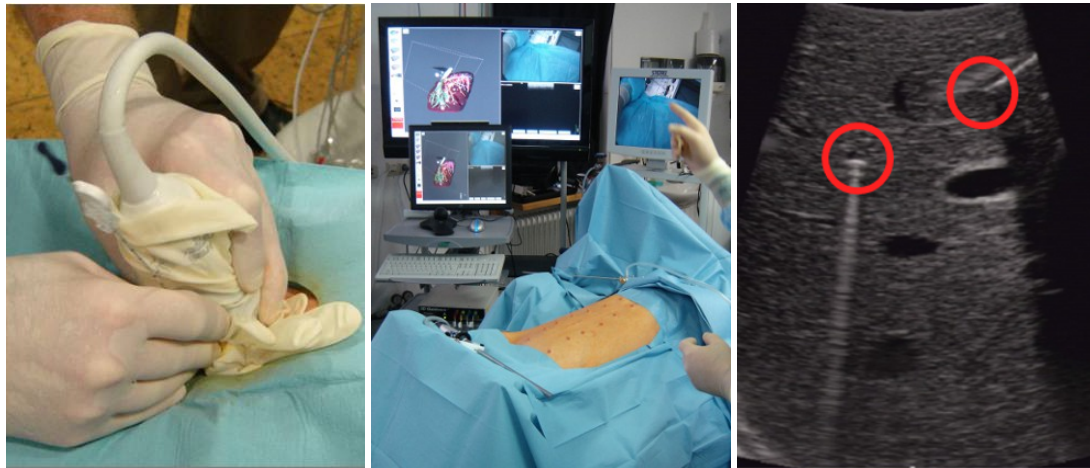


Abbildung 9.14.: Einsetzen eines Goldmarkers in eine Schweineleber vor der CT-Aufnahme (links), Vorbereitung der Tier-OP mit segmentierten Bilddaten im Hintergrund (Mitte) und Darstellung des Goldmarkers und der Spitze einer navigierten Ablationsnadel im Ultraschallbild (rechts).

gemachten Erfahrungen wurden in der Folgezeit u.a. die Kalibrierungen verbessert, die Bedienoberfläche ergonomischer gestaltet und die Registrierungsschritte verändert.

9.3.3. Rigide und landmarkenbasierte elastische Registrierung

9.3.3.1. Versuchsdurchführung

Für eine Untersuchung der Möglichkeiten der rigiden und der elastischen Registrierungsschritte im Laparoskopieassistenten wurde die bereits zuvor bei der Registrierung erwähnte Phantomleber mit den über einen Zeiger erfassten neun äußeren und drei inneren Landmarken verwendet. Dabei wurde das Phantom auf einen OP-Tisch und zum Vergleich auf einen Plastiktisch gestellt. Der Feldgenerator wurde neben und schräg über dem Phantom platziert und die Registrierung mit der laparoskopischen Ultraschallsonde und zum Vergleich mit einem Zeigerinstrument durchgeführt. Der Zugang erfolgte offen, also nicht über Trokare.

Für die elastische Registrierung wurde das oben vorgestellte Verfahren des Setzens einzelner Landmarken in den Ultraschallbildern bei sofortiger elastischer Registrierung gewählt. Dieses Verfahren wurde am relativ starren Leberphantom sowie postoperativ an echten Patientendaten erprobt.

9.3.3.2. Ergebnisse

Tabelle 9.4 zeigt die Ergebnisse der rigiden Registrierungsexperimente. Der Zeiger zur Registrierung liefert bessere Ergebnisse als die Ultraschallsonde, ist aber laparoskopisch schwieriger einsetzbar aufgrund des beschränkteren Arbeitsbereichs. Der OP-Tisch hat eindeutig einen negativen Einfluss, zumindest wenn der Feldgenerator neben dem Phantom angebracht ist. Befindet er sich schräg darüber, ist der Fehler, bei gleichem Abstand der Sensoren zum Feldgenerator, etwas geringer.

Instrument	Feldgenerator	OP-Tisch	LM-Fehler
Zeiger	neben	nein	2.7
Zeiger	neben	ja	6.2
LUS	neben	nein	7.7
LUS	neben	ja	9.1
LUS	schräg über	ja	7.8

Tabelle 9.4.: Ergebnisse rigider Registrierung (über vier äußere Landmarken und anschließende Oberflächenregistrierung) mit dem Laparoskopieassistenten am Leberphantom mit einer laparoskopischen Ultraschallsonde (LUS) und zum Vergleich mit einem Zeigerinstrument (mittl. quadr. Landmarkenfehler in mm)

Die elastische Registrierung durch manuelles Setzen von Landmarken wurde im Labor erprobt. Die Erfahrungen beruhen auf eigenen Experimenten im Labor und haben daher eine entsprechend geringe Aussagekraft für einen Einsatz im OP am Menschen:

- Für die Wahl von Landmarken eignen sich mehrere kleine Metastasen am besten, sofern sie nicht zu nah beieinander liegen und beim Markieren verwechselt werden.
- Bei einem schlechtem Startwert der Registrierung ist die Überblendung der Gefäße und Tumore bzw. Metastasen evtl. um mehrere Zentimeter falsch und vorgeschlagene nächste Landmarken sind auch falsch. Es ist dann schwierig, die richtige erste Landmarke auszuwählen.
- Theoretisch lässt sich mit diesem Verfahren eine sehr gute Registrierung erzeugen. Dies kostet aber Zeit, die im OP nicht zur Verfügung steht.
- Am relativ starren Leberphantom im Labor konnte eine elastische Registrierung, aufgrund geringer Deformation und vertrauter Anatomie, sehr schnell erzielt werden.
- Der Einfluss der ersten Landmarken ist sehr stark. Schon geringe Änderungen der Lage der dritten Landmarke (affine Transformation in der Ebene der drei Landmarken) haben erhebliche Auswirkungen, die die Leber häufig nicht anatomisch korrekt aussehen lassen (z.B. sehr langgestreckt).

9.4. Diskussion

Es wurde ein Bedienkonzept entworfen, welches den limitierten Freiheiten des Chirurgen Rechnung trägt. Videosignale von mehreren Videoquellen werden in Echtzeit angezeigt und mit Einblendungen präoperativer Bilddaten erweitert. Die Schnittstelle zu Trackingsystemen ist offen und flexibel, was (zumindest softwareseitig) einen leichten Austausch erlaubt sowie Vorteile bei der Entwicklung im Team und der Fehlersuche bietet. Für alle relevanten Arten von Instrumenten (Ultraschall, Dissektion, Videolaparoskop) wurden Halterungen für die Sensoren entworfen und Kalibriervorgänge und -vorrichtungen, die während der Projektlaufzeit immer weiter hin zu einem OP-tauglichen Einsatz optimiert worden sind⁴. Das größte Problem bei den Kalibrierungen stellt inzwischen das magnetische Trackingsystem dar, da oft entweder die Kabel der Sensoren selber oder metallische Gegenstände und elektrische Felder im Raum stören.

⁴Sämtliche Halterungen und Kalibrierkörper von Armin Besirevic aus der Laparoskopieassistent-Projektgruppe.

Auch die Bedienoberfläche wurde immer weiter verbessert, um Arbeitsschritte verständlicher und einfacher zu gestalten. Es werden nur die Aktionen angezeigt, die in jedem Schritt möglich sind. Ein Textfenster erläutert kurz den aktuellen Arbeitsschritt und eine Navigationsleiste zeigt ständig an, in welchem Arbeitsschritt sich das System gerade befindet. Ein „Statuslicht“ zeigt für jedes Instrument die Güte der Trackingwerte an, so dass sofort klar ist, welches Instrument wie stark gestört ist. Einblendungen in die Videobilder wurden verbessert, um den Tiefeneindruck am Videolaparoskop zu erhöhen und präoperative Gefäße, Landmarken und Tumorränder im Ultraschallbild besser zu erkennen. Für die Registrierung wurden unterschiedliche Lösungen entwickelt. Der enge Zugang und starke Deformationen gegenüber den präoperativen Daten, aber gelegentlich auch schlechte Bildqualität und Atmungsbewegungen stellen noch immer eine Herausforderung dar.

Der Laparoskopieassistent in seinen verschiedenen Entwicklungsstadien ist mehrfach veröffentlicht worden. Während vom Autor v.a. das Gesamtsystem oder einige technische Aspekte des Systems beschrieben wurden [103] [109] [110] [105], stellte Hildebrand [72] [73] das System aus Sicht eines Mediziners vor mit dem Fokus auf Radiofrequenzablation. Kleemann [88] ging v.a. auf die Erkenntnisse und Ergebnisse der Tierstudie ein. Das Tracking-Framework wurde 2008 auf der CURAC vorgestellt [107].

Fazit und Ausblick

Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung eines medizinischen Assistenzsystems für laparoskopische Eingriffe an der Leber. Als wesentliche Herausforderungen wurden Methoden zur Lageverfolgung, zur Kalibrierung der Instrumente und Registrierung der erfassten Daten identifiziert.

Die systematische Analyse verschiedener Trackingverfahren hat gezeigt, dass magnetische Trackingsysteme für dieses spezielle Anwendungsgebiet gut geeignet sind. Durch Analyse und Berücksichtigung von Störeinflüssen wird im OP-Umfeld eine hinreichende Genauigkeit erreicht. Hinsichtlich alternativer Trackinglösungen wurden verschiedene optische Marker für die Erkennung im Videolaparoskop vorgestellt. Die grundsätzliche Machbarkeit eines solchen Ansatzes konnte gezeigt werden.

Intraoperative Atembewegungen können erheblichen Einfluß haben. In einer Tierstudie wurden Atmungsbewegungen sowohl im laparoskopischen wie auch offenchirurgischen Fall systematisch erfasst. Laparoskopisch war die Bewegung messbar, aber im Vergleich zum offenen Eingriff weniger stark ausgeprägt. Messungen an Patienten haben sogar noch geringere Bewegungen gezeigt, so dass im Kontext dieser Arbeit das Thema nicht weiter verfolgt wurde.

Hinsichtlich der notwendigen Kalibrierungen der Instrumente zum Trackingsystem konnten vor allem durch Berücksichtigen der typischen OP-Abläufe die Verfahren soweit optimiert werden, dass eine schnelle und praxistaugliche Verwendung möglich ist. Für die Ultraschallkalibrierung wurde ein Kalibrierkörper konstruiert, der für fast alle Typen von Ultraschallsonden geeignet ist und keinen nennenswerten Zusammenbau im OP oder Demontage in der Zentralsterilisation erfordert, allerdings in einem sterilen Überzug verwendet werden muss. Es wurden dazu passende Verfahren zur Bildverarbeitung und Kalibrierung entworfen, in Simulationen getestet und am fertigen Kalibrierkörper validiert und optimiert, so dass eine schnelle, bildbasierte Kalibrierung im OP möglich ist. Für Einblendungen präoperativer Bilddaten in das Laparoskopbild ist eine Kamerakalibrierung erforderlich. Durch die Weiterentwicklung bekannter Verfahren ist eine schnelle Kalibrierung im sterilen OP-Umfeld unter Verwendung eines zum Assistenzsystem gehörenden Monitors möglich.

Für die Registrierung der intraoperativen Bilddaten und die Lage der navigierten Instrumente gegen die präoperativen Bilddaten und Operationsvorschläge wurden unterschiedliche Algorithmen getestet. Ein Verfahren mit grob geschätzten Landmarken auf der Leberoberfläche und

anschließender Verwendung der mit der navigierten Ultraschallsonde erfassten Oberfläche ohne elastische Verformung funktioniert am Leberphantom im Labor akzeptabel und ist schnell und einfach. Bei den Tierversuchen hat sich die Schweineleber für dieses Verfahren als zu elastisch erwiesen. Auch die Aufnahme und Analyse von getrackten Ultraschallbildern von Patienten haben gezeigt, dass eine rigide Registrierung meistens nicht ausreicht, sondern mindestens eine affine Registrierung (Stauchung, Scherung) erforderlich ist. Am erfolgversprechendsten im Labor ist das Setzen von Landmarken im Ultraschallbild bei sofortiger Deformation mit Thin Plate Splines, da dieser Arbeitsschritt sehr robust gegenüber der sehr wechselhaften Bildqualität des Ultraschalls ist (Sondentyp, Einstellungen am Gerät, Gewebezustand, Atmung, Puls, etc.). Die Zuordnung der ersten Landmarken ist für den Anwender jedoch bei starker Deformation schwierig. Robuste Automatismen bei der Landmarkenerkennung oder Zuordnung wären eine sinnvolle Erweiterung des Systems.

Beim Rückblick auf die eingangs formulierten Anforderungen und Wünsche (Kap. 3.2) lässt sich festhalten, dass neben den Anforderungen (A1-A5) auch die Wünsche (W1-W5) im wesentlichen erfüllt worden sind. In präoperativen Daten nicht enthaltene Läsionen können hinzugefügt und wieder entfernt werden (W1). Eine automatische Planungsanpassung bei einer Resektion (W2) wurde im Zusammenspiel mit dem Planungsassistenten von MeVis demonstriert. Eine Darstellung der Ziel- und Risikostrukturen (Tumore, Resektionslinien, Gefäße) im Videobild des Laparoscops (W3) wurde umgesetzt, die Genauigkeit ist aufgrund der Verwendung magnetischen Trackings jedoch noch steigerbar. Ein Ultraschallvolumen zur besseren Veranschaulichung der anatomischen Strukturen während des Eingriffs (W4) lässt sich erstellen, wobei die Segmentierung der Gefäße für den Anwender sehr einfach über einen Schieberegler in Echtzeit an die intraoperativen Bilddaten angepasst werden kann. Die Berechnung des Leberrestvolumens (W5) erfolgt permanent, indem das ungefähre Lebervolumen zu beiden Seiten der Ultraschallbildfläche gemäß der aktuellen Registrierung berechnet wird.

Das hier vorgestellte Assistenzsystem samt zugehöriger Kalibriervorgänge ist für den Einsatz am Menschen im Rahmen einer einjährigen klinischen Prüfung zugelassen worden. Die von uns verwendeten Sensoren des magnetischen Trackingsystems sind für den medizinischen Einsatz gedacht und autoklavierbar. Ihre Wiederverwendbarkeit wurde durch zusätzliche Untersuchungen des Instituts für Hygiene des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein belegt.

Das System ist am Institut für Robotik der Universität zu Lübeck in Kooperation mit der Klinik für Chirurgie entwickelt und getestet worden. Weiterhin direkt oder indirekt an der Entwicklung, Tests und der o.g. Zulassung beteiligt waren die Unitransferklinik Lübeck, das Institut für Biomedizinische Optik aus Lübeck, das Institut für Mathematik der Universität Lübeck (inzwischen Fraunhofer MEVIS Projektgruppe Bildregistrierung) und die Fa. MeVis aus Bremen. Die Arbeit war Teil des Projekts FUSION (**F**uture **E**nvironment for Gentle Liver **S**urgery Using **I**mage-Guided **P**lanning and Intra-**O**perative Navigation) im Förderprogramm SOMIT (**S**chonendes **O**perieren **M**it **I**nnovativer **T**echnik) des Bundesministeriums für Bildung und Forschung (Förderkennzeichen 01IBE03A) und wäre ohne diese Unterstützung nicht durchführbar gewesen.

Vorbereitung auf klinische Prüfung und deren Evaluation

A.1. Produkthauptakte

Für die Zulassung des Laparoskopieassistenten zur klinischen Prüfung nach Anhang VIII 93/42/EWG müssen etliche Normen erfüllt werden. Der Aufwand unterscheidet sich nur geringfügig von einer CE-Kennzeichnung. Dazu gehören für den Laparoskopieassistenten insbesondere folgende Normen:

DIN EN 556-1:2001 bzw. 17664 Anforderungen an die Reinigung, Desinfektion und Sterilisierbarkeit der Sensoren, Sensorbefestigungen und Kalibrierkörper

DIN EN 980:2008 Anforderungen an Aussehen von Aufklebern und Gebrauchsanweisung

DIN ISO 1041:2008 Anforderungen an Inhalt von Aufklebern und Gebrauchsanweisung

DIN EN ISO 10993-4:2002 Anforderungen an die Verträglichkeit der Sensoren und Sensorbefestigungen mit Blut

DIN EN 60601-1:2007 Anforderungen an die elektrische Sicherheit

DIN EN 60601-1-2:2007 Anforderungen an elektromagnetische Verträglichkeit

DIN EN 62304:2006 Anforderungen an die Entwicklung der Software (SW-Lebenszyklus-Prozesse)

DIN EN 62366:2008 Anforderungen an die Gebrauchstauglichkeit

DIN EN ISO 14971:2007 Anforderungen an die Durchführung des Risikomanagements

93/42/EWG Anforderungen aus dem Medizinproduktegesetz

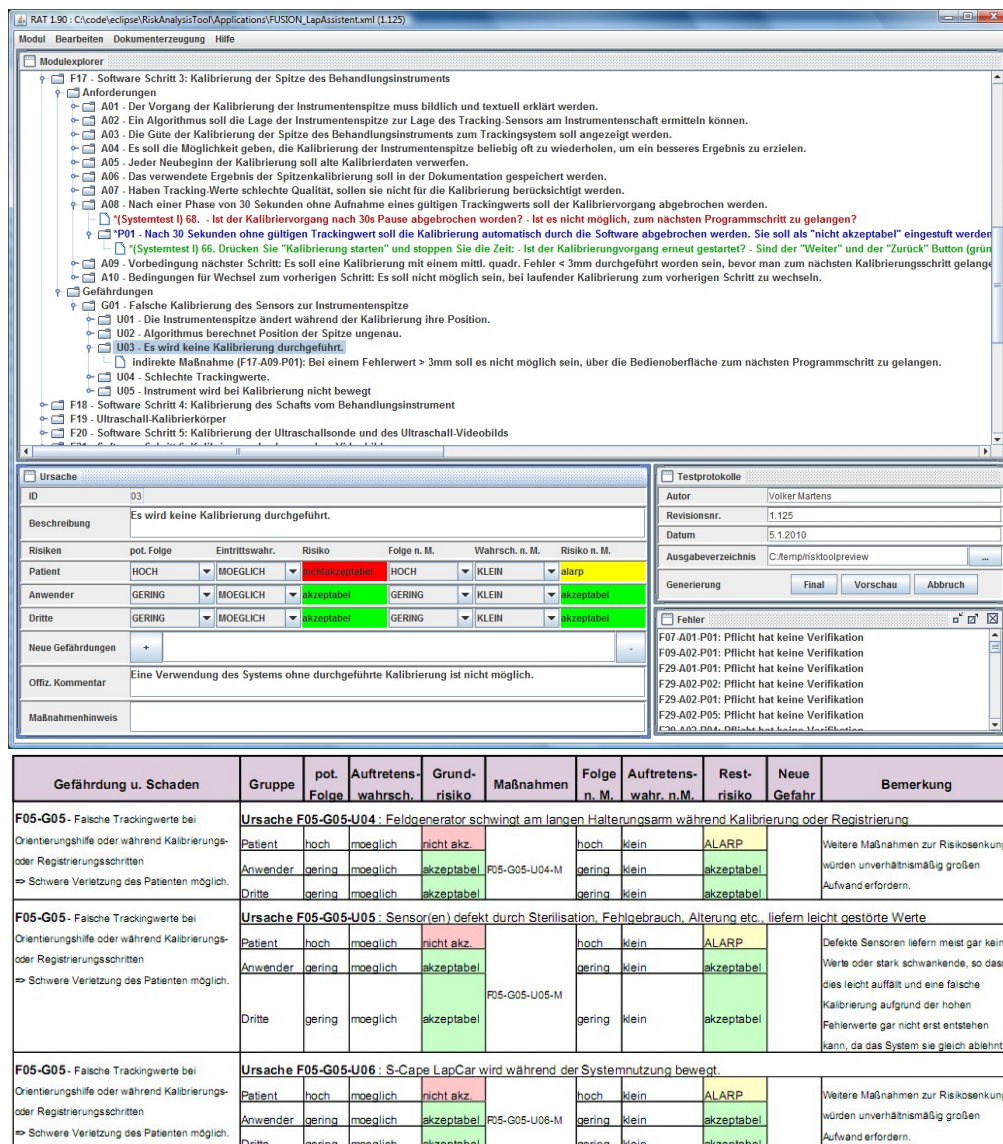
Zuerst wurden von den Anwendern Wünsche an die Fähigkeiten des Systems formuliert. Dies fand hauptsächlich mit Dr. med. Markus Kleemann in Lübeck, aber auch in Gesprächen mit Mitarbeitern der Klinik für Hepatobiliäre Chirurgie des UKE in Hamburg statt. Dann wurden detaillierte Anwendungsfälle entwickelt, die im Laufe der Entwicklung und durch Erfahrungen aus verschiedenen Versuchen immer wieder angepasst werden mussten. Aus diesen wurden detaillierte Lasten formuliert, welche in an den Anwendungsfällen orientierten Funktionsgruppen zusammengefasst wurden. Aus den Lasten wurden Pflichten für die Realisierung des Systems abgeleitet. Auch aus den einzuhaltenden Normen haben sich viele weitere Lasten und Pflichten

A. Vorbereitung auf klinische Prüfung und deren Evaluation

ergeben. Parallel wurde eine Risikoanalyse durchgeführt, welche potentiellen Risiken die einzelnen Lasten bergen. Zu jedem Risiko wurden Ursachen und Maßnahmen definiert. Letztere wurden als neue Pflichten zu den alten hinzugefügt. Zum Schluss wurden Tests für die Pflichten (bzw. Maßnahmen) und Lasten definiert.

Es gibt (teure) kommerzielle Tools zur Unterstützung dieser Prozesse, z.B. von QWare¹ für fast 2000 €/pro Arbeitsplatz (mit Rabatt bei mehreren Arbeitsplätzen). Häufig werden aber, gerade bei kleineren Projekten oder aufgrund eingefahrener Firmenstrukturen, Textverarbeitungsprogramme verwendet, die mehr oder weniger gut für diesen Zweck geeignet sind. Im Rahmen die-

¹<http://www.risk-online.de>



The top part of the image shows a screenshot of the RisikoAnalyseTool RAT (RAT 1.90) interface. The main window displays a hierarchical tree structure of requirements and hazards. The bottom part of the image shows an excerpt of the automatically generated risk analysis in PDF format, which is structured as a table.

Gefährdung u. Schaden	Gruppe	pot. Folge	Auftretens-wahrsch.	Grund-risiko	Maßnahmen	Folge n. M.	Auftretens-wahr. n.M.	Rest-risiko	Neue Gefahr	Bemerkung
F05-G05 - Falsche Trackingwerte bei Orientierungshilfe oder während Kalibrierungs- oder Registrierungsschritten ⇒ Schwere Verletzung des Patienten möglich.	Ursache F05-G05-U04: Feldgenerator schwingt am langen Halterungsarm während Kalibrierung oder Registrierung	Patient	hoch	moeglich	nicht akz.	hoch	klein	ALARP		Weitere Maßnahmen zur Risikosenkung würden unverhältnismäßig großen Aufwand erfordern.
Anwender	gering	moeglich	akzeptabel	R05-G05-U04-M	gering	klein	akzeptabel			
Dritte	gering	moeglich	akzeptabel		gering	klein	akzeptabel			
F05-G05 - Falsche Trackingwerte bei Orientierungshilfe oder während Kalibrierungs- oder Registrierungsschritten ⇒ Schwere Verletzung des Patienten möglich.	Ursache F05-G05-U05: Sensor(en) defekt durch Sterilisation, Fehlgebrauch, Alterung etc., liefern leicht gestörte Werte	Patient	hoch	moeglich	nicht akz.	hoch	klein	ALARP		Defekte Sensoren liefern meist gar keine Werte oder stark schwankende, so dass dies leicht auffällt und eine falsche Kalibrierung aufgrund der hohen Fehlerwerte gar nicht erst entstehen kann, da das System sie gleich ablehnt.
Anwender	gering	moeglich	akzeptabel		gering	klein	akzeptabel			
Dritte	gering	moeglich	akzeptabel	R05-G05-U05-M	gering	klein	akzeptabel			
F05-G05 - Falsche Trackingwerte bei Orientierungshilfe oder während Kalibrierungs- oder Registrierungsschritten ⇒ Schwere Verletzung des Patienten möglich.	Ursache F05-G05-U06: S-Cape LapCar wird während der Systemnutzung bewegt.	Patient	hoch	moeglich	nicht akz.	hoch	klein	ALARP		Weitere Maßnahmen zur Risikosenkung würden unverhältnismäßig großen Aufwand erfordern.
Anwender	gering	moeglich	akzeptabel	R05-G05-U06-M	gering	klein	akzeptabel			
Dritte	gering	moeglich	akzeptabel		gering	klein	akzeptabel			

Abbildung A.1.: Screenshot vom RisikoAnalyseTool RAT (oben) und Auszug aus automatisch generierter Risikoanalyse im PDF-Format (unten)

ses Projekts bzw. der Zulassung ist das XML-basierte Java-Programm *RisikoAnalyseTool (RAT)* entstanden, welches die Abhängigkeiten modelliert (Abb. A.1). Das Programm bietet verschiedene Eingabemasken für die unterschiedlichen Entitäten (Funktionsgruppen, Lasten, Pflichten, Risiken, Ursachen, Maßnahmen, Tests) und übernimmt die Verwaltung der Referenzen. Neben selbstverständlichen Funktionen wie Laden und Speichern der Daten in XML sowie Kopieren, Verschieben und Löschen ist die Ausgabe der Daten in strukturierter Form die Hauptfunktion des Programms, denn diese Dokumente werden schließlich später ausgedruckt in die Produkthauptakte aufgenommen. Hierfür wird die freie Bibliothek iText² verwendet, die die Generierung von PDF-Dokumenten aus Java heraus unterstützt. Einen beispielhaften Ausschnitt aus einem solchen generierten PDF-Dokument für die Risikoanalyse zeigt Abb. A.1. Die Deckblätter zur Versionsverwaltung der Dokumente werden getrennt verwaltet (bei uns mit Microsoft Word) und als PDF-Dateien an den Anfang der generierten PDF-Dateien kopiert. Das Programm erzeugt auf diese Weise folgende versionierte Dokumente: Lastenheft, Pflichtenheft, Risikoanalyse, Maßnahmenkatalog, Testprotokolle sowie Referenzdokumente zur schnellen Suche aller zu Lasten und Pflichten gehörenden Tests. Für die finalen Versionen dieser Dokumente sei auf die Produkthauptakte des Laparoskopieassistenten verwiesen. Zudem wird die inhaltliche Konsistenz der Daten durch das Programm automatisch kontrolliert. Jede Last und jede Pflicht muss Tests besitzen und Gefährdungen mit nicht akzeptablen Risiken müssen Maßnahmen zur Risikominimierung besitzen. Die Voreinstellungen für neue Risiken und Ursachen sind so eingestellt, dass sämtliche Felder editiert werden müssen, bevor eine gültige Ausgabe entsteht und keine Fehlermeldungen mehr erscheinen. Verschiedene Farben erhöhen zudem die Lesbarkeit der Daten und die Schriftgröße kann beliebig verändert werden, um wahlweise den Überblick oder die Lesbarkeit zu verbessern.

A.2. Auswertungstool

Zur besseren Auswertung der anfallenden Daten werden während der Anwendung des Laparoskopieassistenten zahlreiche Daten alle paar Sekunden gespeichert: sämtliche Trackingwerte, die originalen Bilddaten (Ultraschall und Laparoskop), die aktuelle Sicht auf die 3D-Welt und die aktuelle Registrierung. Mit dem eigens dafür geschriebenen Programm *EvaluationRecorder* lassen sich die Daten nicht nur für jeden (gespeicherten) Zeitpunkt wie während der Anwendung darstellen, sondern auch mit nachträglich überblendetem Video- und Ultraschallbild (Abb. A.2) oder veränderter Sicht auf die 3D-Welt. So lässt sich die gesamte navigierte OP nachvollziehen und anhand der Überblendungen im Ultraschallbild kann nachträglich die Güte der Registrierung visuell beurteilt werden.

Ein anderes selbst entwickeltes Tool (*RegistrationDemo*) erlaubt die nachträgliche Definition von Landmarken in den DICOM- und Ultraschalldaten. Dies funktioniert jedoch besser mit den über kurze Zeit mit hoher Frequenz (10 Bilder/s) aufgenommenen Ultraschallsequenzen zur Generierung eines Ultraschallvolumens als mit dem über die gesamte OP-Dauer mit niedriger Frequenz (je nach Einstellung alle 1-5s ein Bild) gespeicherten Evaluationsdatensatz. Mit diesem Programm, welches auch für die elastischen Registrierungen im Abschnitt 8.3.3 verwendet wird, kann auf diese Weise der Registrierungsfehler der Anwendung im Nachhinein bestimmt werden. Dies ist deutlich aussagekräftiger als eine bloße visuelle Begutachtung.

²<http://itextpdf.com>

A. Vorbereitung auf klinische Prüfung und deren Evaluation

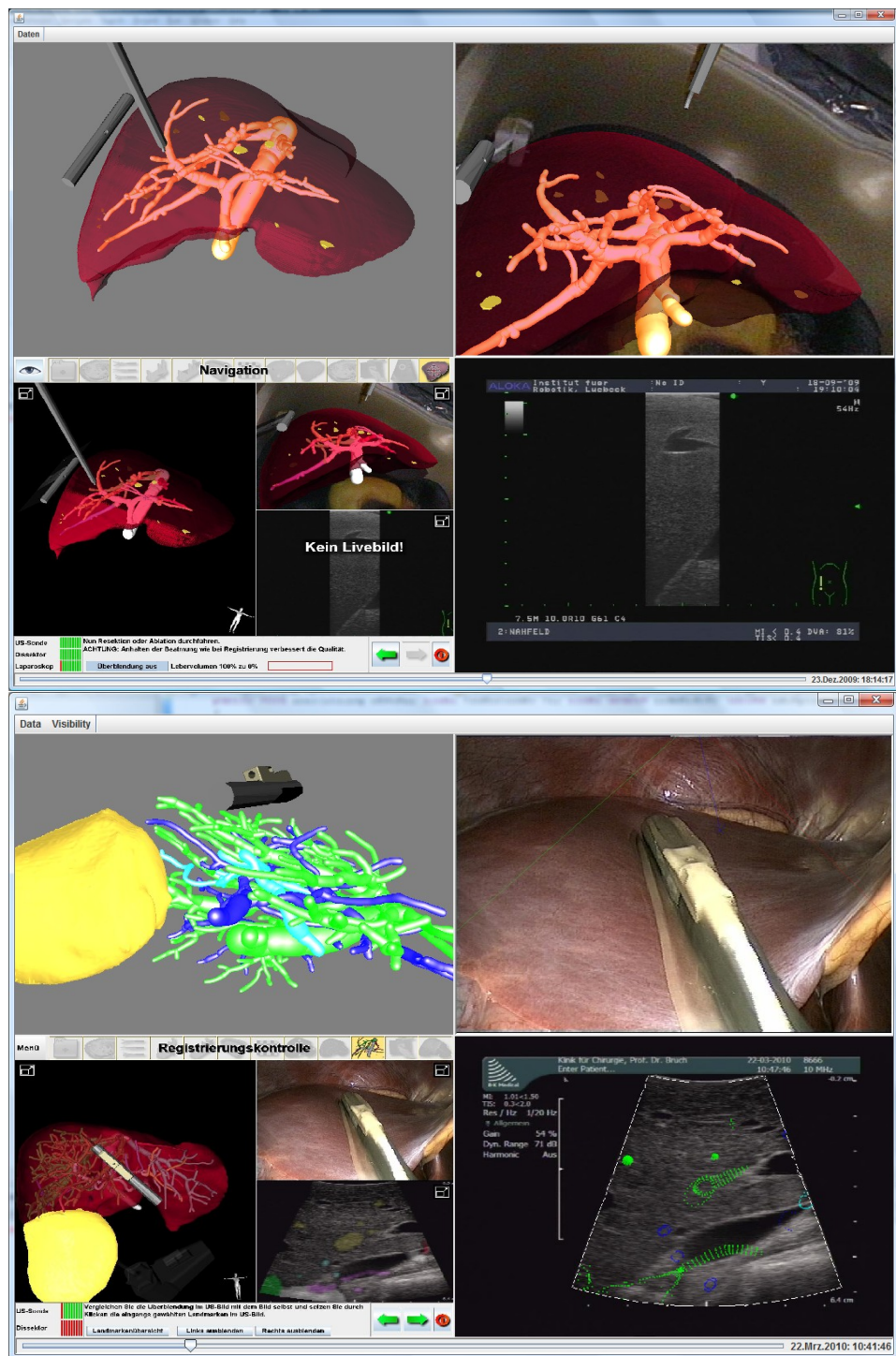


Abbildung A.2.: Screenshot vom Evaluationstool von Phantom (oben) und Patient (unten) mit nachträglich veränderbarer Sicht auf 3D-Welt (jeweils links oben), nachträglich überblendbarem Videobild (jeweils rechts oben), Screenshot (jeweils links unten) und nachträglich überblendbarem Ultraschallbild (jeweils rechts unten)

Literaturverzeichnis

- [1] Y. Abdel-Aziz und H. Karara. *Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry*. In *Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry, Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry*, S. 1–18 (1974).
- [2] J. D. Ackerman, K. Keller und H. Fuchs. *Surface reconstruction of abdominal organs using laparoscopic structured light for augmented reality*. In B. D. Corner, R. P. Pargas, & J. H. Nurre, Hg., *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, Bd. 4661 von *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, S. 39–46 (2002).
- [3] B. et al. *The International Position on Laparoscopic Liver Surgery: The Louisville Statement, 2008*. *Annals of Surgery*, 250: 825–830 (2009).
- [4] Y. N. Al-Nassar, A. M. Al-Jalal, M. A. Khan und S. A. Al-Kaabi. *Functional Dependence of Ultrasonic Speed in Water on Salinity and Temperature*. *NDT.net*, – The e-Journal of Nondestructive Testing, Vol. 11, No. 6 (2006).
- [5] C. Alcerreca, J. Vogel, M. Feuerstein und N. Navab. *New Approach to Ultrasound Guided Radio-Frequency Needle Placement*. In A. Horsch, T. Deserno, H. Handels, H. Meinzer und T. Tolxdorff, Hg., *Proceeding des Workshops Bildverarbeitung für die Medizin 2007 in München*, Informatik aktuell, S. 26–30. Springer (2007).
- [6] S. Anderegg, M. Peterhans und S. Weber. *Ultrasound Segmentation in Navigated Liver Surgery*. In *Conf Proc CURAC 2010*, S. 173–77 (2010).
- [7] N. Andreff, R. Horaud und B. Espiau. *Robot Hand-Eye Calibration using Structure-from-Motion*. *The International Journal of Robotics Research*, 20(3): 228–48 (2001).
- [8] P. Bao, T. K. Sinha, C.-C. R. Chen, J. R. Warmath, R. L. Galloway und A. J. Herline. *A prototype ultrasound-guided laparoscopic radiofrequency ablation system*. *Surg Endosc*, 21(1): 74–79 (2007).
- [9] P. Bao, J. Warmath, R. Galloway und A. Herline. *Ultrasound-to-computer-tomography registration for image-guided laparoscopic liver surgery*. *Surg Endosc*, 19(3): 424–429 (2005).
- [10] W. O. Bechstein. *Which liver metastases are resectable?*. *European Journal of Cancer Supplements*, 5(5): 301 – 306 (2007). ISSN 1359-6349. ECCO 14 Educational Book.
- [11] A. Besirevic, V. Martens, O. Shahin, H.-P. Bruch und M. Kleemann. *Probleme und Lösungen bei der Anwendung eines Navigationssystems in der laparoskopischen Leberchirurgie*.

- In 9. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie, S. 225–229. CURAC, Düsseldorf, Germany (2010). Poster.
- [12] A. Besirevic, S. Schlichting, V. Martens, M. Kleemann, P. Hildebrand, U. Roblick, C. Bürk, A. Schweikard und H.-P. Bruch. *Design and Development of sterilisable adapters for navigated visceral (liver) surgery and first practical experiences*. In CARS 2007. Berlin (2007).
 - [13] E. Boctor, A. Jain, M. Choti, R. Taylor und G. Fichtinger. *Rapid calibration method for registration and 3D tracking of ultrasound images using spatial localizer*. In Proc. SPIE, Bd. 5035, S. 521–532 (2003).
 - [14] F. Bookstein. *Principal Warps: Thin-Plate Splines and the Decomposition of Deformations*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 11: 567–585 (1989). ISSN 0162-8828.
 - [15] J. Borgert, S. Krüger, H. Timinger, J. Krücker, N. Glossop, A. Durrani und B. Wood. *Respiratory motion compensation with tracked internal and external sensors during CT guided procedures*. International Congress Series, 1281: 577–582 (2005). ISSN 0531-5131. CARS 2005: Computer Assisted Radiology and Surgery.
 - [16] B. Brendel, S. Winter und H. Ermert. *A simple and accurate Calibration Method for 3D Freehand Ultrasound*. Biomed Tech, 49: 872–873 (2004).
 - [17] S. D. Buck, F. Maes, A. D’Hoore und P. Suetens. *Evaluation of a Novel Calibration Technique for Optically Tracked Oblique Laparoscopes*. In MICCAI (1), S. 467–474 (2007).
 - [18] S. Burpee, M. Kurian, Y. Murakame, S. Benevides und M. Gagner. *The metabolic and immune response to laparoscopic vs open liver resection*. Surg Endosc, 16: 899–904 (2002).
 - [19] C. C. Le Foie. *Etudes anatomiques et chirurgicales*.. Masson & Cie (1957).
 - [20] J. F. Canny. *Finding Edges and Lines in Images*. Techn. Ber., MIT Artificial Intelligence Laboratory (1983).
 - [21] T. Carus. *Laparoskopische Instrumente*. In Atlas Laparoskopische Chirurgie, S. 15–26. Springer Berlin Heidelberg (2007). ISBN 978-3-540-33676-1.
 - [22] A. Casals, J. Amat und E. Laporte. *Automatic guidance of an assistant robot in laparoscopic surgery*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, Minneapolis, USA, Bd. 1, S. 895–900 (1996).
 - [23] A. Casals, J. Amat, D. Prats und E. Laporte. *Vision guided robotic system for laparoscopic surgery*. In Proc. of the IFAC International Congress on Advanced Robotics, Barcelona, Spain (1995).
 - [24] D. M. Cash, K. Sinha, Tuhin, W. C. Chapman, H. Terawaki, B. M. Dawant, R. M. Galloway und M. I. Miga. *Incorporation of a laser range scanner into image-guided liver surgery: Surface acquisition, registration, and tracking*. Med Phys, 30(7): 1671–1682 (2003). Abstract.
 - [25] S. Chang. *Extracting Skeletons from Distance Maps*. IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security, 7 (2007).
 - [26] T. K. Chen, A. D. Thurston, M. H. Moghari, R. E. Ellis und P. Abolmaesumi. *A Real-Time Ultrasound Calibration System with Automatic Accuracy Control and Incorporation of*

- Ultrasound Beam Thickness*. In *SPIE Medical Imaging 2008, San Diego, February 2008* (2008).
- [27] H. Chui und A. Rangarajan. *A new algorithm for non-rigid point matching*. In *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, Bd. 2, S. 44–51 (2009).
- [28] M. I. Cleary, Kevin R.; Miga, Hg. *Development and Testing of a New Magnetic-Tracking Device for Image Guidance*, Bd. 6509 (2007).
- [29] L. W. Clements, D. M. Cash, W. C. Chapman, R. L. Galloway und M. I. Miga. *Robust surface registration using salient anatomical features in image-guided liver surgery*. In K. R. Cleary & R. L. Galloway Jr., Hg., *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, Bd. 6141 von *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, S. 105–115 (2006).
- [30] L. W. Clements, P. Dumpuri, W. C. Chapman, R. L. Galloway und M. I. Miga. *Atlas-based method for model updating in image-guided liver surgery*. In K. R. Cleary und M. I. Miga, Hg., *Medical Imaging 2007: Visualization and Image-Guided Procedures*, Bd. 6509. SPIE (2007).
- [31] J. Climent und P. Mares. *Automatic instrument localization in laparoscopic surgery*. *Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis*, 4(1): 21–31 (2004).
- [32] J. J. Craig. *Introduction to Robotics*. Addison-Wesley, zweite Aufl. (1989).
- [33] I. Dagher und D. Franco. *Commentary to Liver Surgery for Solid Tumors*. *Controversies in Laparoscopic Surgery*, S. 295–297 (2006).
- [34] B. Dagon, C. Baur und V. Bettschart. *Real-time update of 3D deformable models for computer aided liver surgery*. In *ICPR*, S. 1–4 (2008).
- [35] K. Daniilidis. *Hand-eye calibration using dual quaternions*. *Int. Journal Robotics Research*, 18: 286–298 (1999).
- [36] K. Daniilidis und E. Bayro-Corrochano. *The dual quaternion approach to hand-eye calibration*. In *Proc. 13th Int. Conf. on Pattern Recognition*, Bd. A, Vienna, S. 318–322. ICPR (1996).
- [37] D. F. DeMenthon und L. S. Davis. *Model-Based Object Pose in 25 Lines of Code*. *International Journal Of Computer Vision*, 15(1): 123–141 (1995).
- [38] P. Detmer und G. e. a. Bashein. *3D Ultrasonic Image Feature Localization Based on Magnetic Scanhead Tracking: in vitro Calibration and Validation*. *Ultrasound in Med. & Biol.*, vol. 20, S. 923–936 (1994).
- [39] C. Doignon, F. Nageotte, B. Maurin und A. Krupa. *Model-based 3-D Pose Estimation and Feature Tracking for Robot Assisted Surgery with Medical Imaging* (2007).
- [40] G. Donato und S. Belongie. *Approximation Methods for Thin Plate Spline Mappings and Principal Warps*. In *Transformation of Datasets in Linear-based Map Conflation Framework. Surveying and Land Information Systems*, S. 159–169 (2002).
- [41] R. Elfring, M. de la Fuente, H. Weber und K. Radermacher. *Distortion Correction for Electromagnetic Tracking*. In *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery Vol. 5*, S. 299–300 (2010).
- [42] J. Ellsmere, R. Kane, R. Grinbaum, M. Edwards, B. Schneider und D. Jones. *Intraope-*

- rative ultrasonography during planned liver resections: why are we still performing it?*. Surg Endosc, 21(8): 1280–3 (2007). Epub 2007 Feb 9.
- [43] J. Ellsmere, J. Stoll, D. Rattner, D. Brooks, R. Kane, W. Wells, R. Kikinis und K. Vosburgh. *A Navigation System for Augmenting Laparoscopic Ultrasound*. In R. Ellis und T. Peters, Hg., MICCAI 2003, Bd. 2879 von LNCS, S. 184–191 (2003).
 - [44] J. Ellsmere, J. Stoll, W. Wells, R. Kikinis, K. Vosburgh, R. Kane, D. Brooks und D. Rattner. *A new visualization technique for laparoscopic ultrasonography*. Surgery, 136(1): 84–92 (2004).
 - [45] G. H. E.M. Bector, I. Iordachita und G. Fichtinger. *Bootstrapped Ultrasound Calibration*. In *Medicine Meets Virtual Reality 14*, S. 61–66 (2006).
 - [46] F. Ernst, L. Richter, L. Matthäus, V. Martens, R. Bruder, A. Schlaefer und A. Schweikard. *Non-orthogonal Tool/Flange and Robot/World Calibration for Realistic Tracking Scenarios*. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (accepted for publication) (2012).
 - [47] R. Estepar, M. Martin-Fernandez, C. Alberola-Lopez, J. Ellsmere, R. Kikinis und C. Westin. *Freehand Ultrasound Reconstruction Based on ROI Prior Modeling and Normalized Convolution*. In *Proceedings of the 6th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, S. 382–390. Springer (2003).
 - [48] S. Eulenstein, T. Lange, M. Huenerbein, P. Schlag und H. Lamecker. *Ultrasound-Based Navigation System Incorporating Preoperative Planning for Liver Surgery*. In *Proceeding of Computer Assisted Radiology and Surgery*, S. 1–6 (2004).
 - [49] M. Feuerstein. *Augmented Reality in Laparoscopic Surgery – New Concepts for Intraoperative Multimodal Imaging*. Dissertation, TU München (2007).
 - [50] M. Feuerstein, T. Reichl, J. Vogel, A. Schneider, H. Feussner und N. Navab. *Magneto-Optic Tracking of a Flexible Laparoscopic Ultrasound Transducer for Laparoscope Augmentation*. In MICCAI (1), S. 458–466 (2007).
 - [51] M. Feuerstein, T. Reichl, J. Vogel, J. Traub und N. Navab. *New Approaches to Online Estimation of Electromagnetic Tracking Errors for Laparoscopic Ultrasonography*. Computer Assisted Surgery, 13(5): 311–323 (2008).
 - [52] M. Feuerstein, T. Reichl, J. Vogel, J. Traub und N. Navab. *Magneto-Optical Tracking of Flexible Laparoscopic Ultrasound: Model-Based Online Detection and Correction of Magnetic Tracking Errors*. IEEE Trans. Med. Imag., 28(6): 951–967 (2009).
 - [53] J. M. Fitzpatrick, J. B. West und C. R. Maurer. *Predicting error in rigid-body, point-based registration*. IEEE Trans. Med. Imaging, 17(5): 694–702 (1998).
 - [54] A. Foroutani, A. M. Garland, E. Berber, A. String, K. Engle, T. L. Ryan, J. M. Pearl und A. E. Siperstein. *Laparoscopic Ultrasound vs Triphasic Computed Tomography for Detecting Liver Tumors*. Arch Surg, 135: 933–938 (2000).
 - [55] D. D. Frantz, S. R. Kirsch und A. D. Wiles. *Specifying 3D Tracking System Accuracy*. In *Bildverarbeitung für die Medizin, Berlin* (2004).
 - [56] A. H. Gee, R. J. Housden, P. Hassenpflug, G. M. Treece und R. W. Prager. *Sensorless free-hand 3D ultrasound in real tissue: speckle decorrelation without fully developed speckle*. Medical Image Analysis, S. 1–18 (2005).

-
- [57] A. Groch, M. Baumhauer, H. Meinzer und L. Maier-Hein. *Automatic feature detection for 3D surface reconstruction from HDTV endoscopic videos*. Proc. SPIE, 7625 (2010).
- [58] R. Haase, D. Lindner, C. Trantakis, S. Arnold, S. Bohn, W. Korb und J. Meixensberger. *Freehand calibration of intraoperative 3D ultrasound navigation*. 58. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Neurochirurgie e. V. (DGNC) (2007).
- [59] H. Handels. *Medizinische Bildverarbeitung*. Vieweg+Teubner, zweite Aufl. (2009). ISBN 978-3-8351-0077-0.
- [60] C. Hansen, A. Köhn, S. Schlichting, F. Weiler, S. Zidowitz, M. Kleemann und H.-O. Peitgen. *Intraoperative modification of resection plans for liver surgery*. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 3: 291–297 (2008).
- [61] C. Harris und M. Stephens. *A combined corner and edge detector*. In *Proceedings of the 4th Alvey Vision Conference*, S. 147–151 (1988).
- [62] R. Hartley und A. Zisserman. *Multiple View Geometry in Computer Vision*. Cambridge University Press (2004). ISBN 0521540518.
- [63] P. Hassenpflug, R. Prager, G. Treece und A. Gee. *Speckle Classification for Sensorless Freehand 3D Ultrasound*. Ultrasound Med Biol, 31: 1499–1508 (2005).
- [64] P. Hassenpflug, M. Vetter, R. Ludwig, I. Wolf, M. Schöbinger, L. Grenacher, G. M. Richter, W. Uhl, W. Lamadé, M. W. Büchler und H. P. Meinzer. *Extracting vessel features from three-dimensional freehand ultrasound for intraoperative registration in image-guided liver surgery*. In Press (2002).
- [65] P. Hassenpflug, M. Vetter, G. da Silva Jr., I. Wolf, M. Thorn, G. M. Richter und W. Lamadé. *Reconstruction of Intrahepatic Vessel Trees from Three-Dimensional Freehand Ultrasound-Scans*. In H. U. Lemke, M. W. Vannier, K. Inamura, A. G. Farman, K. Doi und J. H.-C. Reiber, Hg., *Computer Assisted Radiology and Surgery*, S. 1092. Elsevier, Paris (2002).
- [66] J. Heikkilä und O. Silvén. *A Four-step Camera Calibration Procedure with Implicit Image Correction..* In *CVPR'97*, S. 1106–1106 (1997).
- [67] S. Heldmann und N. Papenberg. *A Variational Approach for Volume-to-Slice Registration*. SSVM '09: Proceedings of the Second International Conference on Scale Space and Variational Methods in Computer Vision, S. 624–635 (2009).
- [68] A. Hennings. *Markerbasiertes visuelles 3D-Tracking in der Laparoskopie*. Diplomarbeit, Universität zu Lübeck (2007). Diplomarbeit.
- [69] A. Hennings, V. Martens und A. Schweikard. *Videooptische 3D-Lagebestimmung zylinderförmiger Instrumente für die Laparoskopie*. In *CURAC 2007*. Karlsruhe (2007).
- [70] L. Hermann. *Laplacian-Isoparametric Grid Generation Scheme*. Journal of the Engineering Mechanics Division of the American Society of Civil Engineers, S. 749–756 (1976).
- [71] P. Hildebrand, A. Besirevic, M. Kleemann, S. Schlichting, V. Martens, A. Schweikard und H.-P. Bruch. *Design and development of adapters for electromagnetic trackers to perform navigated laparoscopic radiofrequency ablation*. Annals of Surgical Innovation and Research, 1(7) (2007).
- [72] P. Hildebrand, V. Martens, A. Schweikard, S. Schlichting, A. Beširević, M. Kleemann, U. Roblick, L. Mirow, C. Bürk und H.-P. Bruch. *Evaluation of an online navigation*

- system for laparoscopic interventions in a perfused ex vivo artificial tumor model of the liver.* The Official Journal of the International Hepato Pancreato Biliary Association, 9(3): 190–194 (2007). ISSN 1477-2574.
- [73] P. Hildebrand, S. Schlichting, V. Martens, A. Besirevic, M. Kleemann, U. Roblick, M. Mirow, C. Bürk, A. Schweikard und H.-P. Bruch. *Prototype of an intraoperative navigation and documentation system for laparoscopic radiofrequency ablation: First experiences.* European Journal of Surgical Oncology, 34(4): 418–421 (2008). ISSN 0748-7983.
 - [74] R. Horaud und F. Dornaika. *Hand-Eye Calibration.* The International Journal of Robotics Research, 14(3): 195–210 (1995).
 - [75] K. Horn, Berthold. *Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions.* Journal of the Optical Society of America A, 4(4): 629–642 (1987).
 - [76] R. J. Housden, A. H. Gee, G. M. Treece und R. W. Prager. *Sensorless Reconstruction of Freehand 3D Ultrasound Data.* In R. Larsen, M. Nielsen und J. Sporring, Hg., *MICCAI 2006*, Bd. 4191 von *LNCIS*, S. 356–363 (2006).
 - [77] M. Huber, D. Pustka, P. Keitler, F. Echtler und G. Klinker. *A System Architecture for Ubiquitous Tracking Environments.* In *The Sixth IEEE and ACM Int. Symposium on Mixed and Augmented Reality*. Nara, Japan (2007).
 - [78] J. Hummel, M. Bax, M. Figl, Y. Kang, C. Maurer, W. Birkfellner, H. Bergmann und R. Shahidi. *Design and application of an assessment protocol for electromagnetic tracking systems..* Med Phys, 32(7): 2371–2379 (2005). Abstract.
 - [79] J. Hummel, M. Figl, W. Birkfellner, M. Bax, R. Shahidi, C. Maurer Jr und H. Bergmann. *Evaluation of a new electromagnetic tracking system using a standardized assessment protocol.* Phys. Med. Biol., 51: 205–210 (2006).
 - [80] J. Hummel, M. Figl, C. Kollmann, H. Bergmann und W. Birkfellner. *Evaluation of a miniature electromagnetic position tracker.* Med.Phys., 29: 2205–2212 (2002).
 - [81] K. Inc. *Image-Guided Surgery Toolkit*, <http://www.igstk.org>.
 - [82] K. Kaczirek, D. Tamandl, M. Klinger und T. Gruenberger. *Criteria for resectability of colorectal cancer liver metastases - an Austrian survey and current recommendations.* European Surgery, 41: 213–220 (2009). ISSN 1682-8631. 10.1007/s10353-009-0486-5.
 - [83] J. Kim, Y.-J. Lee, S.-Y. Ko, D.-S. Kwon und W.-J. Lee. *Compact Camera Assistant Robot for Minimally Invasive Surgery: KaLAR.* In *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, S. 2587–2592 (2004).
 - [84] M.-S. Kim, J.-S. Heo und J.-J. Lee. *Visual Tracking Algorithm for Laparoscopic Robot Surgery.* In L. Wang und Y. jin, Hg., *FSKD 2005*, Nr. 3614 in *LNAI*, S. 344–351 (2005).
 - [85] V. Kindratenko. *Calibration of electromagnetic tracking devices.* Virtual Reality, 4(2): 139–150 (1999).
 - [86] V. V. Kindratenko. *A survey of electromagnetic position tracker calibration techniques.* Virtual Reality: Research, Development and Applications, 5(3): 169–182 (2000).
 - [87] M. Kleemann, P. Hildebrand, S. Limmer, R. Czymek, C. G. Bürk, U.-J. Roblick und H.-P. Bruch. *Stand der laparoskopischen Leberchirurgie in Deutschland – eine Umfrage* (2010). Deutsche Gesellschaft für Chirurgie, 127. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie.

- [88] M. Kleemann, S. Schlichting, A. Besirevic, V. Martens, P. Hildebrand, U. Roblick, L. Mirow, C. Bürk, A. Schweikard und H. Bruch. *An ultrasound based navigation system for laparoscopic liver resection.*. Kongressband World Kongress of Medical Physics and Biomedical Engineering, München (2009).
- [89] R. Koch-Institut. *Liste der vom Robert Koch-Institut geprüften und anerkannten Desinfektionsmittel und -verfahren.* Bundesgesundheitsblatt, 50: 1335–1356 (2007).
- [90] K. Konishi, M. Nakamoto, Y. Kakeji, K. Tanoue, H. Kawanaka, S. Yamaguchi, S. Ieiri, Y. Sato, Y. Maehara, S. Tamura und M. Hashizume. *A real-time navigation system for laparoscopic surgery based on three-dimensional ultrasound using magneto-optic hybrid tracking configuration.* International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 2(1): 1–10 (2007).
- [91] J. Krücker, A. Viswanathan, J. Borgert, N. Glossop, Y. Yang und B. J. Wood. *An electromagnetically tracked laparoscopic ultrasound for multi-modality minimally invasive surgery.* International Congress Series, 1281: 746 – 751 (2005). ISSN 0531-5131. CARS 2005: Computer Assisted Radiology and Surgery.
- [92] H. Lang. *Technik der Leberresektion: Teil I. Leberanatomie und Operationsplanung.* Der Chirurg, 78: 761–774(14) (August 2007).
- [93] T. Lange, S. Eulenstein, M. Huenerbein, H. Lamecker und P.-M. Schlag. *Augmenting Intraoperative 3D Ultrasound with Preoperative Models for Navigation in Liver Surgery.* In C. Barillot, D. Haynor und P. Hellier, Hg., *MICCAI 2004*, Bd. 3217 von *LNCS*, S. 534–541 (2004).
- [94] T. Lange, S. Eulenstein, S. Kraft und P. Schlag. *Electromagnetic Anchor Tracking for Soft Tissue Navigation.* In 9. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie, S. 211–213. CURAC, Düsseldorf, Germany (2010). Poster.
- [95] T. Lange, N. Papenberg, S. Heldmann, J. Modersitzki, B. Fischer, H. Lamecker und P. Schlag. *3D ultrasound-CT registration of the liver using combined landmark-intensity information.* International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 4: 79–88 (2009). ISSN 1861-6410. 10.1007/s11548-008-0270-1.
- [96] T. Lango, G. A. Tangen, R. Marvik, B. Ystgaard, Y. Yavuz, J. H. Kaspersen, O. V. Solberg und T. A. N. Hernes. *Navigation in laparoscopy: prototype research platform for improved image-guided surgery.* Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies, 17(1): 17–33 (2008).
- [97] V. Lepetit und P. Fua. *Monocular Model-Based 3D Tracking of Rigid Objects: A Survey.* Computer Graphics and Vision, 1(1): 1–89 (2005).
- [98] W. E. Lorensen und H. E. Cline. *Marching Cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm.*. Computer Graphics, Vol. 21, Nr. 4, S. 163–169 (1987).
- [99] L. Maier-Hein, F. Pianka, A. Seitel, S. A. Müller, A. Tekbas, M. Seitel, I. Wolf, B. M. Schmied und H.-P. Meinzer. *Precision Targeting of Liver Lesions with a Needle-Based Soft Tissue Navigation System.* In *MICCAI (2)*, S. 42–49 (2007).
- [100] M. Markert, A. Koschany und T. Lueth. *Tracking of the liver for navigation in open surgery.* International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, S. 229–235 (2009). ISSN 1861-6410.
- [101] M. Markert, S. Nowatschin, S. Weber und T. Lüth. *Manuelle Registrierung als ergonomi-*

- sches Bedienkonzept für die Navigation in der Weichgewebschirurgie.* In C. Hochberger und R. Liskowsky, Hg., *Lecture Notes in Informatics*, Bd. 96, S. 552–61 (2006).
- [102] M. Markert, S. Weber und T. C. Lueth. *Manual registration of ultrasound with CT/planning data for hepatic surgery.*. *Studies in health technology and informatics*, 125: 319–321 (2007). ISSN 0926-9630.
- [103] V. Martens, A. Besirevic, S. Schlichting, M. Kleemann, P. Hildebrand, H.-P. Bruch und A. Schweikard. *Ein magnetisches Navigationssystem für die minimal-invasive Leberchirurgie* (2007). BMT.
- [104] V. Martens, A. Besirevic, S. Schlichting und A. Schweikard. *Evaluation und relative Positionskorrektur eines magnetischen Trackingsystems für die minimal-invasive Chirurgie.* In *CURAC 2007*, S. 271–274. Karlsruhe (2007).
- [105] V. Martens, A. Besirevic, O. Shahin und M. Kleemann. *LapAssistent – computer assisted laparoscopic liver surgery.* In *BMT, Rostock* (2010).
- [106] V. Martens, A. Besirevic, O. Shahin, M. Kleemann und A. Schlaefer. *Elastische Registrierung der Leber mit laparoskopischem Ultraschall in drei Schritten.* In *9. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie*, S. 179–182. CURAC, Düsseldorf, Germany (2010).
- [107] V. Martens, F. Ernst, T. Fränkler, L. Matthäus, S. Schlichting und A. Schweikard. *Ein Client-Server Framework für Trackingsysteme in medizinischen Assistenzsystemen.* In *7. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie*, S. 7–10. CURAC, Leipzig, Germany (2008).
- [108] V. Martens, M. Kleemann, L. Matthäus, H.-P. Bruch und A. Schweikard. *Evaluation of EM tracking systems for laparoscopic liver surgery.* In *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS), 20th International Congress*. Osaka, Japan (2006).
- [109] V. Martens, S. Schlichting, A. Besirevic, P. Hildebrand, M. Kleemann, H.-P. Bruch und A. Schweikard. *Der LapAssistent - Ein System zur Navigation bei laparoskopischen Leberoperationen* (2007). 21. Treffpunkt Medizintechnik.
- [110] V. Martens, S. Schlichting, A. Besirevic und M. Kleemann. *LapAssistent – a laparoscopic liver surgery assistance system.* In *Proceedings of the 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, Bd. 22, S. 121–125. Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2008).
- [111] V. Martens, O. Shahin, A. Besirevic und A. Schlaefer. *A combined surface and ultrasound image approach for registration in laparoscopic liver surgery.* In *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Geneva, Bd. 5, S. 285–287 (2010). Poster.
- [112] G. Marti, V. Bettschart, J.-S. Billiard und C. Baur. *Hybrid method for both calibration and registration of an endoscope with an active optical tracker.* In *Proceedings of the CARS, Chicago, volume 1268*, S. 159–164 (2004).
- [113] R. Marvik, T. Lango, G. Tangen, J. Andersen, J. Kaspersen, B. Ystgaard, E. Sjolie, R. Fougner, H. Fjosne und T. Nagelhus Hernes. *Laparoscopic navigation pointer for three-dimensional image-guided surgery.* *Surg Endosc*, 18: 1242–1248 (2004).
- [114] L. Matthäus, P. Trillenberger, C. Bodensteiner, A. Giese und A. Schweikard. *Robotized TMS for motion compensated navigated brain stimulation.* In *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS), 20th International Congress*. Osaka, Japan (2006).

-
- [115] C. Maurer, G. Aboutanos, B. Dawant, R. Maciunas und J. Fitzpatrick. *Registration of 3-D images using weighted geometrical features*. MedImg, 15(6): 836–849 (1996).
- [116] S. Maybank und O. Faugeras. *A Theory of Self-Calibration of a Moving Camera*. Int. Journal of Computer Vision, 8(2): 123–151 (1992).
- [117] S. McKenna, H. Charif und T. Frank. *Towards Video Understanding of Laparoscopic Surgery: Instrument Tracking*. In *Image and Vision Computing, Dunedin, New Zealand* (2005).
- [118] L. Mercier, T. Langø, F. Lindseth und L. D. Collins. *A review of calibration techniques for freehand 3-D ultrasound systems..* Ultrasound Med Biol, 31(2): 143–165 (2005).
- [119] M. I. Miga und K. H. Wong, Hg. *Matching CT and Ultrasound Data of the Liver by Landmark Constrained Image Registration*, Bd. 7261,72610G. SPIE (2009).
- [120] P. Milgram, H. Takemura, A. Utsumi und F. Kishino. *Augmented Reality: A class of displays on the reality-virtuality continuum..* In *SPIE Vol. 2351-34, Proceedings of Telemanipulator and Telepresence Technologies*, S. 281–292 (1994).
- [121] M. Müller. *Chirurgie für Studium und Praxis*. Medizinische Verlags- und Informationsdienste, 6. Aufl. (2003). ISBN 978-3929851052.
- [122] J. J. Moré. *The Levenberg-Marquardt algorithm: Implementation and theory*. In G. A. Watson, Hg., *Numerical Analysis*, Bd. 630, S. S. 105–116. Dundee (1978).
- [123] H. Moravec. *Towards Automatic Visual Obstacle Avoidance*. In *Proceedings of the 5th International Joint Conference on Artificial Intelligence*, S. 584 (1977).
- [124] K. Mori, K. Ishitani, D. Deguchi, T. Kitasaka, Y. Suenaga, Y. Hasegawa und Imaizumi. *Fiducial-free bronchoscope tracking using ultra-tiny electromagnetic tracker based on non-rigid transformation technique*. In *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, S. 105–106 (2008).
- [125] K. Muehlmann. *Design und Implementierung eines Systems zur schnellen Rekonstruktion dreidimensionaler Modelle aus Stereobildern*. Diplomarbeit, Universitaet Mannheim (2002).
- [126] B. N. und G. S. K. Wong. *Speed of sound in pure water as a function of temperature*. J. Acoust. Soc. Am., S. 1609–1612 (1993).
- [127] F. Nageotte, P. Zanne, C. Doigon und M. De Mathelin. *Visual servoing-based endoscopic path following for robot-assisted laparoscopic surgery*. In *Proceedings of IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) (Beijing, China)*, S. 2364–2369 (2006).
- [128] K. Nakada, M. Nakamoto, Y. Sato, K. Konishi, M. Hashizume und S. Tamura. *A Rapid Method for Magnetic Tracker Calibration Using a Magneto-optic Hybrid Tracker*. In R. Ellis und T. Peters, Hg., *MICCAI 2003*, Bd. 2879 von LNCS, S. 285–293 (2003).
- [129] M. Nakamoto, H. Hirayama, Y. Sato, K. Konishi, Y. Kakeji, M. Hashizume und S. Tamura. *Recovery of Liver Motion and Deformation Due to Respiration Using Laparoscopic Freehand 3D Ultrasound System*. In R. Larsen, M. Nielsen und J. Sporrang, Hg., *MICCAI 2006*, Bd. 4191 von LNCS, S. 372–379 (2006).
- [130] M. Nakamoto, H. Hirayama, Y. Sato, K. Konishi, Y. Kakeji, M. Hashizume und S. Tamura. *Recovery of respiratory motion and deformation of the liver using laparoscopic freehand*

- 3D ultrasound system*. Medical Image Analysis, 11(5): 429 – 442 (2007). ISSN 1361-8415. Special Issue on the Ninth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Interventions - MICCAI 2006.
- [131] M. Nakamoto, Y. Sato, M. Miyamoto, Y. Nakamjima, K. Konishi, M. Shimada, M. Hashizume und S. Tamura. *3D Ultrasound System Using a Magneto-optic Hybrid Tracker for Augmented Reality Visualization in Laparoscopic Liver Surgery*. In T. Dohi und R. Kikinis, Hg., *Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-Part II*, Bd. 2489 von LNCS, S. 148–155 (2002).
 - [132] M. Nakamoto, O. Ukimura, I. Gill, A. Mahadevan, T. Miki, M. Hashizume und Y. Sato. *Realtime Organ Tracking for Endoscopic Augmented Reality Visualization Using Miniature Wireless Magnetic Tracker*. In T. Dohi, I. Sakuma und H. Liao, Hg., *Medical Imaging and Augmented Reality*, Bd. 5128 von *Lecture Notes in Computer Science*, S. 359–366. Springer Berlin / Heidelberg (2008).
 - [133] S. Nicolau, L. Goffin und L. Soler. *A low cost and accurate guidance system for laparoscopic surgery: validation on an abdominal phantom*. In *Proceedings of the ACM symposium on Virtual reality software and technology*, S. 124–133. ACM Press New York, NY, USA (2005).
 - [134] S. Nicolau, X. Pennec, L. Soler und N. Ayache. *Evaluation of a new 3D/2D registration criterion for liver radio-frequencies guided by augmented reality*. In *International Symposium on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling (IS4TM'03)*, Bd. 2673, S. 270–283. Springer (2003).
 - [135] S. Nicolau, X. Pennec, L. Soler und N. Ayache. *An Accuracy Certified Augmented Reality System for Therapy Guidance*. In *In Proc. of the 8th European Conference on Computer Vision (ECCV 04), Part III, volume LNCS 3023*, S. 79–91. Springer (2004).
 - [136] S. Nicolau, X. Pennec, L. Soler und N. Ayache. *Clinical Evaluation of a Respiratory Gated Guidance System for Liver Punctures*. In *MICCAI (2)*, S. 77–85 (2007).
 - [137] D. Oberkampff, D. F. DeMenthon und L. S. Davis. *Iterative pose estimation using coplanar feature points*. Comput. Vis. Image Underst. 63, no. 3, S. 495–511 (1996).
 - [138] B. Olbrich, J. Traub, S. Wiesner, A. Wichert, H. Feussner und N. Navab. *Respiratory Motion Analysis: Towards Gated Augmentation of the Liver*. In *Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2005)*, S. 248–53. Berlin, Germany (2005). Presentation vorhanden.
 - [139] K. Oldhafer, H. Bourquain und G. Stavrou. *Die Leberresektion (Tl.I) - Anatomische Grundlagen, Indikationen und präoperative Planung*. Zentralblatt für Chirurgie 131, Nr.2, S.W22-W33 (2006).
 - [140] K. Oldhafer und G. Stavrou. *Die Leberresektion (Tl.II) - Technik, Durchführung und Chirurgisch-Onkologische Aspekte*. Zentralblatt für Chirurgie 131, Nr.5, S.W54-W66 (2006).
 - [141] J. Olesch, B. Beuthien, S. Heldmann, N. Papenberg und B. Fischer. *Fast intra-operative nonlinear registration of 3D-CT to tracked, selected 2D-ultrasound slices*. In *SPIE Medical Imaging 2011: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*. Lake Buena Vista, Florida, USA (2011).

- [142] N. Papenberg. *Ein genereller Registrierungsansatz mit Anwendung in der navigierten Leberchirurgie*. Dissertation, Institute of Mathematics, University of Lübeck (2008).
- [143] N. Papenberg, T. Lange, J. Modersitzki, P. M. Schlag und B. Fischer. *Image Registration for CT and Intra-operative Ultrasound Data of the Liver*. In M. Miga und K. Cleary, Hg., *Medical Imaging 2008: Image Processing*, Bd. 6918, S. 1–5. SPIE (2008).
- [144] N. Papenberg, J. Olesch, T. Lange, P. M. Schlag und B. Fischer. *Landmark Constrained Non-parametric Image Registration with Isotropic Tolerances*. In H.-P. Meinzer, T. M. Deserno, H. Handels und T. Tolxdorff, Hg., *Bildverarbeitung für die Medizin*, Informatik aktuell, S. 122–126. Springer (2009).
- [145] M. J. D. Powell. *An efficient method for finding the minimum of a function of several variables without calculating derivatives*. Computer Journal, 7, S. 155–162 (1964).
- [146] R. Prager, R. Rohling, A. Gee und L. Berman. *Rapid Calibration for 3-D Freehand Ultrasound*. Ultrasound in Med & Biol, 24(6): 855–869 (1998).
- [147] T. P. Rauth, P. Q. Bao, R. L. Galloway, J. Bieszczad, E. M. Friets, D. A. Knaus, D. B. Kynor und A. J. Herline. *Laparoscopic surface scanning and subsurface targeting: implications for image-guided laparoscopic liver surgery..* Surgery, 142(2): 207–214 (2007). ISSN 0039-6060.
- [148] Y. Sato, M. Miyamoto, M. Nakamoto, Y. Nakajima, M. Shimada, M. Hashizume und S. Tamura. *3D Ultrasound Image Acquisition Using a Magneto-optic Hybrid Sensor for Laparoscopic Surgery*. In W. Niessen und M. Viergever, Hg., *MICCAI 2001*, Bd. 2206 von LNCS, S. 1151–1153 (2001).
- [149] K. Schicho, M. Fihl, M. Donat, W. Birkfellner, R. Seemann, A. Wagner, H. Bergmann und R. Ewers. *Stability of miniature electromagnetic tracking systems*. Phys. Med. Biol., 50: 2089–2098 (2005).
- [150] S. Schlichting, C. Wilhelm, L. Ramrath, V. Martens, M. Kleemann und H.-P. Bruch. *Fast and robust smoothing of images with speckle-noise using the extended sticks median filter*. In *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Bd. 3 (2008). Poster.
- [151] A. Seitel, T. dos Santos, S. Mersmann, J. Penne, R. Tetzlaff, S. Delorme, H. Meinzer und L. Maier-Hein. *Time-of-Flight Kameras für die intraoperative Oberflächenerfassung*. Bildverarbeitung für die Medizin (2010).
- [152] O. Shahin, V. Martens, A. Besirevic, M. Kleemann und A. Schlaefer. *Intraoperative Tumor Localization in Laparoscopic Liver Surgery*. In *Proceedings of the 2011 SCATh Joint Workshop on New Technologies for Computer/Robot Assisted Surgery, July 11-13, Graz, Austria* (2011).
- [153] O. V. Solberg, T. Langø, G. A. Tangen, R. Mårvik, B. Ystgaard, A. Rethy und T. A. Hernes. *Navigated ultrasound in laparoscopic surgery..* Minimally invasive therapy & allied technologies : MITAT : official journal of the Society for Minimally Invasive Therapy, 18(1): 36–53 (2009). ISSN 1365-2931.
- [154] K. H. Strobl und G. Hirzinger. *Optimal Hand-Eye Calibration*. In *Proc. of the IEEE/RSJ Int. Conference on Intelligent Robots and Systems IROS, Beijing, China*, S. 4647–4653 (2006).
- [155] D. E. M. e. a. The HALS Study Group: Litwin. *Hand-Assisted Laparoscopic Surgery*

- (HALS) With the HandPort System: Initial Experience With 68 Patients. *Annals of Surgery*, S. 715–723 (2000).
- [156] D. Theisen-Kunde, V. Ott, R. Brinkmann und R. Keller. *Hemostatic properties of a new cw 2µm laser scalpel for laparoscopic surgery*. In *Proceedings of SPIE: Therapeutic Laser Applications and Laser-Tissue Interactions II*, Bd. 5862 (2005).
 - [157] O. Tonet, T. Ramesh, G. Megali und P. Dario. *Image analysis-based approach for localization of endoscopic tools*. In *Proc. of Computer Assisted Medical Interventions: tools and applications - Surgetica*, S. 221–228 (2005).
 - [158] R. Tsai und R. Lenz. *A New Technique for Fully Autonomous and Efficient 3D Robotics Hand-Eye Calibration*. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 5: 345–358 (1989).
 - [159] D. R. Uecker, C. Lee, Y. F. Wang und Y. Wang. *Automated Instrument Tracking in Robotically-Assisted Laparoscopic Surgery*. *J. of Image Guided Surgery*, 1: 308–325 (1995).
 - [160] O. Ukimura, M. Nakamoto, M. Desai, B. Herts, M. Aron, G. Haber, J. Kaouk, T. Miki, Y. Sato, M. Hashizume und I. Gill. *Augmented reality visualization during laparoscopic urologic surgery: The initial clinical experience*. In *The 102nd American Urological Association 2007 Annual Meeting, Anaheim, CA (2007)* (2007).
 - [161] M. Varga. *Practical Image Processing and Computer Vision*. John Wiley (2009). Kap. 13 „Structure from Motion“.
 - [162] M. Vetter, P. Hassenpflug, G. Glombitza, I. Wolf und H. P. Meinzer. *Method, device and navigation aid for navigation during medical interventions* (2001).
 - [163] M. Vetter, P. Hassenpflug, M. Hastenteufel, I. Wolf, L. Grenacher, G. M. Richter, W. Uhl, W. Lamadé, M. W. Büchler und H. P. Meinzer. *Intraoperative navigation in liver surgery by navigation aids and deformation modeling*. In Press (2002).
 - [164] S. Voros, J.-A. Long und P. Cinquin. *Automatic Localization of Laparoscopic Instruments for the Visual Servoing of an Endoscopic Camera Holder*. In R. Larsen, M. Nielsen und J. Sporring, Hg., *MICCAI 2006*, Bd. 4190 von *LNCS*, S. 535–542 (2006).
 - [165] K. G. Vosburgh, N. Stylopoulos, C. C. Thompson, R. E. Ellis, E. Samset und R. S. J. Estepar. *Novel real time tracking interface improves the use of laparoscopic and endoscopic ultrasound in the abdomen*. In *Int J CARS*, Bd. 1, S. 282–283 (2006).
 - [166] Y.-F. Wang, D. R. Uecker und Y. Wang. *A New Framework for Vision Enabled and Robotically-Assisted Minimally Invasive Surgery*. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 22: 429–437 (1998).
 - [167] S. Weber, M. Markert und T. Lüth. *Surface tracking of organs for registration in soft tissue surgery*. In *Proceedings of MICCAI Workshop – Image Guidance and Computer Assistance for Soft Tissue Interventions* (2008).
 - [168] G.-Q. Wei, K. Arbter und G. Hirzinger. *Automatic tracking of laparoscopic instruments by color coding*. In J. Troccaz, E. Grimson und R. Mösges, Hg., *CVRMed-MRCAS'97*, Bd. 1205 von *Lecture Notes in Computer Science*, S. 357–366. Springer Berlin / Heidelberg (1997).
 - [169] A. D. Wiles, D. G. Thompson und D. D. Frantz. *Accuracy assessment and interpretation for optical tracking systems*. In *Medical Imaging Proc.*, S. 1–12 (2004).

- [170] C. Wu, B. Jaramaz und S. G. Narasimhan. *A full geometric and photometric calibration method for oblique-viewing endoscopes..* Comput Aided Surg (2010). ISSN 1097-0150.
- [171] C. Wu, S. G. Narasimhan und B. Jaramaz. *Shape-from-Shading under Near Point Lighting and Partial views for Orthopedic Endoscopy.* Workshop on Photometric Analysis For Computer Vision (2007).
- [172] T. Yamaguchi, M. Nakamoto, Y. Sato, Y. Nakajima, K. Konishi, M. Hashizume, T. Nishii, N. Sugano, H. Yoshikawa, K. Yonenobu und S. Tamura. *Camera Model and Calibration Procedure for Oblique-Viewing Endoscope.* In R. Ellis und T. Peters, Hg., *MICCAI 2003*, Bd. 2879 von *LNCS*, S. 373–381 (2003).
- [173] X. Zhang und S. Payandeh. *Toward application of image tracking in laparoscopic surgery.* In *Proc. of International Conference on Pattern Recognition, Barcelona, Spain*, Bd. 4, S. 364–367 (2000).
- [174] X. Zhang und S. Payandeh. *Application of Visual Tracking for Robot-Assisted Laparoscopic Surgery.* Journal of Robotic Systems, 19: 315–328 (2002).
- [175] Z. Zhang. *Flexible Camera Calibration By Viewing a Plane From Unknown Orientations..* In *International Conference on Computer Vision (ICCV'99)*, S. 666–673. Corfu, Greece (1999).
- [176] Z. Zhang. *A Flexible New Technique for Camera Calibration.* Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on, 22(11): 1330–1334 (2000).

Tabellenverzeichnis

2.1. Vergleich kommerzieller elektromagnetischer Trackingsysteme laut Angaben der Hersteller im Internet (Werte auf erste Nachkommstelle gerundet)	11
5.1. Ergebnisse der beiden Messreihen mit der Hitachi-Ultraschallsonde	58
6.1. Ergebnisse mit musterbasiertem Marker für Rotation und Translation. Die Prozentzahlen geben an, wieviel Prozent der berechneten Lagepositionen Fehler hatten, die kleiner als die angezeigten Werte sind. Beispielsweise gehören die Angaben bei 100% zum maximal aufgetretenen Fehler, sie sind kein Mittelwert. . .	78
8.1. Ergebnisse von drei Testläufen mit synthetischen Daten von menschlicher Leber (alle Angaben in mm)	110
8.2. Evaluation am gestauchten, gestreckten und unverformten Leberphantom (alle Angaben in mm). Die Mittelwerte beziehen sich auf die Ergebnisse der elastischen Registrierung (1.-n. Datensatz). Die Oberflächenfehler sind dank besserer Erreichbarkeit und präziserer Ausmessung deutlich geringer.	110
8.3. Ergebnisse der Registrierung auf Basis echter Patientendaten (Angaben in mm) .	111
9.1. Kalibrierung an unterschiedlichen Orten mit altem, am Feldgenerator mit neuem Kalibrierkörper	133
9.2. Schaftrotation an unterschiedlichen Orten mit altem, am Feldgenerator mit neuem Kalibrierkörper	133
9.3. Mittlere quadratische Fehler der Translation (mm) und Orientierung (°) von der Grundwahrheit für verschiedene Unterlagen und unterschiedliche Ausrichtungen des Ultraschallkalibrierkörpers zum Feldgenerator	134
9.4. Ergebnisse rigider Registrierung (über vier äußere Landmarken und anschließende Oberflächenregistrierung) mit dem Laparoskopieassistenten am Leberphantom mit einer laparoskopischen Ultraschallsonde (LUS) und zum Vergleich mit einem Zeigerinstrument (mittl. quadr. Landmarkenfehler in mm)	137

Abbildungsverzeichnis

1.1. Die Segmenteinteilung der Leber nach Couinaud. Im Hintergrund die untere Hohlvene mit den drei zuführenden hepatischen Venen, vorne die zusammen im Glissonschen Trias verlaufenden drei Gefäßsysteme Pfortader, hepatische Arterie und Gallengang ²	2
1.2. Die Ablationsnadel wird in das Zentrum des Lebertumors geschoben (links). Die Elektroden werden herausgefahren und durch hochfrequenten Strom Hitze appliziert, welche das Gewebe im Bereich der Elektroden zerstört (Mitte). Übrig bleibt totes und evtl. vernarbtes Gewebe (rechts) ⁴	3
2.1. Verschiedene optische Trackingsysteme (obere Reihe) und jeweils darunter ein zugehöriger Marker.	9
2.2. Von links nach rechts: Original und rigide, affine, projektive und elastische Abbildung	13
3.1. Laparoskop: Beispiele für verschiedene Blickwinkel an der Spitze (links) und verdrehbares Verbindung zwischen Teleskop und Kamera (rechts).	16
3.2. Typische laparoskopische Ultraschallsonde (hier von B+K-Medical, Dänemark) mit in zwei Richtungen abwinkelbarem Sondenkopf (rechts und rechts oben) über Hebel am Griff (links). Diese Sonde bietet eine Punktionsöffnung (dunkler Punkt am Sondenkopf) zur Durchführung einer Ablationsnadel, die dadurch im Ultraschallbild sichtbar ist.	18
3.3. Für Navigation interessante Instrumente: RFA-Nadel mit herauschiebbaren Elektroden (oben), Ultraschalldissektor mit drehbarem Schaft (unten) sowie nichtmetallischer Einmaltrokar für Instrumente mit einem Durchmesser bis 5mm (rechts).	19
3.4. IRCAD: (a) Kalibrierung eines laparoskopischen Instruments mit einem großen optischen Marker (AR-Toolkit) am Griffende und zugehöriges Kantenbild zur Erkennung der Instrumentenspitze; (b) Bauch mit CT-Markern, die nach der CT-Aufnahme am Bauch verbleiben und vom Kamerasystem direkt für die Registrierung erfasst werden.	22
3.5. (a) Optisch navigierte Instrumente kombiniert mit aufsteckbarer Ultraschallsonde am SINTEF in Trondheim. (b) Screenshot des Navigationssystems der Charité mit segmentierten Lebergefäßbäumen und 2D-Schnittbildern eines mit Farbdoppler aufgenommenen 3D-Ultraschallvolumens.	23

3.6.	(a) Screenshot des kommerzielles Navigationssystem „Percunav“ von Traxtal (Philips) für Ablationen und (b) kommerzielles „Pathfinder“-System von Path-surg für die offene Leberchirurgie.	25
3.7.	(a) ARION-System vom DKFZ in Heidelberg mit Lungensimulator und optisch getrackten Nadeln zur Lageverfolgung und Ablation; (b) Hybrides Tracking mit laparoskopischer Ultraschallsonde an der TU München.	26
3.8.	Hybride Navigationssysteme aus Osaka mit kabelbasiertem magnetischen Trackingsystem microBIRD von Ascension (links) und kabellosem Calypso® von Calypso Medical (rechts).	27
3.9.	(a) Navigationsansicht des CIMIT-Systems mit Rippenbögen, Aorta und lapa-roskopischer Ultraschallsonde; (b) Phantomleber des MiMed aus München mit reflektierenden Markern, optisch getrackter Ultraschallsonde und Navigations-software.	28
4.1.	Verarbeitung des modifizierten Schachbrettmusters	39
4.2.	Wachsende Anzahl an Messwerten bei orthonormaler Lösungsmatrix: Translations- (oben) und Rotationsfehler (unten) bei zwei orthonormalen Lö-sungsmatrizen für einen begrenzten (links) und einen großen (rechts) Winkelbe-reich der künstlichen Kamerapositionen zueinander.	43
4.3.	Wachsende Anzahl an Messwerten bei affiner Lösungsmatrix: Translations- (oben) und Rotationsfehler (unten) bei je einer orthonormalen und affinen Lö-sungsmatrix für einen begrenzten (links) und einen großen (rechts) Winkelbe-reich der künstlichen Kamerapositionen zueinander.	44
4.4.	Translationsfehler (links) und Orientierungsfehler (rechts) für 10 Kalibrierungen mit je 30 Aufnahmen: beste Kombination (brute-force Ansatz) von drei aus acht zufällig ausgewählten Aufnahmen pro Kalibrierung (oben) und minimaler Fehler über alle 30 Aufnahmen pro Kalibrierung (unten).	45
5.1.	Vier der im Text erwähnten Ultraschallphantome samt zugehöriger typischer Ul-traschallbilder, mit deren Hilfe die Kalibrierung durchgeführt wird.	50
5.2.	Schematische Darstellung der drei implementierten Verfahren zur Ultraschall-kalibrierung mit jeweils zugehörigem Beispielbild darunter. Das abgerunde-te Rechteck symbolisiert den Feldgenerator eines magnetischen Trackingsys-tems, der horizontale weiße Balken auf der Ultraschallsonde einen magneti-schen Trackingsensor.	51
5.3.	(a) Der Kalibrierkörper mit der beschriebenen Geometrie aus sechs Fäden. Die schwarze Füllmasse hat die Schallgeschwindigkeit von Lebergewebe. Geschallt werden kann nur auf dem weißen Schallfenster, dessen Eckpunkte eine Bestim-mung der Lage der Fäden erlauben, die ansonsten nur im Ultraschallbild zu se-hen sind. Vorne ist eine Sensorhalterung festgeklebt, in die gerade ein Sensor mit polungssicherer Hülse gesteckt wird. (b) Beispiel für eine mehrdeutige In-terpretation der sichtbaren Fäden: Die Schnittpunkte der Fäden F_1 bis F_3 mit dem Ultraschallbild US_1 haben dieselben Abstände d_{12} und d_{23} wie mit dem Ultraschallbild US_2	56

5.4.	Beispiele erfolgreicher Fadenerkennung bei relativ schlechten Bildverhältnissen. Grüne Kreise markieren alle potentiellen Fadenpunkte, gelbe Kreuze potentielle Fadenkombinationen, die verworfen wurden. Rote Kreuze zeigen die vom System erkannte Kombination aus sechs Fäden an.	57
5.5.	Translations- und Rotationsfehler von 7 Kalibrierungssequenzen (Crosswire-Kalibrierung als Grundwahrheit) berechnet mit (a) eingemessenem Sensor am Kalibrierkörper, (b) Hand-Auge-Verfahren mit und ohne Optimierung und (c) mit dem RANSAC-Ansatz (Kap. 4.5.1)	60
6.1.	Markerloses Tracking unter Verwendung des Einstoßpunktes nach Voros [164]: Oben die Originalbilder, unten zwei Beispiele für eine korrekte Erkennung der Kanten (dünne gelbe Linien), der Instrumentenmittelachse (rote Linie) und des Endpunktes der Ultraschallsonde (Übergang von roter zu dicker gelber Linie) sowie ein Beispiel für eine fehlerhafte Erkennung (rechts).	63
6.2.	Markerloses Tracking im HS-Raum mit Line- und Cone-Fitting von Doignon [39]: Über die geringe Sättigung werden die metallenen (grauen) Farbbereiche der Instrumente erkannt (Mitte), deren Begrenzungslinien ermittelt (unten) und die kegelförmigen Instrumentenspitzen in diese Linien möglichst optimal eingepasst (Cone-Fitting).	64
6.3.	Markerbasiertes Tracking unter Verwendung des Einstoßpunktes von Nageotte [127]: Links der ausgerollte Marker mit dem unterschiedlich weit eingerückten Punktmustern, die eine Bestimmung der Eigenrotation des Instruments erlauben. Rechts eine Aufnahme eines mit dem Marker versehenen Instruments.	65
6.4.	Sichtbarer und gut sichtbarer (gestrichelte Linien) Bereich eines Markers auf einem Zylinder mit Radius r , Bildebene P , Kameraursprung C und Entfernung des Instruments zum Kameraursprung d wie bei Hennings [68] beschrieben. . . .	67
6.5.	Ursprüngliches Laparoskopbild (links) und entzerrt (rechts)	68
6.6.	Darstellung des HS-Raums (links) und des CbCr-Raums (rechts) ohne die Farben, die in Laparoskopbildern aufgetreten sind (weiße Bereiche). Die hier sichtbaren Farben können für eine farbbasierte Markererkennung in Laparoskopaufnahmen verwendet werden.	71
6.7.	Die beiden Marker entrollt mit gedachter Instrumentenachse in vertikaler Richtung. Die Breite eines Markers muss dem Umfang des zu erfassenden Instruments entsprechen, daher ist der farbbasierte Marker bei gleicher Breite, anders als hier dargestellt, tatsächlich deutlich kürzer als der musterbasierte.	72
6.8.	Testaufbau für den Farbmarker: (a) Stereo-Kamerasystem des Micron Trackingsystems; (b) Versuchsaufbau aus Sicht der Micron Kamera mit Marker aus X-Points am Laparoskopgriff (oben) und sog. „CoolCard“ des Trackingsystems (unten); (c) Blick aus Laparoskop auf die um Farbmarkerpunkte erweiterte „CoolCard“ des Micron Trackingsystems	75
6.9.	Beispiele für richtige (links) und falsche (rechts) Erkennung des farbbasierten Markers an einem zylindrischen Instrument. Die erkannte Markerposition ist als grünes Drahtgittermodell des zylindrischen Markers überblendet.	76

6.10. Links: Einmessung des an einem Metallkörper befestigten musterbasierten Markers (rechts oben) relativ zu einer optischen Geometrie (rechts unten) mit einem optischen Zeiger (links). Rechts: Aufnahme des Markers mit einem getrackten Laparoskop vor einem Leberphantom. Die Ermittlung des Fehlers erfolgte durch gleichzeitige Erfassung der fest mit dem Marker verbundenen optischen Geometrie (nur im linken Bild sichtbar).	77
6.11. Erkennung des musterbasierten Markers. Erkannte Punkte mit Verbindungslinien in magenta, Koordinatenachsen des erkannten Markers in rot (X), grün (Y) und blau (Z).	80
7.1. Trackingsysteme im Vergleich, die beiden ersten hier mit optischen Polaris@Trackern zur Verwendung eines optischen Trackingsystems als Grundwahrheit.	83
7.2. Aufbau im OP mit OP-Tisch (schwarze Fläche unten) und KUKA-Roboter bei seitlich stehendem (a) und auf OP-Tisch liegendem weißen Feldgenerator (b). Die Messsensoren sind über einen langen Holzstab mit dem Roboter verbunden. .	85
7.3. Störung der EM-Messwerte über einem OP-Tisch in verschiedenen Höhen und an verschiedenen Positionen für zwei unterschiedliche Positionierungen des Feldgenerators (rote und blaue Pfeile)	86
7.4. Vermessung des Aurora@Systems (oben links), der in Abschnitt 7.3.2 genannten medizinischen Instrumente im Magnetfeld (oben rechts und Mitte) sowie Störeinflüsse magnetischer Trackingsysteme durch Hitze und Salzwasser (unten). .	88
7.5. (a) Robotisierte Messungen mit dem Flat Transmitter auf einem OP-Tisch mit OP-Ausstattung als weiteren möglichen Störquellen; (b) Darstellung der relativen Lage eines Sensors im lokalen Koordinatensystem eines zweiten, mit dem ersten fest verbundenen Sensors für eine Freihandbewegung (freie Translation und Rotation). Im (unrealistischen) Idealfall sollten alle Messwerte auf genau einen Punkt fallen. Tatsächlich entstanden die blauen Messwerte vor und die roten nach der im Text erwähnten Fehlerkorrektur.	89
7.6. Sensorwertbeeinflussung (hier 3D-Guidance™ von Ascension) für Translation (links) und Rotation (rechts) durch Heranrollen des Ultraschallgerätes (Messwert 800) und Einschalten (Messwert 1200).	90
8.1. Gefäßbaum, Tumor und Leberoberfläche vor (linke Spalte) und nach (mittlere Spalte) elastischer Registrierung mit Thin Plate Splines unter Verwendung von postoperativ in navigierten Bilddaten gesetzten Landmarken für drei Patientendatensätze (oben, Mitte, unten). Die Verteilung der Landmarken in den unverformten Originaldaten ist jeweils rechts dargestellt (gelbe Punkte). Der erste Datensatz ist sehr stark abgeflacht, was sich teilweise durch den kleinen Aufnahmebereich und die daraus resultierende geringe Verteilung der Landmarken erklären lässt. .	95

8.2.	Automatische Landmarkenvorschläge bei rigider Vorregistrierung. Die bläuliche Landmarke (jeweils mittlere untere Kugel) markiert die Position, die als nächstes vom Chirurgen mit der Ultraschallsonde angefahren werden soll. Die übrigen Landmarken (markiert durch schwarze Pfeile) sind bereits sichtbar, um frühzeitig eine nicht mit der Ultraschallsonde erreichbare Position erkennen zu können. Die aktive Landmarke links ist nicht erreichbar, nach erneutem Start der Registrierung bei geringfügig verändertem Blickwinkel auf die Leber (rechts) ist sie erreichbar.	97
8.3.	(a) Ultraschallbild mit Artefakten und Schattenbildung auf linker Seite; (b) Schematische Darstellung der Luftartefakterkennung im Ultraschallbereich einer Konvexsonde: Entlang der horizontalen Linien werden die Start- und Endpunkte der vertikalen Überprüfungslinien bestimmt, in deren Bereich nach hellen Artefakten und dunklen Abschattungen gesucht wird.	100
8.4.	Von oben nach unten: Ultraschallbild vor und nach Anwendung des Extended Sticks Median Filters (ESMF) bzw. Binomialfilters (BF). Jeweils rechts die zugehörige Segmentierung mit globalem (rot) und adaptiv lokalem Schwellwert (grün) und Schnittmenge beider Verfahren (orange). ESMF ist etwas langsamer und liefert manchmal falsche „Gefäße“ durch die netzartigen Artefakte der Sticks, BF hat allerdings verwischte Kanten. Die adaptive Binarisierung ist langsamer, erkennt aber tendenziell mehr Gefäße und ist v.a. bei uneinheitlicher Bildhelligkeit, z.B. durch Verschattungen im Bild, besser.	103
8.5.	Erkennung der Gefäßmittelpunkte an einer Gefäßaufzweigung als Teil einer Sequenz von navigierten Ultraschallbildern. Dunkle Punkte sind Schwerpunkte als Gefäßmittelpunkte, helle Punkte mit dunklem Rand die Maxima der Abstandskarte. Der (einfache zu bestimmende) Schwerpunkt hätte beim 2. und 3. Bild v.l. den Gefäßmittelpunkt zwischen die minimal verbundenen Einzelgefäße gesetzt. .	106
8.6.	Von Chui und Rangarajan [27] übernommenes Beispiel für den Robust-Point-Matching Algorithmus: Eine sinusförmige Ausgangsfigur ('o' Zeichen) soll auf die Zielfigur ('+' Zeichen) abgebildet werden. Der Kreis um jeden Ausgangspunkt veranschaulicht den Radius, innerhalb dessen Zielpunkte Einfluss auf die Lage des Ausgangspunktes im nächsten Iterationsschritt besitzen. Zu Beginn (links oben) ist die Temperatur sehr hoch, wodurch jeder Zielpunkt Einfluß auf jeden Ausgangspunkt besitzt (großer Radius um jeden Punkt und Ausgangsfigur im Schwerpunkt der Zielfigur konzentriert). Mit fallender Temperatur verringert sich der Radius und dehnt sich die Ausgangsfigur bis an die Grenzen der Zielfigur aus (links unten) bis schließlich jeder Ausgangspunkt genau einem Zielpunkt zugeordnet ist (rechts unten) oder als Ausreißer betrachtet wird.	107
8.7.	Grundwahrheit, Registrierung und Deformation des Leberphantoms	109
8.8.	Von links nach rechts jeweils vier gleichmäßig verteilte Bilder aus einer Aufnahmesequenz von einem Patienten. Die präoperativen Gefäße sind gelb eingeblendet. Obere drei Reihen von oben nach unten: Registrierung im OP, ICP über Gefäßmittelpunkte allein und mit anschließendem TPS-ICP. Untere drei Reihen unter Verwendung postoperativ gesetzter Landmarken als Grundwahrheit: TPS, affine Registrierung und affine Registrierung mit anschließendem TPS-ICP. . . .	112

9.1. Systemaufbau und Bedienkonzept des S-Cape LapCar für den Laparoskopieassistenten: OP-Personal bedient die Anwendung in entscheidenden Phasen auf Anweisung des Chirurgen, beide haben einen eigenen Monitor und dadurch immer freie Sicht.	114
9.2. Kommunikationskonzept der Trackingserver mit einheitlicher Schnittstelle für beliebige Anwendungen und speziellen Schnittstellen für die unterschiedlichen Trackingsysteme.	117
9.3. Fünf unterschiedliche laparoskopische Ultraschallsonden mit speziell für den Laparoskopieassistenten gefertigten Sensorhalterungen. (Alle Designentwürfe und Konstruktionen von Armin Besirevic aus der Laparoskopieassistent-Projektgruppe.)	118
9.4. Links: Unterstützte Dissektoren mit Sensorhalterungen; Rechts: Kalibrierkörper für Dissektoren zum Aufsetzen auf Feldgenerator (Alle Konstruktionen von Armin Besirevic aus der Laparoskopieassistent-Projektgruppe)	119
9.5. Allgemeiner Aufbau der Anwendung: Menü (A), Übersicht der Programmschritte (B), zentraler Arbeitsbereich des aktuellen Programmschritts (C), Qualität des magnetischen Trackings (D), Beschreibung des aktuellen Programmschritts (E), Wechsel zwischen Programmschritten (F+G) und Programmende (H).	121
9.6. Kalibrierung des Instrumentenschafts mit dem neuen Kalibrierkörper direkt am Feldgenerator montiert.	124
9.7. Kalibrierung der Ultraschallsonde mit sechs roten Kreuzen an der Position der erkannten Fäden im Bild (links im roten Kreis) und Kalibrierung des Laparoscops durch Erkennung des Schachbrettmusters auf dem Bildschirm mit drei schwarzen Punkten zur Markierung des Koordinatenursprungs des Musters (rechts im roten Kreis).	125
9.8. Grobregistrierung mit äußeren Landmarken (links) und Dialogfenster zur Markierung einer Landmarke im Ultraschallbild für die elastische Registrierung (rechts).	126
9.9. Navigationsansicht mit intransparenter Segmentdarstellung der Leber in 3D-Welt (links oben), erweiterter Realität im Video-(rechts oben) und Ultraschallbild (rechts unten) und Sicht aus Blickrichtung einer Nadel bei Ablationen (links unten). Mit den Buttons in der Ablationsansicht kann eine ausgewählte Metastase hervorgehoben und ein Stichkanal von der aktuellen Position aus dorthin eingeblendet werden. Das rote Instrument links oben zeigt eine Registrierungswarnung an und das geschätzte Lebertummen zu beiden Seiten der Ultraschallbildebene steht unten in der Statusanzeige.	129
9.10. Von links: Keine, semitransparente und nach außen hin abnehmende Überblendung	131
9.11. Von links: Kalibrierung der Instrumentenspitze mit altem Kalibrierkörper in der Tischmitte und am Tischrand sowie mit dem neuen Kalibrierkörper auf dem Feldgenerator ³	132
9.12. Von links: Kalibrierung des Instrumentenschafts mit altem Kalibrierkörper in der Tischmitte und am Tischrand sowie mit dem neuen Kalibrierkörper auf dem Feldgenerator ³	133
9.13. Ultraschallkalibrierung: Grundwahrheit mit Crosswire (links mit Pfeil auf anzuvisierenden Punkt), auf Plastiktisch mit dem Feldgenerator zugewandtem Sensor (Mitte) und auf einem Metalltisch (rechts)	134

9.14. Einsetzen eines Goldmarkers in eine Schweineleber vor der CT-Aufnahme (links), Vorbereitung der Tier-OP mit segmentierten Bilddaten im Hintergrund (Mitte) und Darstellung des Goldmarkers und der Spitze einer navigierten Ablationsnadel im Ultraschallbild (rechts).	136
A.1. Screenshot vom RisikoAnalyseTool RAT (oben) und Auszug aus automatisch generierter Risikoanalyse im PDF-Format (unten)	142
A.2. Screenshot vom Evaluationstool von Phantom (oben) und Patient (unten) mit nachträglich veränderbarer Sicht auf 3D-Welt (jeweils links oben), nachträglich überblendbarem Videobild (jeweils rechts oben), Screenshot (jeweils links unten) und nachträglich überblendbarem Ultraschallbild (jeweils rechts unten)	144

Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater Prof. Dr. Achim Schweikard für seine Geduld mit dem Projekt LaparoskopieAssistent. Desweiteren danke ich meinen früheren und neueren Kollegen aus der Robotik Norbert Binder, Christoph Bodensteiner, Ralf Bruder, Floris Ernst, Max Heinig, Lars Matthäus, Lukas Ramrath, Birgit Stender und Alexander Schlaefer in seiner Doppelrolle als Ex-Kollege und Juniorprofessor für ihre Unterstützung und Rat bei verschiedensten Problemen. Den regen Gedankenaustausch bei „Meetings“ im Archiv oder Sozialraum, auch mit den Kollegen aus der GradSchool, werde ich vermissen.

Besonders möchte ich Armin Besirevic, Stefan Schlichting und Markus Kleemann von der Chirurgie Lübeck danken, mit denen zusammen der LaparoskopieAssistent und diverse Versuche entstanden sind und Osama Shahin, der das Projekt in eine neue Richtung lenkt. Ferner danke ich Cornelia Rieckhoff und Jörg Paysen, die das Institut am Laufen halten, Annika Ranke, Anja Malenke und Raimund Mildner von der Unitransferklinik Lübeck sowie allen Studierenden, die im Laufe der Jahre einen Beitrag zum Projekt geleistet haben.

Ich danke meinem Vater Sven, meinem Bruder Ralph für die Durchsicht der Arbeit sowie Daniela für ihre Tipps und moralische Unterstützung.



Volker Martens (36 Jahre) aus Hamburg

Ausbildung

1986-1995	Gymnasium Kaltenkirchen (Abitur 1.9)
1996-2002	Studium des Informatik-Ingenieurwesens an TU Hamburg-Harburg
2000	6-monatiges Auslandsstudium an der Chalmers TH, Göteborg
2001	Studienarbeit: Vorhersage von 2D-Proteinstrukturen mittels statistischer Mustererkennung (1.0)
2002	Diplomarbeit: Entwicklung eines Prototypen für ein Neuronavigationsverfahren auf der Basis stereoskopischer Operationsmikroskope (1.0)
2002	Abschluss als Dipl.-Ing. (Gesamtnote 1.5)

Beruf und Dissertation

2002-2005	SW-Entwickler bei BrainLAB AG, Heimstetten
2005-2010	Wiss. Angestellter am Institut für Robotik und Kognitive Systeme, Universität zu Lübeck (Beginn der Dissertation)
2011-heute	SW-Entwickler GDV Dienstleistungs GmbH, Hamburg
2012	Abschluss der Dissertation

Publikationen

F. Ernst, L. Richter, L. Matthäus, V. Martens, R. Bruder, A. Schlaefer, A. Schweikard, *Non-orthogonal Tool/Flange and Robot/World Calibration for Realistic Tracking Scenarios*, The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2012

O. Shahin, V. Martens, A. Besirevic, M. Kleemann, A. Schlaefer, *Intraoperative Tumor Localization in Laparoscopic Liver Surgery*, Proceedings of the 2011 SCATh Joint Workshop on New Technologies for Computer/Robot Assisted Surgery, Graz, 2011

V. Martens, A. Besirevic, O. Shahin, M. Kleemann, A. Schlaefer, *Elastische Registrierung der Leber mit laparoskopischem Ultraschall in drei Schritten*, CURAC, Düsseldorf, 2010

A. Besirevic, V. Martens, O. Shahin, M. Kleemann, H.-P. Bruch, *Probleme und Lösungen bei der Anwendung des Navigationssystems in der laparoskopischen Leberchirurgie*, CURAC, Düsseldorf, 2010

V. Martens, A. Besirevic, O. Shahin, A. Schlaefer, *A combined surface and ultrasound image*

approach for registration in laparoscopic liver surgery, Proceedings of the 24th International Conference and Exhibition on Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS), Genf, 2010

L. Richter, F. Ernst, V. Martens, L. Matthäus, A. Schweikard, *Client/Server Framework for robot control in medical assistance systems*, Proceedings of the 24th International Conference and Exhibition on Computer Assisted Radiology and Surgery, Genf, 2010

F. Ernst, V. Martens, S. Schlichting, A. Besirevic, M. Kleemann, C. Koch, D. Petersen, A. Schweikard, *Correlating Chest Surface Motion to Motion of the Liver using SVR - a Porcine Study*, MICCAI, Part II, London, (356-364), Springer, 2009

M. Kleemann, S. Schlichting, A. Besirevic, V. Martens, P. Hildebrand, U. Roblick, L. Mirow, C. Bürk, A. Schweikard, H.-P. Bruch, *An ultrasound based navigation system for laparoscopic liver resection*. Kongressband World Kongress of Medical Physics and Biomedical Engineering, München, 2009

V. Martens, F. Ernst, T. Fränkler, L. Matthäus, S. Schlichting, A. Schweikard, *Ein Client-Server Framework für Trackingsysteme in medizinischen Assistenzsystemen*, 7. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie, CURAC, (7-10), 2008

V. Martens, S. Schlichting, A. Besirevic, M. Kleemann, *LapAssistent - a laparoscopic liver surgery assistance system*, Proceedings of the 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, Antwerpen, (121-125), Springer, 2008

V. Martens, A. Besirevic, S. Schlichting, M. Kleemann, P. Hildebrand, H.-P. Bruch, A. Schweikard, *Ein magnetisches Navigationssystem für die minimal-invasive Leberchirurgie*, BMT Aachen, 2007

P. Hildebrand, V. Martens, A. Schweikard, S. Schlichting, A. Besirevic, M. Kleemann, U. Roblick, L. Mirow, C. Bürk, H. Bruch, *Evaluation of an online navigation system for laparoscopic interventions in a perfused ex vivo artificial tumor model of the liver*, The Official Journal of the International Hepato Pancreato Biliary Association, 9:3(190-194), 2007

V. Martens, A. Besirevic, S. Schlichting, A. Schweikard, *Evaluation und relative Positionskorrektur eines magnetischen Trackingsystems für die minimal-invasive Chirurgie*, CURAC, Karlsruhe, (271-274), 2007

P. Hildebrand, S. Schlichting, V. Martens, A. Besirevic, M. Kleemann, U. Roblick, M. Mirow, C. Bürk, A. Schweikard, H.-P. Bruch, *Prototype of an intraoperative navigation and documentation system for laparoscopic radiofrequency ablation: First experiences*, European Journal of Surgical Oncology, 34:4(418-421), 2007

A. Hennings, V. Martens, A. Schweikard, *Videooptische 3D-Lagebestimmung zylinderförmiger Instrumente für die Laparoskopie*, CURAC, Karlsruhe, 2007

V. Martens, M. Kleemann, L. Matthäus, H.-P. Bruch, A. Schweikard, *Evaluation of EM tracking systems for laparoscopic liver surgery*, Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS), 20th International Congress, 2006

S. Schlichting, V. Martens, N. Rzezowski, A. Schweikard, H.-P. Bruch, *First results of accuracy of virtual liver cut classification for automatic landmark extraction*, CURAC, 2006