

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN
Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik

Entwicklung eines kliniktauglichen Assistenzsystems für die Leberchirurgie

Mathias Markert

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

Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Wolfgang A. Wall

Prüfer der Dissertation:

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

Die Dissertation wurde am 31.01.2011 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 12.07.2011 angenommen.

Vorwort

Diese Arbeit ist am Lehrstuhl für Mikro- und Medizingerätetechnik an der TU München entstanden, der durch Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth geleitet wird.

Ich möchte mich bei Prof. Dr. Lüth für die Möglichkeit bedanken, die Entwicklung von Medizingeräten an seinem Institut zu erlernen, mich bei dieser Arbeit zu entfalten und auf diesem Gebiet zu promovieren.

Für die Unterstützung meiner Promotion danke ich Prof. Dr. Alois Knoll für die Arbeit als Zweitgutachter und Prof. Dr. Wolfgang A. Wall für die Übernahme des Prüfungsvorsitzes.

Die Aufgabenstellung dieser Dissertation wurde aus dem BMBF-Forschungsprojekt FUSION abgeleitet, welches die Realisierung einer Navigationsunterstützung zum Ziel hatte. Für die Unterstützung bei der Bearbeitung dieser Aufgabe möchte ich mich bei allen Kooperationspartnern des Forschungsprojektes bedanken, insbesondere bei den Chirurgen der beteiligten Kliniken. Die Entwicklung eines kliniktauglichen Assistenzsystems wurde erst durch die klinische Evaluierung von Prof. Dr. med. Hauke Lang und Dr. med. Philipp Kaudel (Klinik und Poliklinik für Allgemein- und Abdominalchirurgie an der Universitätsmedizin Mainz), Prof. Dr. Karl-Jürgen Oldhafer und Dr. Gregor Stavrou (Allgemeines Krankenhaus Celle, jetzt Asklepios Klinik Barmbek), Prof. Dr. Peter Neuhaus, PD Dr. Sven-Ch. Schmidt und Dr. Sascha Chopra (Klinik für Allgemein-, Viszeral- und Transplantationschirurgie, Charité), Prof. Dr. Hans-Peter Bruch und PD Dr. Markus Kleemann (Klinik für Chirurgie, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck) sowie Prof. Dr. Björn Nashan und PD Dr. Lutz Fischer (Klinik und Poliklinik für Hepatobiliäre Chirurgie und Transplantationschirurgie, Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf) möglich.

Allen meinen Kollegen am Lehrstuhl für Mikro- und Medizingerätetechnik danke ich für die Zusammenarbeit und Mitwirkung bei vielen Aufgaben. Besonders möchte ich dabei die Unterstützung und Motivation von Dr. Stephan Nowatschin, Christian Kühnau, Dr. Maximilian Krinninger und Dr. Heba Aguib erwähnen. Meinem ehemaligen Gruppenleiter Prof. Dr. Stefan Weber danke ich für die anfängliche Anleitung und den Ansporn mich in dieses Thema intensiv einzuarbeiten.

Schlussendlich bedanke ich mich bei allen Studenten für ihre Arbeit insbesondere bei der Realisierung der Assistenzsysteme sowie bei allen bisher nicht namentlich genannten Personen, die mich bei meiner Promotion in vielerlei Hinsicht unterstützt haben. Diese Arbeit könnte ohne deren Mitwirkung nicht existieren.

München, Juli 2011
Mathias Markert

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-----------|
| 1. Einleitung | 1 |
| 1.1 Medizinische Problemstellung | 1 |
| 1.1.1 Anatomie der Leber..... | 1 |
| 1.1.2 Präoperative Diagnose und Planung der Leberresektion | 2 |
| 1.1.3 Chirurgischer Ablauf der Leberresektion..... | 4 |
| 1.2 Technische Problemstellung | 6 |
| 1.2.1 Messung der Bewegung chirurgischer Instrumente..... | 6 |
| 1.2.2 Einbindung des Assistenzsystems in den intraoperativen Ablauf..... | 7 |
| 1.2.3 Registrierung der präoperativen Bildgebung mit der intraoperativen Situation ... | 7 |
| 1.2.4 Kompensation der Bewegung der Leber..... | 8 |
| 1.2.5 Erfassen des Ergebnisses der Resektion..... | 8 |
| 1.3 Zielsetzung der Arbeit..... | 9 |
| 2. Stand der Technik | 10 |
| 2.1 Stand der Technik in der klinischen Routine | 10 |
| 2.1.1 Präoperative Planung der Resektion | 10 |
| 2.1.2 Intraoperative Lokalisierung von Tumoren in der Leber..... | 10 |
| 2.1.3 Intraoperative Vermessung des Resektats..... | 12 |
| 2.2 Navigations- und Assistenzsysteme in der allgemeinen Chirurgie..... | 12 |
| 2.2.1 Registrierungsverfahren in der Hartgewebschirurgie | 12 |
| 2.2.2 Interaktion mit Navigations- und Assistenzsystemen | 13 |
| 2.2.3 Vermessung mittels Navigationssystemen..... | 13 |
| 2.3 Systeme zur intraoperativen Unterstützung in der Leberchirurgie | 14 |
| 2.3.1 Datenbasis für die Navigation eines Instrumentes | 14 |
| 2.3.2 Intraoperative Darstellung..... | 15 |
| 2.3.3 Registrierungsverfahren | 17 |
| 2.3.4 Messung von Bewegung und Deformation der Leber | 19 |
| 2.3.5 Klinische Anwendung von Navigationssystemen..... | 20 |
| 2.4 Defizite am Stand der Technik..... | 21 |
| 2.4.1 Registrierung zwischen Bildgebung und räumlicher Lage der Leber..... | 21 |
| 2.4.2 Messung der Bewegung und Deformation der Leber | 22 |
| 2.4.3 Interaktion zwischen Chirurgen und Assistenzsystem..... | 22 |
| 2.4.4 Kontrolle und Vermessung des Resektatvolumens..... | 23 |
| 3. Klinisch anwendbares Assistenzsystem für die Leberchirurgie | 24 |
| 3.1 Notwendige Eigenschaften und Funktionen | 24 |
| 3.2 Eigener Ansatz | 25 |
| 3.2.1 Aufbau einer kliniktauglichen Plattform..... | 25 |
| 3.2.2 Integration in den leberchirurgischen Ablauf..... | 26 |
| 3.2.3 Voraussetzungen für die Navigation in der Leberchirurgie..... | 27 |
| 3.2.4 Funktionalitäten und Nutzung der Navigation in der Leberchirurgie..... | 27 |
| 3.3 Abgrenzung..... | 28 |
| 4. Konzept und Systementwurf | 29 |
| 4.1 Konzept für ein Assistenzsystem in der Leberchirurgie | 29 |
| 4.1.1 Gleichzeitige Anzeige von prä- und intraoperativer Bildgebung..... | 29 |

| | | |
|-----------|---|------------|
| 4.1.2 | Anzeige der Lage intraoperativer Instrumente mit präoperativer Planung..... | 29 |
| 4.1.3 | Manuelle Registrierung mithilfe von Landmarken und Bildgebung | 29 |
| 4.1.4 | Messung von Bewegung und Deformation mittels reflektierenden Markern | 30 |
| 4.1.5 | Benutzungsablauf folgt chirurgischem Ablauf des Eingriffes | 30 |
| 4.1.6 | Interaktion und Vermessung mithilfe navigierter Instrumente | 30 |
| 4.2 | Beschreibung der Hardware-Komponenten | 31 |
| 4.3 | Beschreibung der Software-Module | 33 |
| 4.3.1 | Modul Planungsmodell | 34 |
| 4.3.2 | Modul Ultraschallbilder | 34 |
| 4.3.3 | Modul Visualisierung / virtuelle Realität | 35 |
| 4.3.4 | Modul Navigation | 35 |
| 4.3.5 | Modul Zustand und Registrierung..... | 37 |
| 4.4 | Benutzungsablauf und Bedienung..... | 38 |
| 5. | Realisierung eines Assistenzsystems für die Leberchirurgie | 41 |
| 5.1 | Aufbau einer kliniktauglichen Plattform..... | 41 |
| 5.1.1 | Grundaufbau des Assistenzsystems | 41 |
| 5.1.2 | Befestigung der Lokalisatoren an den Instrumenten..... | 43 |
| 5.2 | Integration in den leberchirurgischen Ablauf..... | 49 |
| 5.2.1 | Intraoperativer Setup | 49 |
| 5.2.2 | Benutzungskonzept und Bedienschema | 51 |
| 5.2.3 | Interaktion des Benutzers mit dem System | 54 |
| 5.3 | Voraussetzungen für die Navigation in der Leberchirurgie | 68 |
| 5.3.1 | Messung der räumlichen Lage von Ultraschallbildern..... | 68 |
| 5.3.2 | Bestimmung der Position der Leber durch reflektierende Marker..... | 71 |
| 5.3.3 | Registrierung zwischen präoperativer Bildgebung und intraoperativer Lage..... | 82 |
| 5.4 | Funktionalitäten und Nutzung der Navigation in der Leberchirurgie | 95 |
| 5.4.1 | Berechnung der Deformation der Leberoberfläche..... | 95 |
| 5.4.2 | Visualisierung während der Instrumentennavigation..... | 100 |
| 5.4.3 | Intraoperative Vermessung der Resektionsfläche | 101 |
| 6. | Experimente | 111 |
| 6.1 | Klinische Evaluierung während der Entwicklung..... | 111 |
| 6.1.1 | Aufstellung des Assistenzsystems im OP-Raum | 111 |
| 6.1.2 | Handhabung der Instrumente mit den Lokalisatoren | 113 |
| 6.1.3 | Durchführung der Registrierung | 114 |
| 6.2 | Validierung der Vermessung der Resektionsfläche | 115 |
| 7. | Zusammenfassung und Ausblick | 120 |
| 8. | Anhang – Notation | 122 |
| 9. | Literatur | 123 |

1. Einleitung

1.1 Medizinische Problemstellung

Die Leber ist ein zentrales Organ im menschlichen Körper, das eine Vielzahl von lebenswichtigen Stoffwechselfvorgängen übernimmt. Hierbei ist die Leber unter anderem an der Regulierung des Blutzuckerspiegels und beim Abbau von Giften im Blut beteiligt. Dementsprechend führt eine Erkrankung der Leber sehr häufig zu einem lebensbedrohlichen Zustand, da die Funktion der Leber nur ansatzweise künstlich ersetzt werden kann. Besonders Tumorerkrankungen haben eine geringe Langzeit-Überlebenswahrscheinlichkeit zur Folge. Die Leber hat jedoch die einzigartige Fähigkeit, sich zu regenerieren, d.h. wenn ein Teil der Leber abgetrennt wird, wächst die Leber wieder bis zu ihrer ursprünglichen Größe nach. Dabei können je nach Zustand des Patienten bis zu zwei Drittel der Leber entfernt werden (Caputsotti, 2007). Daraus entsteht die Möglichkeit, kranke Teile der Leber zu entfernen, da die gleiche Menge des entfernten Gewebes neu gebildet wird. Diese Therapieform wird von den Chirurgen Resektion der Leber genannt. Neben dem Entfernen von erkranktem Lebergewebe gibt es die Möglichkeit, eine gesunde Leber zu teilen und einen Teil zu transplantieren. Bei dieser als Leberlebenspende genannten Methode wächst die Leber im Spender und im Empfänger wieder zu ihrer ursprünglichen Größe heran (Chen et al., 1991).

Die Leberteilentfernung wird in den meisten Fällen offen durchgeführt, d.h. der Bauchraum des Patienten wird aufgeschnitten. Alternativ wurde ein laparoskopisches Vorgehen entwickelt, bei der die Leberresektion minimal-invasiv durch die Bauchdecke erfolgt. Da die Orientierung bei laparoskopischen Eingriffen jedoch noch schwieriger als in der offenen Chirurgie ist, wird sie bisher nur in einzelnen Kliniken durchgeführt. Neben der Resektion von Lebergewebe in einem chirurgischen Eingriff besteht vor allem bei tumorösen Erkrankungen die Möglichkeit einer Behandlung durch Chemotherapie. Die Therapiemöglichkeiten werden hierbei immer mehr verbessert. Allerdings verbleiben in vielen Fällen Resttumore (Residuen), welche eine Wiedererkrankung wahrscheinlich machen. Diese werden in einigen Fällen operativ entfernt. Eine weitere Behandlungsmethode ist die Radiofrequenzablation, bei der das erkrankte Gewebe durch eine Nadel mittels Hitze zerstört wird. Radiofrequenzablation wird als Alternative zur chirurgischen Entfernung immer häufiger eingesetzt, wobei noch kein direkter Nachweis der Wirksamkeit möglich ist. Das Ergebnis muss für jeden Patienten in einer Nachkontrolle festgestellt werden.

Das Ziel dieser Arbeit ist, die Resektion der Leber durch den Chirurgen zu unterstützen. Dabei soll ein Assistenzsystem dem Chirurgen helfen, die in der präoperativen Planung definierte Resektionsgrenze auf die Leber zu übertragen. Die Basis für dieses System bildet ein so genanntes Navigationssystem, welches die Position der Instrumente des Chirurgen mittels eines Stereomeßsystems misst und diese innerhalb von dreidimensionalen Bilddaten visualisiert. Diese werden bereits in der Hartgewebeschirurgie im Bereich der Kopfchirurgie, dentalen Implantologie und Orthopädie angewendet. Die dort realisierten Funktionen sollen hier auf die Weichgewebeschirurgie übertragen werden.

1.1.1 Anatomie der Leber

Entsprechend ihrer Funktion wird die Leber mit einer großen Menge Blut versorgt und ist aus diesem Grund mit sehr vielen Blutgefäßen durchzogen. Diese entstehen aus den Verzweigungen von drei großen Gefäßen, welche die Leber ver- und entsorgen (Scheuerlein et al., 2001):

Die Leberarterie zweigt indirekt von der Bauchorta ab und versorgt die Leber mit sauerstoffreichem Blut direkt vom Herzen. Die Pfortader führt der Leber venöses, nährstoffreiches Blut von den Verdauungsorganen zu. Das gesamte Blut fließt schließlich über die Lebervene in Richtung Herz ab. Ein viertes Gefäßsystem bilden die Gallengänge, welche die in der Leber erzeugte Galle sammeln und in die Gallenblase beziehungsweise in den Zwölffingerdarm leiten.

Die Lebervene verzweigt sich im Normalfall in die linke, mittlere und rechte Lebervene. Die Verzweigungen der Pfortader in der Leber werden für die Definition von 8 verschiedenen Lebersegmenten verwendet (Abbildung 1). Diese Segmente bilden einzelne Gebiete der Leber, welche weitgehend unabhängig von benachbarten Lebersegmenten sind, also in der Regel nicht durch größere Blutgefäße verbunden sind. Deshalb wird die Einteilung der Leber in Segmente für die operative Resektion der Leber zur Hilfe genommen.

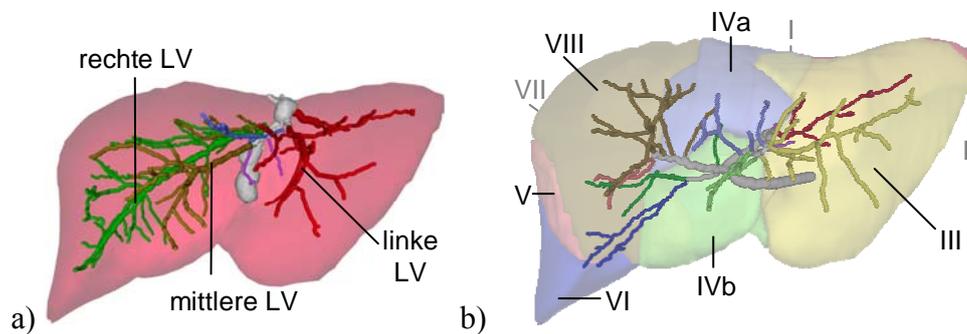


Abbildung 1: Lebermodell auf Basis von Planungsdaten der MeVis AG, Bremen a) Leber mit Lebervene (Einteilung: linke, mittlere, rechte Lebervene) b) Leber mit Pfortader und Einteilung in Lebersegmente I – VIII.

Die Lebersegmente sind von außen nicht sichtbar. Die Oberfläche der Leber ist sehr glatt und unstrukturiert. Sie ist nur durch die Leberbänder unterbrochen. Diese befestigen die Leber in der Bauchhöhle. Das wichtigste Leberband ist das Ligamentum falciforme, das die Leber in einen linken und einen rechten Leberlappen unterteilt.

1.1.2 Präoperative Diagnose und Planung der Leberresektion

Die Diagnose von Lebererkrankungen erfolgt fast ausschließlich durch bildgebende Techniken (Vogl, 2001). Zur Vorbereitung eines chirurgischen Eingriffes werden in den meisten Fällen Computertomografie-Bilder mit einem Schichtabstand von etwa 1 bis 5 mm aufgenommen. Auf diesen werden alle anatomischen Strukturen der Leber bestimmt. Radiologen und Chirurgen verwenden die Hauptverzweigungen der Pfortader und Lebervene zur Orientierung. Zur Verbesserung der Erkennung von Einschlüssen (Läsionen) kann ein Kontrastmittel eingesetzt werden. Dieses wird in den Blutkreislauf des Patienten gespritzt. Danach wird eine mehrphasige CT-Aufnahme erstellt, in der je nach Zeitpunkt die Arterien oder Venen in den CT-Bildern stärker hervorgehoben sind. Alternativ zur Computertomografie werden Magnetresonanztomografieaufnahmen erstellt. Hierbei bildet sich das Weichgewebe kontrastreicher ab und somit ist ein präziserer Befund der Leber möglich. In beiden Fällen wird in dem aufgenommenen Bildvolumen nach sichtbaren Läsionen des Lebergewebes gesucht. Ausgehend vom Kontrast der Läsionen zum Lebergewebe werden diese als eher harmlose Zysten, Tumore oder Metastasen diagnostiziert. Dieser Befund wird mittels Bluttest oder Biopsie der entsprechenden Stelle der Leber bestätigt.

Die Planung des chirurgischen Eingriffes erfolgt in der Vorbesprechung der Chirurgen. Hierbei wird festgelegt, welche Art der Resektion durchgeführt wird. Diese hängt hauptsächlich von

der relativen Lage aller gefundenen Tumore und Metastasen zu den Blutgefäßen ab. Tumore in Randlage können lokal entfernt werden (atypische Resektion, Keilresektion), da deren Entfernung keinen weiteren Einfluss auf die restliche Leber hat. Für Tumore in der Nähe von Hauptverzweigungen der Pfortader, Lebervene oder Leberarterie müssen jedoch ganze Lebersegmente entfernt werden, da diese sonst nach dem Entfernen der Tumore nicht mehr mit Blut ver- oder entsorgt werden und das Parenchym absterben würde. Somit kann der Chirurg die Leber nicht beliebig zerteilen, sondern muss sich am Verlauf der Blutgefäße orientieren, die sich in der Aufteilung der Lebersegmente widerspiegelt. Prinzipiell werden die anatomischen Resektionen, bei denen sich der Chirurg an den Segmentgrenzen orientiert, nach den zu entfernenden Lebersegmenten eingeteilt (Tabelle 1). Für die Heilung des Patienten ist vor allem das Volumen des verbleibenden Lebergewebes wichtig, das maßgeblich die für die Regenerierung der Leber benötigte Zeit bestimmt (Pawlik et al., 2008). Aus diesem Grund sollte so wenig wie möglich Parenchym entfernt werden und somit vorwiegend atypisch reseziert werden. Demgegenüber erhöht ein komplexerer Verlauf der Resektionsgrenze den Schwierigkeitsgrad für den Chirurgen. Weiterhin steigt durch eine größere Resektionsfläche entsprechend der Menge des verletzten Gewebes das Risiko für Komplikationen durch Blutungen während und nach dem chirurgischen Eingriff. Die Art der durchzuführenden Resektion ist demzufolge eine Abwägung aus der Lage der Tumore und der erwarteten Regeneration der Leber abhängig vom Zustand des Patienten. Die in der Vorbesprechung festgelegte Resektionsart und alle während des chirurgischen Eingriffs zu beachtenden Besonderheiten werden meist nur schriftlich festgehalten.

Tabelle 1: Bezeichnung anatomischer Leberresektionen entsprechend der entfernten Lebersegmente (Scheuerlein et al., 2001).

| Entfernte Region | Lebersegmente | Bezeichnung der Resektion |
|---|---------------------------------|---|
| Linke Hälfte | II, III, IVa, IVb | Hemihepatektomie links |
| Rechte Hälfte | V, VI, VII, VIII | Hemihepatektomie rechts |
| Hälfte und weiteres Segment oder Segmente | z.B. II, III, IVa, IVb, V, VIII | Erweiterte Hemihepatektomie oder Trisektorektomie |
| Linkslateraler Lappen | II, III | Linkslaterale Sektorektomie |
| Segment | | Segmentresektion mit Nummer |

In den letzten Jahren wird verstärkt auf eine computergestützte Resektionsplanung zurückgegriffen. Hierbei wird vor allem bei chirurgisch schwierigen oder anatomisch besonderen Fällen eine hochaufgelöste CT- oder MRT-Aufnahme erstellt und diese in einer speziellen Software analysiert. Diese Möglichkeit wird vorwiegend durch die MeVis AG als Distant Service angeboten, bei der die Bildaufnahmen eingeschickt und eine Planung von Medizinisch-Technischen Assistenten erstellt wird. Hierbei werden alle anatomischen Strukturen der Leber in den Bilddaten segmentiert und eine Risikoanalyse basierend auf der Lage der Tumore relativ zu den Blutgefäßen durchgeführt (Preim et al., 2002). Daraus werden mehrere Resektionsvorschläge erzeugt und diese in Form eines 3D-Planungsmodells der Leber bzw. in farblich markierten Schnittbildern und den Volumina des jeweils entfernten und des verbleibenden Gewebes dem Chirurgen übermittelt.

Am Vortag des chirurgischen Eingriffs, wird in fast allen Fällen eine Ultraschalluntersuchung durchgeführt, bei der die Leber durch die Haut geschallt wird. Dabei wird die Leber nach Veränderungen untersucht und soweit möglich der erste Befund nochmals bestätigt.

1.1.3 Chirurgischer Ablauf der Leberresektion

In einem offenen leberchirurgischen Eingriff wird der Bauchraum des auf dem Rücken liegenden Patienten geöffnet und mit Bauchdeckenhalter offen gehalten (Abbildung 2). Somit haben der Chirurg und die in der Regel zwei bis drei anwesenden Assistenten einen guten Zugang zum Operationsfeld (Situs). Als nächstes wird die Leber mobilisiert, indem alle Leberbänder sowie kleinere Blutgefäße und Verbindungen zu benachbarten Organen durchtrennt werden. Danach kann die Leber frei bewegt und eine Resektion durchgeführt werden. Die Leber wird mit sterilen Tüchern (Bauchtüchern) in einer Position gehalten, in welcher der Chirurg den zu behandelnden Leberteil gut erreichen kann. Zunächst kontrolliert der Chirurg den Befund durch Ertasten und mittels intraoperativer Ultraschallbildung. Die Tumore sind meist viel fester als das umgebende gesunde Gewebe und können somit leicht erspürt werden.

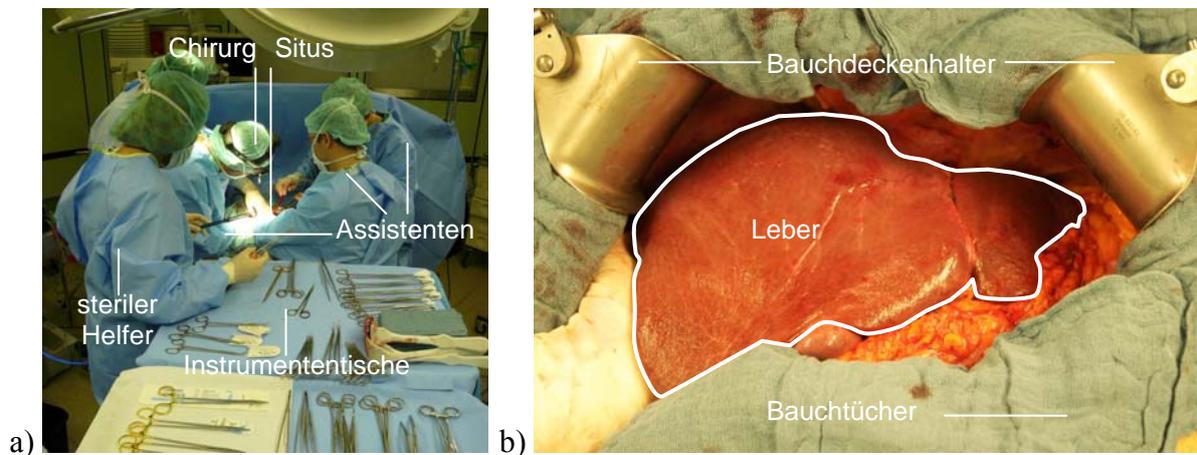


Abbildung 2: a) OP-Setup während eines leberchirurgischen Eingriffs. Blick vom Fußende des OP-Tisches mit den Instrumententischen in Richtung Anästhesiebereich. b) Situs mit Leber umgeben von Bauchtüchern.

Für die Suche nach weiteren, tiefer liegenden Tumoren setzt der Chirurg die Ultraschallsonde direkt auf der Leber auf und sucht alle wichtigen Organstrukturen ab, sowie die aus dem Befund bekannten Tumore (Abbildung 3). Der Chirurg orientiert sich an der räumlichen Anordnung der Blutgefäße, um eine bestimmte Stelle zu lokalisieren. Das Leberparenchym wird im Ultraschallbild als stark aber gleichmäßig gemusterter Bereich abgebildet, wogegen Blutgefäße als dunkle Kreise, Ellipsen oder Streifen abgebildet werden. Tumore sind im Ultraschall meist stark und unregelmäßig strukturiert. Ein B-Mode Ultraschallbild steht senkrecht unter der Ultraschallsonde und dringt circa 5 bis 7 Zentimeter in das Gewebe ein.

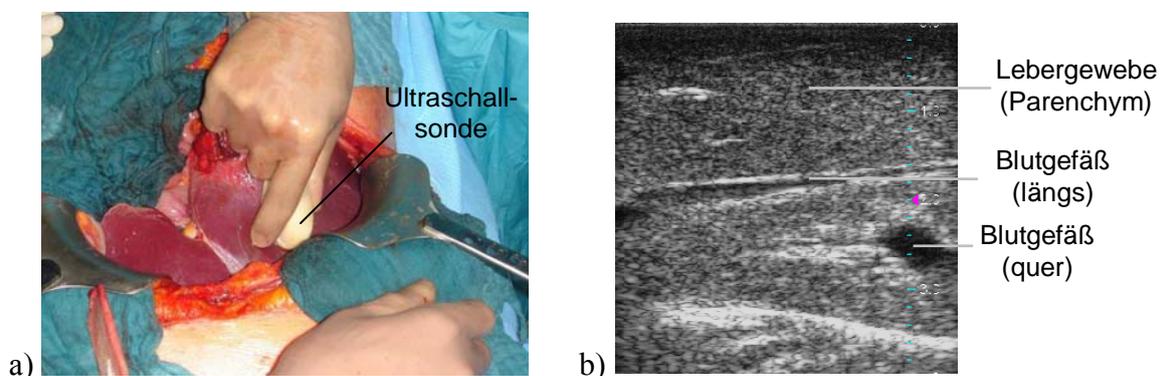


Abbildung 3: a) Schallen der Leber mit einer Ultraschallsonde b) Ultraschallbild der Leber.

Der Chirurg hat die präoperative Diagnose in den meisten Fällen in Form eines schriftlichen Befunds. Außerdem hat er die präoperative CT-Aufnahme als Ausdruck mehrerer Schichten auf Papier, als Schnittbilder am Monitor oder als Bildserie am Leuchtkasten zur Verfügung. Anhand dieser kann der Chirurg genau vergleichen, ob weitere Metastasen vorhanden sind. Falls sich der Befund stark geändert hat, wird die Durchführung der Resektion intraoperativ neu geplant.

Tumore in Randlage werden meist durch eine atypische Resektion entfernt, bei der der Chirurg die genaue Lage der Resektionsgrenzen mithilfe der Abbildung des Tumors im Ultraschall festlegt. Jeder Tumor wird in einem keil- oder konusförmigen Stück des Lebergewebes herausgeschnitten. Dagegen werden bei der anatomischen Resektion ganze Lebersegmente entfernt, deren ver- oder entsorgende Blutgefäße durch die Lage des Tumors betroffen sind. Der Chirurg muss hierbei die Lage der Resektionsgrenze anhand der Verzweigungen der Pfortader und Lebervene sonographisch bestimmen, so dass keine bedeutenden Blutgefäße verletzt werden.

Die Resektion des Parenchyms erfolgt nur noch in sehr seltenen Fällen durch ein Skalpell. Fast ausschließlich kommt ein Ultraschalldissektor oder Wasser-Jet-Dissektor zum Einsatz. Laser oder Ultraschallskalpelle werden in der Leberchirurgie nur in geringem Maße angewendet (Birth, 2007, Rau et al., 2001 und Köckerling 2001). Gegenüber einem Skalpell besteht bei diesen Instrumenten der Vorteil, dass sie die Leber selektiv (Ultraschalldissektor, Wasser-Jet) durchtrennen oder eine gleichzeitige Stillung der Blutungen aus den durchtrennten Gefäßen bewirken (Laser, Ultraschallskalpell). Die selektive Durchtrennung bei Dissektoren beruht auf einer genau eingestellten Energieabgabe in das Gewebe (Frequenz und Leistung beim Ultraschalldissektor, Druck und Größe der Austrittsöffnung beim Wasser-Jet). Dabei wird das Parenchym zerteilt, während Blutgefäße bestehen bleiben und durch den Chirurgen je nach Größe durch Koagulation, Clips oder Nähte verschlossen werden. Kleinere Blutgefäße werden in den meisten Fällen generell durch Thermokoagulation (Mono-, bipolar-koagulator, Licht-, Plasmakoagulator) verschlossen, welche das Gewebe mittels elektrischen Stroms auf 80°C erhitzt und somit lokal verbrennt (kauterisiert). Aus diesem Grund werden weiterhin Instrumente entwickelt, die das Lebergewebe gleichzeitig durchtrennen und kauterisieren. Diese haben jedoch den Nachteil, dass größere Gefäße nicht zuverlässig verschlossen werden und somit ein Blutverlust bis zum nachträglichen Verschließen auftritt.

Da ein plötzlicher und starker Blutverlust eines der größten Risiken eines chirurgischen Eingriffs darstellt, besteht die Möglichkeit, den Blutfluss in der Leber durch ein so genanntes Pringle-Manöver zu stoppen. Hierbei wird die Pfortader und Leberarterie mittels einer Gefäßklemme kurzzeitig bis zu 30 Minuten abgeklemmt, wobei eine Unterbrechung des Blutflusses bis zu 2 Stunden vorgenommen werden kann. Nachträgliche Blutungen an den Resektionsflächen müssen durch eine Versiegelung verhindert werden. Zusätzlich zur Thermokoagulation werden die Schnittflächen mittels einer fibrinhaltigen Flüssigkeiten versiegelt, die aufgesprüht, injiziert oder mittels Kollagenschwämmen (z.B. Tachosil) aufgebracht wird.

Das entfernte Gewebe wird in den meisten Fällen noch während des Eingriffs durch einen Pathologen auf das Vorhandensein erkrankten Gewebes untersucht. Das prinzipielle Ziel ist die R0-Resektion, bei welcher der Tumor vollständig entfernt wurde und keine Tumorzellen in den Resektionsflächen nachgewiesen werden können. Eine R1-Resektion bedeutet, dass kleinere, mikroskopische Teile des Tumors im verbleibenden Lebergewebe vorhanden sein können, da der Tumor aufgrund lebenswichtiger Strukturen nur mit geringem Sicherheitsabstand entfernt werden konnte. Eine R2-Resektion hat in den allermeisten Fällen keine Heilung zur Folge, da ein Teil des Tumors in der Leber verbleibt. Dies kann vor allem dann auftreten,

wenn wichtige Blutgefäße durch das tumoröse Gewebe verlaufen und diese nicht von dem erkrankten Gewebe getrennt werden können.

Die Dauer eines leberchirurgischen Eingriffs hängt hauptsächlich von der Komplexität der Resektion ab, sowie ob die Leber bereits voroperiert ist, womit die Mobilisation der Leber meist deutlich aufwändiger wird. Die Zeitspanne zwischen Aufschneiden des Bauchraumes und abschließender Naht beträgt meist mehrere Stunden. In komplizierten Fällen wird eine Operationsdauer von 8 Stunden erreicht. Der personelle Aufwand ist im Vergleich zu anderen chirurgischen Eingriffen ebenfalls hoch. Neben dem Anästhesisten wird ein unsteriler Helfer (so genannte Springer) benötigt, um Geräte zu bedienen und Gewebeproben weiterzuleiten. Ein steriler Helfer ist damit beschäftigt, alle sterilen Instrumente zur Verfügung zu stellen und verfügbar zu halten. Der Chirurg wird in der Regel von 1 bis 3 sterilen Assistenten unterstützt, die die Aufgabe haben die Leber zu halten, Blut und Gewebereste abzusaugen oder die Resektionsfläche mittels Wassertropfen sauber zu halten. Der sterile Bereich ist meist durch Instrumententische, das Ultraschallgerät und das Dissektorsystem komplett umgeben. Die Heilungschancen sowie die Überlebensrate eines leberchirurgischen Eingriffs sind sehr stark von der Art und dem Status der Erkrankung abhängig. Beim relativ häufig vorkommenden Leberzellkarzinom beträgt die 5-Jahresüberlebenswahrscheinlichkeit nach einer Leberresektion rund 40%. (Bramhall et al., 2003)

Die Grundproblematik der Leberresektion ist, dass Blutgefäße sowie Tumore und Metastasen in der Leber von außen nur begrenzt sichtbar sind. Werden jedoch während der Resektion größere Blutgefäße verletzt oder schneidet der Chirurg in das erkrankte Gewebe, stellt dies eine ernsthafte Gefahr für den Patienten dar. Komplikationen durch Blutverlust beim Patienten senken die Chancen eines Heilungserfolgs maßgeblich. Beim Schneiden in das tumoröse Gewebe besteht die Gefahr, dass einzelne Tumorzellen im Körper des Patienten verbleiben und dort Metastasen bilden können. Die einzige Methode, die dem Chirurgen intraoperativ zur Verfügung steht, um Gefäße und Tumore kurzzeitig zu lokalisieren, ist die Anwendung von Ultraschall. Der Verlauf der Grenzen der Lebersegmente und somit der Verlauf der Resektionsgrenze bei anatomischen Resektionen kann gar nicht visualisiert werden. Diese kann der Chirurg nur an der räumlichen Lage der Gefäße bestimmen. Hierbei wird jedoch die räumliche Vorstellung und Erinnerung des Chirurgen sehr stark in Anspruch genommen, da er mittels Ultraschall nur ein zweidimensionales Bild eines kleinen Teils der Leber bekommt.

1.2 Technische Problemstellung

Eine Unterstützung der Chirurgen während einer Leberresektion kann hauptsächlich über eine Verbesserung der räumlichen Orientierung erfolgen. Ein solches Assistenzsystem kann dabei die prä- und intraoperative Bildgebung dreidimensional zur Verfügung stellen. Die Rückkopplung für den Chirurgen aus dieser Visualisierung erfolgt über die Einbindung seiner Instrumente. Bei der Übertragung dieser aus der Hartgewebeschirurgie bekannten Navigationssysteme in die Weichgewebeschirurgie bestehen die im Folgenden beschriebenen Probleme.

1.2.1 Messung der Bewegung chirurgischer Instrumente

Um dem Chirurgen Informationen über die derzeitige intraoperative Situation liefern zu können, müssen der Situs und die Instrumente durch ein Messsystem erfasst werden. Besonders die räumliche Lage der Ultraschallsonde, die für die intraoperative Bildgebung verwendet wird, sowie die Lage des Dissektors, mit dem das Lebergewebe durchtrennt wird, sind von sehr großer Bedeutung. Der Situs ist während eines leberchirurgischen Eingriffs jedoch durch den Chirurgen und mehrere Assistenten umgeben. Der Zugang zum Situs ist besonders für

stereometrische Messsysteme sehr eingeschränkt, da die Sicht auch von oben auf den Situs durch OP-Lampen verdeckt ist.

Weiterhin müssen alle Instrumente, die durch ein Messsystem erfasst werden sollen, durch Sensoren oder besondere Markierungen ausgestattet werden. Die hierfür notwendige Veränderung der Instrumente darf weder deren Funktion beeinträchtigen, den Chirurgen behindern, noch die Anwendung der Instrumente im sterilen Bereich verhindern. Eine Veränderung der Instrumente ist aufgrund der komplexen Bau- und Funktionsweise nur sehr eingeschränkt möglich.

1.2.2 Einbindung des Assistenzsystems in den intraoperativen Ablauf

Die Leberchirurgie ist durch die Anwendungen von mehreren, meist komplexen, technischen Systemen geprägt. Besonders die Parameter des Dissektors für die Durchtrennung des Lebergewebes müssen individuell auf den Patienten eingestellt werden. Die Belastung des Chirurgen durch ein weiteres System darf demzufolge nur geringfügig zunehmen, um seine Konzentration auf den Patienten weiterhin voll zu gewährleisten. Somit muss ein Assistenzsystem für den Chirurgen sehr einfach gestaltet werden. Die Bedienung des Systems soll einfach verständlich sein und den Chirurgen nicht überfordern. Weiterhin ist der Chirurg steril und darf daher ein unsteriles System nicht berühren. Die Bedienung des Systems muss aus diesem Grund nur über sterile Komponenten erfolgen oder so gestaltet sein, dass sie durch einen unsterilen Helfer ausgeführt werden kann.

Der Ablauf eines leberchirurgischen Eingriffs ist vor allem durch medizinische Notwendigkeiten vorgegeben. Das Assistenzsystem muss demzufolge an diesen Ablauf angepasst sein und darf die Durchführung der Resektion nicht grundlegend verändern. Die für den Einsatz des Assistenzsystems zusätzlich benötigte Zeit muss medizinisch vertretbar sein. Chirurgische Arbeitsschritte dürfen dabei keinesfalls unterbrochen oder unverhältnismäßig verlängert werden.

Alle Informationen müssen dem Chirurgen auf verständliche Art und Weise mitgeteilt werden. Hierfür müssen dem Chirurgen möglichst bekannte Darstellungen angeboten werden, damit sich seine Orientierung verbessert. Das Verstehen der Informationen darf keinen zusätzlichen Stress erzeugen.

1.2.3 Registrierung der präoperativen Bildgebung mit der intraoperativen Situation

Dem Chirurgen stehen während des Eingriffs sowohl prä- als auch intraoperative Bilddaten zur Verfügung (Abbildung 4). Während die präoperativen Bilddaten CT- oder MRT-Aufnahmen sind und aufgrund ihrer hohen Auflösung und starken Kontrast eine viel bessere Analyse zulassen, sind die intraoperative Ultraschallbilder aktueller. Damit sind sie zuverlässiger in Bezug auf die momentane Ausdehnung des erkrankten Gewebes. Deshalb ist es von Vorteil, die Informationen aus den beiden Bildmodalitäten miteinander zu verknüpfen, sie zu registrieren. Das dabei eingesetzte Verfahren muss aus Sicht des Chirurgen ein gutes Ergebnis erreichen. Hierbei zählen nicht nur die erreichte Genauigkeit, sondern auch die Dauer und die für die Durchführung der Registrierung zusätzlich benötigten Arbeitsschritte.

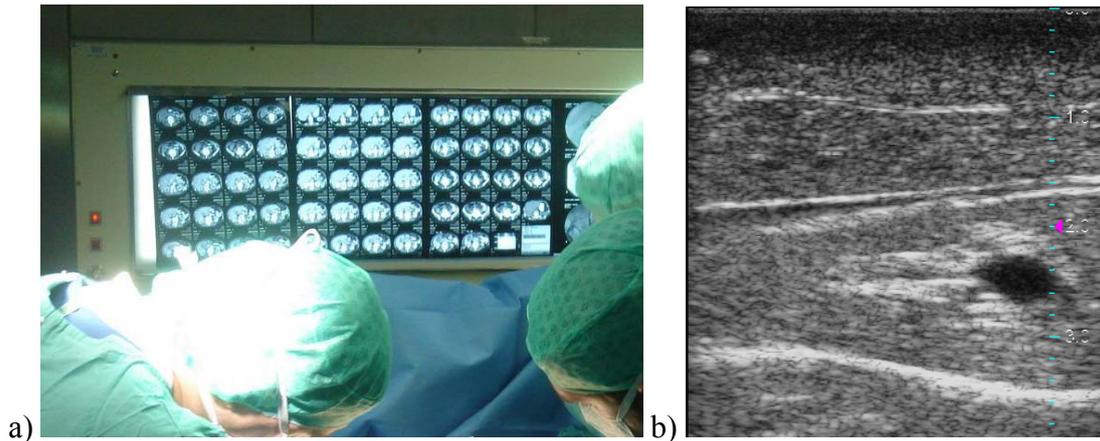


Abbildung 4: Die Informationen aus den Schichtbildern der präoperativen Bildgebung (a) müssen mit den intraoperativen Ultraschallbildern (b) verknüpft werden, um den Chirurgen zu entlasten.

1.2.4 Kompensation der Bewegung der Leber

Im Gegensatz zum Knochen in der Hartgewebschirurgie ist die Leber kein starres Organ. Besonders nach dem Mobilisieren kann die Leber sowohl im Körper als auch die einzelnen Lappen der Leber bewegt werden. Außerdem kann an der Leber kein Sensor oder Marker vergleichbar zur Kopfchirurgie, dentalen Implantologie oder Orthopädie angebracht werden, da die Leber keine feste Struktur enthält. Des Weiteren bewegt und verformt sich die Leber ständig durch die Atmung des Patienten, die Manipulation durch den Chirurgen und aufgrund von Änderungen des Blutdrucks. Somit ist eine Darstellung der räumlichen Orientierung der Instrumente des Chirurgen relativ zur Leber nur eingeschränkt möglich. Die Registrierung zwischen präoperativen Bilddaten und intraoperativer Situation müsste vom Chirurgen während der Resektion ständig wiederholt werden. Somit muss ein Verfahren gefunden werden, welches die Bewegung der Leber vom Zeitpunkt der Registrierung kompensiert. Dieses darf den Chirurgen nur so wenig wie möglich bei der Resektion der Leber behindern. Ferner muss es unter der Einschränkung funktionieren, dass die Leber ständig durch die Hände der Chirurgen und Assistenten und deren Instrumente bedeckt ist.

1.2.5 Erfassen des Ergebnisses der Resektion

Das Ergebnis der Resektion der Leber wird anhand der resezierten Lebersegmente und besonderer Vorkommnisse dokumentiert. Ein Vergleich oder eine Auswertung der durchgeführten Resektion zur geplanten Resektion wird nicht durchgeführt, da die Durchführung und Planung nur ungefähr miteinander verglichen werden können. Deshalb soll dem Chirurgen durch eine einfach und schnell durchzuführende Messung der Resektionsfläche ermöglicht werden, das Ergebnis der Resektion zu erfassen, zu dokumentieren und mit der Planung zu vergleichen (Abbildung 5). Nach Möglichkeit müssen hierfür die vorhandenen Messsysteme und Instrumente verwendet werden, um die Durchführung des chirurgischen Eingriffs nicht durch weitere Systeme zu behindern und komplexer zu gestalten.

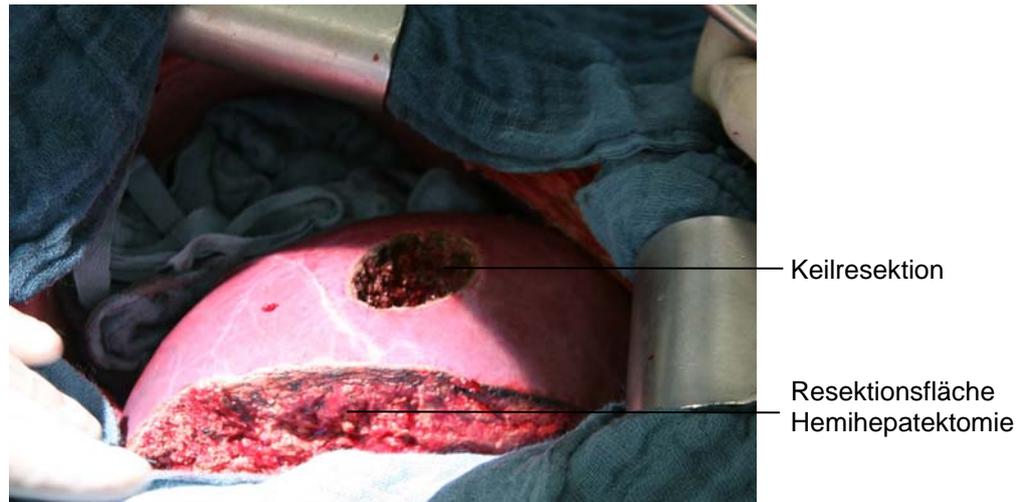


Abbildung 5: Sowohl die atypische Keilresektion als auch die anatomische Resektionsfläche (Hemihepatektomie) können momentan nicht mit der Planung verglichen werden. Die Entfernung des Tumors kann nur durch das Ergebnis der Pathologie bestimmt werden.

1.3 Zielsetzung der Arbeit

Das Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines Assistenzsystems für die offene Leberchirurgie, welches den Chirurgen bei der Umsetzung einer präoperativen Planung unterstützt. Das System soll dabei in der klinischen Routine eingesetzt werden können. Aus diesem Grund werden vorhandene und neu zu entwickelnde Verfahren kombiniert und in ein kliniktaugliches System integriert. Des Weiteren liegt der Fokus auf der offenen Leberchirurgie. Teilspekte treffen ebenfalls auf die laparoskopische Leberchirurgie (Hildebrand et al., 2008 und Martens et al., 2009), die Radiofrequenzablation (Arnold et al., 2009) oder andere chirurgische Bereiche der Weichgewebeschirurgie zu, jedoch soll das Assistenzsystem für die offene Leberchirurgie entwickelt werden, um eine optimale Anpassung an den klinischen Workflow zu erreichen. Der Schwerpunkt der Arbeit liegt auf den folgenden Zielen:

- Adaption eines in der Kopfchirurgie angewendeten Navigationssystems für die offene Leberchirurgie
- Erweiterung einer Ultraschallsonde und eines Dissektors, so dass deren räumliche Lage gemessen werden kann und Ultraschallbilder mit räumlichen Informationen verknüpft werden können und eine Visualisierung der Lage der Instrumente möglich ist
- Verfahren zur effizienten Registrierung präoperativer Bilddaten mit der intraoperativen Situation und Kompensation der Bewegung und Deformation der Leber
- Vermessung der Resektionsfläche zum Vergleich mit der präoperativen Planung

2. Stand der Technik

Die Entwicklung eines Navigationssystems, welches in der offenen Leberchirurgie angewendet werden soll, erfordert die Lösung einer Reihe von Problemstellungen. Dementsprechend soll in diesem Kapitel auf den Stand der Technik im Bereich der offenen Leberchirurgie sowie den Stand der Forschung in mehreren Aspekten der Medizingerätetechnik eingegangen werden.

2.1 Stand der Technik in der klinischen Routine

2.1.1 Präoperative Planung der Resektion

Die Planung der Leberresektion erfolgt in der Regel basierend auf einer präoperativen CT- oder MRT-Aufnahme, welche mehrere Tage vor dem chirurgischen Eingriff gemacht wird. Auf Grundlage der Diagnose wird zuerst über die Therapieform entschieden, d.h. ob die Leber überhaupt resezierbar ist (Bramhall et al., 2003 und Bentrem et al., 2005). Dies ist vor allem von der Lage der Tumore oder Metastasen in der Leber sowie deren Abstand zu wichtigen Blutgefäßen abhängig. Das Ziel bei der Planung der Resektion ist es, alle Tumore vollständig zu entfernen und dabei eine möglichst große Menge des Lebergewebes zu erhalten (Ferrero et al., 2007, Pawlik et al., 2008).

Zusätzlich zu den zweidimensionalen CT- oder MRT-Bildern besteht die Möglichkeit, ein dreidimensionales Planungsmodell aus den präoperativen Volumendaten zu erstellen (Meinzer et al., 2002). Durch eine computergestützte Untersuchung des Blutgefäßsystems in der Leber, kann eine Risikoanalyse berechnet werden (Preim et al., 2002, Selle et al., 2002,). Basierend darauf werden ein oder mehrere Resektionsvorschläge in Form eines dreidimensionalen Modells durch einen Radiologen oder medizinisch-technischen Assistenten erstellt. Dem Chirurgen steht mit einem derartigen Planungsmodell eine genaue Berechnung des Anteils des erhaltenen Lebervolumens nach der Resektion zur Verfügung, was besonders in schwierigen Fällen bei der Entscheidung über die Resektionsstrategie hilfreich ist (Lang et al., 2005).

2.1.2 Intraoperative Lokalisierung von Tumoren in der Leber

Der Chirurg arbeitet während eines leberchirurgischen Eingriffs ausschließlich im sterilen Bereich. Die präoperative Diagnose liegt ihm somit während der Durchführung der Leberresektion nicht direkt vor, sondern er kann diese nur vor dem Eingriff betrachten und genauer studieren. Dabei liest er den radiologischen Befund und vergleicht diesen mit Schichtbildern der CT-Aufnahme. Je nach Klinikum liegen dem Befund ausgewählte Bilder bei oder der Chirurg sucht die für ihn interessanten Schnittbilder selbstständig am Computerbildschirm heraus. Somit erkennt er die betroffenen Segmente der Leber und leitet daraus eine räumliche Vorstellung ab. Hierbei ruft er sich hauptsächlich die ihm aus der Vorbesprechung bekannte Planung der Resektion der Leber ins Gedächtnis, um diese intraoperativ umzusetzen. Im weiteren Verlauf des Eingriffs stehen ihm die Bilder nur aus der Entfernung am Lichtkasten oder am Monitor zur Verfügung. Bei der Auswahl eines Bildes oder beim wiederholten Lesen des radiologischen Befunds ist der Chirurg dabei auf die Hilfe des unsterilen OP-Personals angewiesen.

Eine Übersicht der verwendeten Methoden zum intraoperativen Lokalisieren der Tumoren ist in Tabelle 2 zu finden.

Tabelle 2: Übersicht über die intraoperativen Möglichkeiten zur Lokalisierung von Lebertumoren.

| Art der Lokalisierung | Einschränkung | Ergebnis |
|--|---|--|
| Radiologischer Befund/ präoperative Schnittbilder | <ul style="list-style-type: none"> - Präoperativer Status - steht nur indirekt zur Verfügung | Lage und räumliche Ausdehnung innerhalb eines/ mehrerer Lebersegmente |
| Visuell/ Sichtbar an Leberoberfläche | <ul style="list-style-type: none"> - nur Tumore am Rand der Leber | Lage des Tumors in der Leber des Patienten |
| Ertasten (Palpation) | <ul style="list-style-type: none"> - Tumorgewebe nicht in allen Fällen ertastbar - Keine Tumore tief in der Leber ertastbar | Größe und Lage des Tumors in der Leber des Patienten |
| Intraoperativer Ultraschall (B-Mode Bilder) | <ul style="list-style-type: none"> - Deuten von Ultraschallbildern muss erlernt werden - Kleine Tumore und Residuen nicht erkennbar | Lage des Tumors in der Leber; Tiefe und Größe in Zentimeter |
| 3D-Bildgebung (CT, MRT, 3D-Ultraschall) | <ul style="list-style-type: none"> - Steht nur selten zur Verfügung - zeit- und kostenintensiv - Keine Echtzeitbildgebung | Lage und räumliche Ausdehnung in der Leber |

Nach der Eröffnung des Patienten und der Präparation der Leber hat der Chirurg einen freien Blick auf das Organ. Tumore können dabei nur in wenigen Fällen von außen an der Leberoberfläche erkannt werden, z.B. wenn sie bereits eine größere Ausdehnung erreicht haben.

Die in der offenen Leberchirurgie älteste Methode zur Feststellung von Tumoren ist das Ertasten (Palpation). Die Tumore werden dabei durch das Lebergewebe aufgrund ihrer höheren Festigkeit ertastet, indem der Chirurg die Leber meist zwischen Zeigefinger und Daumen zusammendrückt. Somit kann er direkt an der Leber die Lage, räumliche Ausdehnung und ungefähre Größe von Tumoren feststellen. In einigen Fällen können Tumore oder Metastasen in der Leber nicht ertastet werden. Dies ist insbesondere nach einer vorangegangenen Chemotherapie der Fall, wenn die Tumore nur als kleine Reste (Residuen) übrig sind.

Die modernste und momentan hauptsächlich angewendete Methode zur intraoperativen Lokalisierung von Tumoren stellt der Einsatz eines Ultraschallsystems dar. Dies liegt vor allem daran, dass diese Methode strahlungsfrei (bezogen auf ionisierende Strahlung) und kostengünstig ist. Die Echtzeitdarstellung von B-Mode Ultraschallbildern erlaubt dem Chirurgen das Auffinden von Tumoren mit der größten Sensitivität (Parker et al., 1989, Luck et al., 1999). Diese Tumore können im Ultraschallbild erkannt werden, da sie sich von der homogenen Struktur des Parenchyms abheben. Der Chirurg kann die Lage des Tumors auf der vor ihm liegenden Leber durch die Position der Ultraschallsonde abschätzen. Die Größe und die Tiefe des Tumors in der Leber kann der Chirurg anhand der Skala der Eindringtiefe des Ultraschallbildes bestimmen. Mittels seines räumlichen Vorstellungsvermögens kann der Chirurg die räumliche Lage und Größe des Tumors in der Leber einordnen.

Intraoperative CT- oder MRT-Geräte stehen nur in sehr seltenen Fällen zur Verfügung und werden in der klinischen Routine nicht zur intraoperativen Lokalisierung von Tumoren eingesetzt. Ebenso werden 3D-Ultraschallköpfe, die eine Visualisierung des gescannten Teils der Leber in Form von Schichtbildern ermöglichen, nur selten verwendet.

2.1.3 Intraoperative Vermessung des Resektats

Das verbleibende Volumen der Leber nach der Resektion hat einen entscheidenden Einfluss auf die Regeneration der Leber nach dem Eingriff. Dabei wächst die Leber umso schneller bis wieder auf ihre ursprüngliche Größe nach, je größer der erhaltene Teil der Leber ist (Chen et al., 1991). Daraus resultiert eines der wichtigsten Ziele während der Planung der Leberresektion, so viel Lebervolumen wie möglich zu erhalten. Das Volumen der Leber, sowie der nach der Resektion erhalten bleibende Teil werden dabei anhand der präoperativen Bilddaten bestimmt und werden in die Planung der Resektion mit einbezogen.

Intraoperativ wird das Volumen des Resektats mithilfe der Wasserverdrängung bestimmt (Lemke et al., 1997). Die Bestimmung des Lebervolumens anhand des Gewichtes wird aufgrund der großen Schwankung der Dichte zwischen $0,9$ und $1,1\text{g/cm}^3$ schon bei gesundem Gewebe nur als Kontrollmessung durchgeführt. Die Messung des gesamten Lebervolumens wird nur im Fall einer Lebertransplantation durchgeführt, wenn das gesamte Organ entnommen werden kann.

2.2 Navigations- und Assistenzsysteme in der allgemeinen Chirurgie

Navigationssysteme haben in der Hartgewebschirurgie eine lange Entwicklungsgeschichte, in der sie aus stereometrischen Rahmen weiterentwickelt wurden. Heute sind Systeme auf Basis navigierter Instrumente in der dentalen Implantologie, HNO-Chirurgie und der Orthopädie vertreten und werden dort in der klinischen Routine angewendet.

In diesem Bereich haben sich hauptsächlich Navigationssysteme mit optischer Positionsmessung durchgesetzt. Die räumliche Lage der navigierten Instrumente wird meist auf Basis von drei passiven Reflektoren bestimmt, welche am Instrument in Form eines Lokalisators befestigt sind. Die Lage des Patienten wird ebenfalls mittels eines Lokalisators überwacht, welcher am Patient befestigt wird.

2.2.1 Registrierungsverfahren in der Hartgewebschirurgie

In der Hartgewebschirurgie bildet eine CT- oder MRT-Aufnahme die Grundlage für alle Navigationssysteme. Die erforderliche Registrierung zwischen den Bilddaten und dem Patienten wird dabei je nach System und Einsatzgebiet unterschiedlich gelöst. Eine Möglichkeit besteht in der Verwendung von röntgenopaken Markern, welche sowohl in der CT-Aufnahme sichtbar sind als auch durch das Positionsmesssystem bestimmt werden können. Beispiele für röntgenopake Marke sind Hautmarker (Claes et al., 2000), Titanschrauben (Maurer et al., 1997) und Bisschienen (Schermeier et al., 2002). Diese werden vor der CT-Aufnahme am Patienten angebracht und müssen dort bis zum chirurgischen Eingriff unverändert verbleiben. Während Hautmarker einfach auf die Haut geklebt werden, stellen Titanschrauben, die direkt in knöcherne Strukturen geschraubt werden, eine sehr invasive Methode dar. Bei einer Anwendung der Navigation im Kopfbereich kommt eine Bisschiene in betracht, die für jeden Patienten individuell angefertigt werden muss und an den Zähnen befestigt wird.

Eine Alternative zu röntgenopaken Markern bildet ein Headset (Koele et al., 2002) in Kombination mit einer Registrierung anatomischer Landmarken. Das Headset ermöglicht die Erfassung des Patienten durch ein Positionsmesssystem, während die Registrierung zwischen präoperativer Bildgebung und dem Patienten über natürliche, anatomische Landmarken hergestellt wird. Diese werden am Patienten mit einem Instrument angetastet (Goldsmith et al., 2005). Somit wird eine Registrierung zwischen Bildgebung und Patient erreicht, ohne eine CT-Aufnahme mit zusätzlichen Markern durchführen zu müssen.

2.2.2 Interaktion mit Navigations- und Assistenzsystemen

Obwohl die Interaktion mit einem komplexen Assistenzsystem in einer chirurgischen Umgebung eine sehr große Bedeutung hat, spielt sie nur eine geringe Rolle in der Forschung. Insbesondere die Bedienung eines Navigationssystems wird während der klinischen Evaluierung von einem technischen Assistenten übernommen, so dass diesem Teil der Interaktion zwischen dem Chirurgen und dem System keine weitere Beachtung geschenkt wird. Viele wissenschaftliche Publikationen, beispielsweise Joshi et al. (2008) beschäftigen sich mit der intraoperativen Visualisierung. Konkrete Konzepte für die intraoperative Bedienung eines Navigationssystems wurden dagegen nicht publiziert. Die Interaktion des Chirurgen mit einem derartigen System ist lediglich Bestandteil der Produktentwicklung kommerzieller Systeme und wird unter dem Begriff Bedienkomfort eingestuft.

Während der ersten Entwicklungsphase softwaregetriebener Assistenzsysteme wurde eine Spracherkennung als intraoperative Interaktionsmöglichkeit vorgeschlagen (Visarius et al., 1997), da diese sowohl die Bedienung aus dem sterilen Bereich ermöglicht als auch für den Menschen eine sehr bekannte Interaktionsmöglichkeit darstellt.

Speziell die Interaktion des Chirurgen mit dem System über ein navigiertes Instrument wird im Patent von Lüth et al. (2001) betrachtet. Darin wird definiert, dass der Einmessvorgang eines navigierten Instrumentes sehr einfach durchführbar sein soll und keine weitere Interaktion wie das Drücken einer Taste enthalten soll. Ebenso ist beschrieben, dass das Einmessen des Instrumentes im intraoperativen Workflow durch eine technische Kontrolle nicht vergessen werden kann.

In Strauß et al. (2007), wird festgestellt, dass die durch ein Navigationssystem zur Verfügung gestellte Information in jedem Fall einen Einfluss auf den Chirurgen hat, obwohl der Automatisierungsgrad bei navigierten Instrumenten als gering eingestuft wird. Daraus wird die Notwendigkeit des Situationsbewusstseins des Chirurgen für die dargestellte Information des Navigationssystems abgeleitet, um die Gefahr des Übervertrauens zu verhindern.

2.2.3 Vermessung mittels Navigationssystemen

Die Grundfunktion eines Positionsmesssystems besteht in der Lagemessung und ermöglicht somit die Anwendung von navigierten Instrumenten oder die Durchführung einer Registrierung zwischen Bildgebung und Patient. Zusätzlich zu diesen Funktionen kann die Anatomie des Patienten mittels eines navigierten Instrumentes vermessen werden. Im Gegensatz zur bildgestützten Vermessung anhand einer CT-Aufnahme, wird der Patient durch die navigierte Vermessung keiner zusätzlichen Strahlung ausgesetzt.

Trotz dieses Vorteils wird die navigierte Vermessung nur sehr selten angewendet. Ein Beispiel dafür ist die Messung von Längen und Winkel von therapierten Knochen oder Gelenken in orthopädischen Eingriffen (Citaka et al., 2008). Eine durch die Navigation mögliche Über-

prüfung des Ergebnisses eines chirurgischen Eingriffes ist in Stopp et al. (2007) durch die Vermessung der Lage eines Implantates demonstriert.

Außerdem kann mittels eines navigierten Instrumentes die dreidimensionale Oberfläche einer anatomischen Struktur vermessen werden. In Rose et al. (2004) wird eine dentale Prothesenplanung anhand des Abtrags eines virtuellen Volumens mit einem navigierten Instrument vorgestellt.

2.3 Systeme zur intraoperativen Unterstützung in der Leberchirurgie

Eine Untersuchung von Möglichkeiten zur bildgestützten Unterstützung des Chirurgen im Bereich der Leberchirurgie wurde erstmalig von Herline et al. (1999a) durchgeführt. Als Ansatz wird ein bildgestütztes System gewählt, welches eine Position am Patienten über ein Registrierungsverfahren auf Bilddaten überträgt. Hierfür wird ein navigiertes Instrument verwendet, dessen räumliche Position und Lage gemessen werden kann, um den Ort des Instrumentes in den Bilddaten anzuzeigen.

Das grundlegende Verfahren zur Navigation in der Weichgewebschirurgie wird im Patent „Verfahren und Vorrichtung zur Navigation bei medizinischen Eingriffen von Glombitza et al. (2001) beschrieben. Ein danach zu realisierendes System enthält statische, präoperativ aufgenommene, dreidimensionale Bilddaten, sowie intraoperative Daten einer beliebigen Bildmodalität, die dynamisch aktualisiert werden können. Ein Registrierungsverfahren ordnet Organstrukturen, die sowohl in prä- als auch intraoperativen Bildern detektiert wurden, einander zu. Ein navigiertes Instrument wird angewendet, damit der Chirurg die Informationen aus den Bilddaten auf den Patienten übertragen kann.

Ein gleichzeitig erarbeitetes Lösungskonzept sieht bereits die Anwendung einer präoperativ erstellten Planung basierend auf einer CT- oder MRT-Aufnahme vor (Hassenpflug et al., 2001). Diese Planung enthält die Kontur der Leber, die Blutgefäße sowie die Lage und Form der Tumore und Metastasen.

Im Folgenden wird die Entwicklung im Stand der Forschung der verschiedenen Komponenten und Verfahren eines Navigationssystems für die Leberchirurgie beschrieben. Hierbei werden zuerst die Aufnahme und Weiterverarbeitung verschiedener Bildmodalitäten und Messdaten betrachtet, welche intraoperativ aktuelle Informationen möglichst in Echtzeit liefern. Danach werden verschiedene Verfahren für die Registrierung von präoperativen Bilddaten mit der intraoperativen Situation aufgezeigt. Des Weiteren wird auf Möglichkeiten zur Aufrechterhaltung der Registrierung bei Bewegung und Deformation der Leber eingegangen. Zum Schluss werden Methoden beschrieben, mit denen eine intraoperative Vermessung der durchgeführten Leberresektion möglich ist.

2.3.1 Datenbasis für die Navigation eines Instrumentes

Da sich die präoperative Bildgebung in der Leberchirurgie signifikant von der intraoperativen Situation unterscheiden kann, besteht die Notwendigkeit intraoperative Informationen in die Navigation mit einzubeziehen. Eine Möglichkeit hierfür besteht in der Verwendung von intraoperativer Bildgebung. Je nach Art der verwendeten intraoperativen Bildgebung können verschiedene Lösungen erzielt werden.

Aus dem oben beschriebenen Patent (Glombitza et al, 2001) geht hervor, dass die intraoperative Bildgebung dreidimensional sein muss oder alternativ ein räumlicher Zusammenhang

zweidimensionaler Bilddaten ausgenutzt wird. Neben der Erfassung der reinen Bilddaten muss zusätzlich noch ein räumlicher Bezug zur Leber des Patienten hergestellt werden.

Als Bildquellen stehen in einem leberchirurgischen Eingriff hauptsächlich Ultraschallsysteme zur Verfügung. Dabei haben zweidimensionale B-Mode Ultraschallbilder die größte Bedeutung bei der Lokalisierung von Tumoren (Herline et al., 1999a). Dopplerultraschall wird nur in wenigen Fällen zur Hervorhebung des Blutflusses in den Gefäßen verwendet. Im Gegensatz zum Bildvolumen einer CT-Aufnahme, müssen die zweidimensionalen Ultraschallbilder jedoch erst in dreidimensionale Daten umgewandelt werden, um die gewohnte orthogonale Ansicht für die Navigation anbieten zu können. Die Realisierung eines navigierten Instrumentes auf Basis von 3D-Ultraschall wurde erstmalig von Sjølie et al. (2003) durchgeführt. Ein Bildvolumen wird dabei durch die Aufnahme einer Serie von Ultraschallbildern erzeugt. Diese Arbeit wurde auf Basis einer 3D-Ultraschallsonde mit einem automatisch bewegten Schallkopf von Eulenstein et al. (2004) wiederholt.

Eine alternative Lösungsmöglichkeit für die Verwendung von 2D-Ultraschallbildern als Basis für die Navigation besteht in der Anwendung von Augmented Reality, wobei das Ultraschallbild in seiner räumlichen Lage in ein Videobild des Patienten eingeblendet wird (Rosenthal et al., 2002). Der Chirurg sieht dabei die räumliche Lagebeziehung zwischen dem Ultraschallbild und dem navigierten Instrument durch eine Videobrille (Head Mounted Display).

Durch die Anwendung von intraoperativer CT-, MRT-Scanner oder ähnlichen Quellen für Volumenbilder kann die Bildgebung auf Basis von röntgenopaken Markern (Fiducials) mit der Lage der Leber verknüpft werden (Wood et al., 2005, Nagel et al., 2005). Außerdem besteht die Möglichkeit auf präoperative Bilddaten ganz zu verzichten (Nicolau et al., 2005).

Alle möglichen Datenbasen für die Navigation von Instrumenten in der Leberchirurgie sind in der folgenden Tabelle 3 zusammengefasst.

Tabelle 3: Datenbasis für die Navigation eines Instrumentes.

| intraoperative Bildquelle | Verfahren | Referenz |
|---------------------------|--|---|
| 2D-Ultraschallbild | Augmented Reality | Rosenthal et al., 2002 |
| 3D-Ultraschall | Berechnung vom Ultraschallbildvolumen | Sjølie et al., 2003 |
| | automatisch bewegte Ultraschallsonde | Eulenstein et al., 2004 |
| intraoperatives CT/MRT | Registrierung mittels radioopaker Marker | Wood et al., 2005 Nagel et al., 2005 |
| | ausschließlich intraoperative Bildgebung | Nicolau et al., 2005 |

2.3.2 Intraoperative Darstellung

Eine der wesentlichen Funktionen eines Navigationssystems ist, den Chirurgen während eines Eingriffs mit Informationen zu versorgen. Dies erfolgt in der Regel visuell, wodurch die intraoperative Darstellung eine große Bedeutung bekommt.

Im Fall von navigierten Biopsienadeln bietet sich eine intraoperative Darstellung mittels Augmented Reality an (Abbildung 7a). Dabei kann die Lage des navigierten Instrumentes und die Lage eines 2D-Ultraschallbildes in das Bild des Chirurgen projiziert werden (Rosenthal et al., 2002). Der Chirurg trägt eine Videobrille (Head Mounted Display), in der seine Sicht auf die Leber durch die navigierte Darstellung überlagert wird. Die Darstellung ist hierbei abhängig von der Position und Blickrichtung des Chirurgen und wird ebenfalls durch das Positionsmesssystem erfasst. Alternativ kann dem Chirurgen eine Darstellung vergleichbar der Telemedizin angeboten werden. Dabei wird die Sicht auf die Leber von einer Kamera gefilmt, in deren Bild die navigierte Darstellung eingeblendet wird (Nicolau et al., 2005). In diesem Fall eignet sich dieses Verfahren besonders, da die Kamera ebenfalls verwendet wird, um die räumlichen Positionen der Hautmarker zu erfassen.

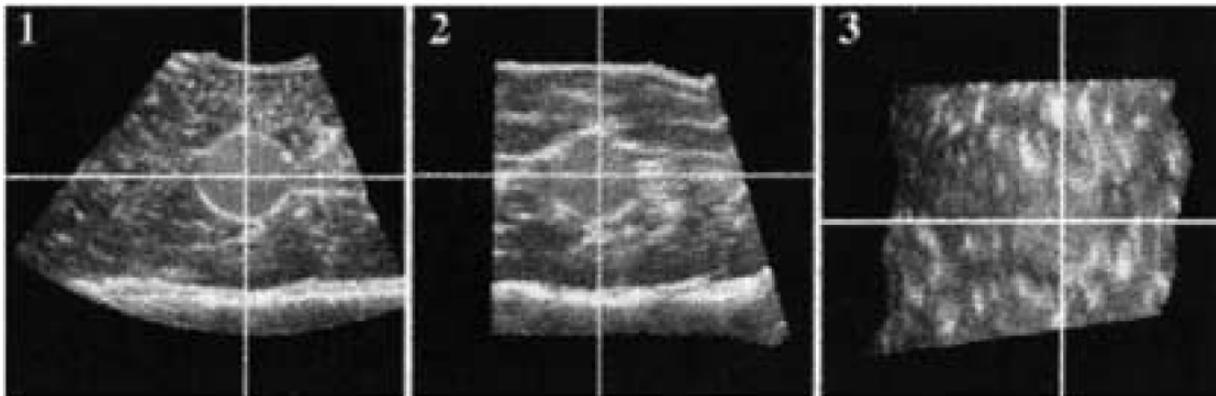


Abbildung 6: orthogonale Darstellung des Ultraschallbildervolumens auf Basis der Instrumentenposition (Quelle: Sjølie et al., 2003).

Falls ein Bildvolumen als Basis für die Navigation vorhanden ist, kann die Darstellung orthogonal in Form axialer, koronaler und sagitaler Schnittbilder erfolgen (Abbildung 6). Diese Form wurde von Sjølie et al. (2003) gewählt. Die Schnittbilder wurden aus dem intraoperativ aufgenommenen Ultraschallbildvolumen generiert und anhand der Position des navigierten Instrumentes ausgewählt, so dass sich die Spitze des navigierten Instrumentes stets im Schnittpunkt der 3 dargestellten Bilder befand.

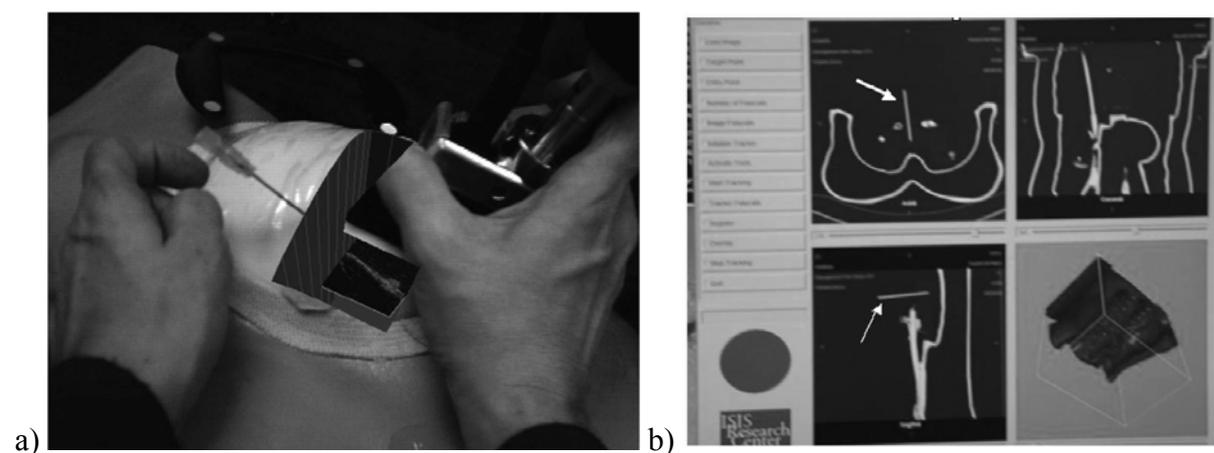


Abbildung 7: a) Darstellung mittels Augmented Reality durch eine Einblendung des Ultraschallbildes in die Sicht des Chirurgen durch eine Videobrille (Quelle: Rosenthal et al., 2002) b) Orthogonale Darstellung der segmentierten, präoperativen Bilddaten zusammen mit dem navigierten Instrument (Quelle: Wood et al., 2005).

Eine Darstellung von Schnittbildern des intraoperativen Ultraschallbildvolumens wurde ebenfalls von Eulenstein et al. (2004) gewählt, wobei die Ansicht der Ultraschallbilder hierbei auf den Tumor fixiert werden konnte (Abbildung 8). Das navigierte Instrument wurde dabei

relativ zu der fixierten Bildebene dargestellt (Beller et al., 2007). Die Verwendung der präoperativen Bildgebung (CT- oder MRT-Aufnahme) anstatt der intraoperativen Ultraschallbilddaten in einer orthogonalen Darstellung von unveränderten Schichtbildern ohne zusätzliche Information ist für Navigationssysteme in der Leberchirurgie nicht im Stand der Technik beschrieben.

Um die wichtige Information eines aufgezeichneten Bildvolumens in der intraoperativen Visualisierung hervorzuheben, können die Organstrukturen der Leber, wie die Blutgefäße und die Tumore, segmentiert werden. Somit kann die Anatomie der Leber sowohl in der orthogonalen Darstellung hervorgehoben werden (Wood et al., 2005, Abbildung 7b) als auch als farbiges, dreidimensionales Modell angezeigt werden. Eine derartige Segmentierung wird insbesondere für die präoperative Bildgebung genutzt (Eulenstein et al., 2004, Maier-Hein et al., 2007). Hierbei unterscheidet sich die Darstellung von Eulenstein et al. (2004) von den beiden anderen, da in diesem Fall das präoperative Lebermodell statisch angezeigt wird und nicht mit dem navigierten Instrument verknüpft wird.

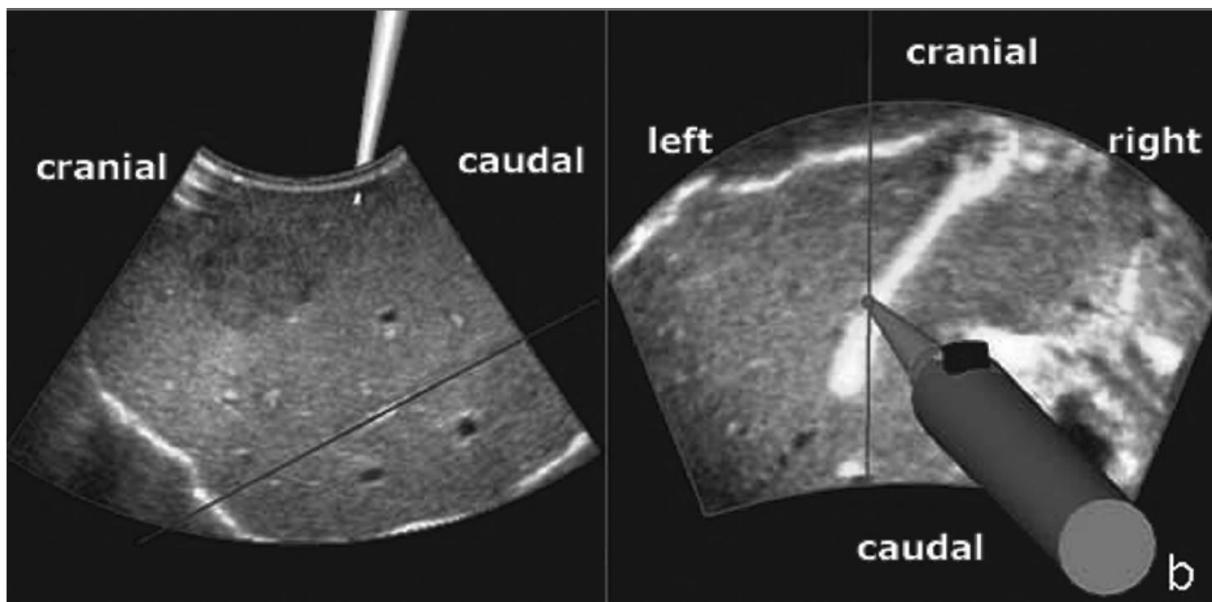


Abbildung 8: Darstellung des navigierten Instrumentes relativ zum fixierten Schnittbild des Ultraschallbildvolumens (Quelle: Eulenstein et al., 2004, Beller et al., 2007).

Die Segmentierung intraoperativer Bilddaten wird von Eulenstein et al. (2004) vorgeschlagen, fand jedoch ausschließlich postoperativ statt. Die Segmentierung der Blutgefäße war hierbei auf Basis eines Doppler-Ultraschallbildvolumens bereits realisiert, wurde jedoch nie in die intraoperative Darstellung einbezogen.

2.3.3 Registrierungsverfahren

Für die Registrierung der präoperativen Bilddaten mit der intraoperativen Situation in der Leberchirurgie wurden bereits eine Reihe von Konzepten und Verfahren veröffentlicht. Ein großer Teil dieser Verfahren wurde jedoch hauptsächlich für Experimente an Phantomen benutzt und fand keine Anwendung in einem chirurgischen Eingriff.

Bereits in Herline et al. (1999a) wird die Verwendung von röntgenopaken Markern auf der Leberoberfläche als Goldstandard bezeichnet. Diese verbinden die CT-Bildgebung mit der Lagemessung der Leber, da sie sowohl im Röntgenbild sichtbar sind als auch als Basispunkte für das Positionsmesssystem verwendet werden. Derartige Verfahren wurden von Nagel et al.

(2005), Nicolau et al. (2005), Wood et al. (2005) und Maier-Hein et al. (2007) in unterschiedlichen Varianten eingesetzt. Eine Methode besteht in der Verwendung eines Registrierrahmens, der sowohl röntgenopake Marker als auch Lokalisatoren für die optische Positionsmessung in einer definierten Geometrie zueinander enthält (Nagel et al., 2005). Der Registrierrahmen wird in der Nähe des Eingriffgebietes auf dem Patienten positioniert. Die Marker werden in der CT-Aufnahme automatisch detektiert und es wird zusammen mit der räumlichen Position des Registrierrahmens eine Registrierung hergestellt. Dagegen werden in Wood et al. (2005) und Nicolau et al. (2005) selbstklebende Marker verwendet, die auf die Haut geklebt werden. Die Positionsmessung der Marker erfolgt bei den erstgenannten durch Antasten mit einem Sensor eines elektromagnetischen Positionsmesssystems, im anderen Fall durch eine farbbasierte Detektion in den Videobildern einer Stereokamera. In Maier-Hein et al. (2007) werden im Gegensatz zu allen anderen Methoden keine punktförmigen Marker eingesetzt, sondern nadelförmige Navigationshilfen, welche in einer CT-Aufnahme erkannt werden können und jeweils eine Position und eine Richtung definieren. Die Navigationshilfen wurden erstmalig im Patent von Vetter et al. (2001) beschrieben und ermöglichen eine räumliche Lagebestimmung durch ein optisches Positionsmesssystem in 5 Freiheitsgraden. Sie ermöglichen somit ebenfalls eine Registrierung zwischen einer CT-Aufnahme und der räumlichen Lage des Patienten.

Einen weiteren Ansatz zur Registrierung der Bildgebung mit der räumlichen Lage des Patienten, welcher bereits in der Hartgewebeschirurgie angewendet wird, stellt die Oberflächenregistrierung dar. Diese wird für die Leber erstmalig durch Herline et al. (1999b) beschrieben, wobei hier die Leberoberfläche sukzessive durch ein navigiertes Instrument abgetastet und anschließend als Menge von Punkten repräsentiert wird. Die Registrierung mit der segmentierten Oberfläche der Leber in einer CT-Aufnahme erfolgt zweistufig, zuerst durch eine Registrierung von anatomischen Landmarken auf der Oberfläche der Leber, anschließend durch die Bestimmung des jeweils nächsten Punktes auf der jeweils anderen Oberfläche. Die Erfassung der Leberoberfläche kann dabei durch die Verwendung eines Laser-Range-Scanners automatisiert werden (Miga et al., 2003).

Neben den bereits beschriebenen Verfahren ist besonders die Verwendung von intraoperativem Ultraschall für eine Registrierung interessant, da dieser bereits im Verlauf der chirurgischen Therapie angewendet wird. Ein sehr verbreiteter Ansatz ist die bildbasierte Registrierung, bei der ein Menge von Ultraschallbildern aufgrund der Helligkeitsverteilung mit einem CT-Bildvolumen registriert wird (Pagoulatos et al., 2000). Dieses Verfahren berechnet eine räumliche Transformation zwischen der Bildmenge und dem Bildvolumen, so dass der statistische Zusammenhang zwischen den beiden auf Basis der Entropie maximal ist. Eine Registrierung relativ zur intraoperativen Lage der Leber kann damit auf Basis einer Lagemessung der Ultraschallsonde erfolgen. Andere Verfahren bestimmen die Lage der Leberoberfläche im Ultraschallbild und berechnen die Wahrscheinlichkeit der Übereinstimmung mit der Leberoberfläche aus den präoperativen Bilddaten. Diese Wahrscheinlichkeit wird durch eine Optimierung der räumlichen Transformation zwischen den beiden Bilddatensätzen maximiert (King et al., 2001). Hierbei sind 20 Ultraschallbilder für eine initiale Registrierung ausreichend.

Neben der bildbasierten Registrierung von Ultraschallbildern besteht die Möglichkeit die Blutgefäße in den Ultraschallbildern zu segmentieren und eine inhaltsbezogene Registrierung durchzuführen. Hierfür werden sowohl im Bildvolumen der präoperativen CT-Aufnahme als auch im Bildvolumen einer 3D-Ultraschallsonde die Mittelpunkte und Durchmesser von sichtbaren Blutgefäßen bestimmt. Anhand der räumlichen Position der Mittelpunkte und der zugehörigen Durchmesser wird danach eine räumliche Transformation zwischen den beiden

Bilddaten optimiert, welche die Mittelpunkte der Blutgefäße am besten in eine Übereinstimmung bringt (Aylward et al., 2002). Dieses Verfahren wurde jedoch nur anhand verschiedener Phasen einer CT-Aufnahme evaluiert. Eine ausführlichere Beschreibung der Segmentierung von Blutgefäßen in 3D-Ultraschallbildvolumen wird in Lange et al. (2003) beschrieben.

Eine Registrierung mittels anatomischer Landmarken wurde in Peterhans et al. (2010) beschrieben. Bei einer Definition der Landmarken im Modell nahe des zu entfernenden Gewebes, welches auf der präoperativen Bildgebung beruht, wird eine als ausreichend beschriebene Genauigkeit erreicht.

Eine Übersicht über die an der Leber angewandten Registrierverfahren befindet sich in der folgenden Tabelle 4.

Tabelle 4: Registrierverfahren zwischen Bildgebung und Positionsmessung für die Leber.

| Bildgebung | Positionsmessung | Referenz |
|--|---|--|
| selbstklebende, röntgenopake Marker in der CT-Aufnahme | Antasten mit einem elektromagnetisch gemessenem Sensor | Wood et al., 2005 |
| | Stereometrie farblich hervorgehobener Marker | Nicolau et al., 2005 |
| röntgenopake Marker an einem Registrierrahmen | optische Lokalisatoren | Nagel et al., 2005 |
| Nadeln in CT-Aufnahme | Navigationshilfen | Maier-Hein et al., 2007 |
| Oberfläche der Leber aus der CT-Aufnahme | Abtasten der Leberoberfläche mit dem navigierten Instrument | Herline et al., 1999b |
| | Laser-Range-Scanner | Miga et al., 2003 |
| Oberfläche der Leber in der CT-Aufnahme und in den Ultraschallbildern | Positionsmessung der Ultraschallsonde | King et al., 2001 |
| Entropie sowohl der CT-Aufnahme als auch von den Ultraschallbildern | | Pagoulatos et al., 2000 |
| Mittelpunkte und Radien von Gefäßen in der CT-Aufnahme und in den Ultraschallbildern | | Aylward et al., 2002 Lange et al., 2003 |
| segmentierte anatomische Strukturen in CT-Aufnahme | anatomische Landmarken auf der Leberoberfläche | Peterhans et al., 2010 |

2.3.4 Messung von Bewegung und Deformation der Leber

Im Gegensatz zur Hartgewebeschirurgie ist die Leber nicht starr. Aufgrund der Mobilisierung der Leber während des chirurgischen Eingriffes, der chirurgischen Manipulation der Leber und durch die Atembewegung tritt eine Deformation der Leber auf. Außerdem können die Methoden zur Lagemessung des Patienten aus der Hartgewebeschirurgie nicht einfach auf die Leberchirurgie übertragen werden.

Eine Erfassung der Bewegung der Leber ist eine Voraussetzung, um die Registrierung der Leber des Patienten mit den Bilddaten über längere Zeit aufrecht zu erhalten. Bei radiologischen Eingriffen wie der Leberbiopsie oder der thermischen Ablation von Tumoren wird vor allem die Atembewegung als Ursache genannt, um die Bewegung des Patienten genau messen zu müssen. Aus diesem Grund wurde bereits von Schweikard et al. (2000) getestet, die Atembewegung über elektromagnetische Sensoren zu bestimmen, welche auf der Bauchdecke des Patienten befestigt waren. Durch röntgenopake Marker in der Leber wurde die Bewegung der Sensoren auf der Bauchdecke in eine Bewegung der Leber umgerechnet. Dabei musste der Zusammenhang zwischen der Bewegung der mittels CT-Aufnahme gemessenen Marker in der Leber und der Bewegung der Sensoren auf der Hautoberfläche mehrfach während eines Atemzyklus hergestellt werden. Somit konnte anschließend die Atembewegung der Leber nur anhand der Positionen der elektromagnetischen Sensoren vorausgesagt werden.

Ebenfalls mit einem elektromagnetischen Sensor wurde die Registrierung der Leber durch Beller et al. (2009) kontinuierlich überprüft. Vor der Aufzeichnung eines 3D-Ultraschallbildvolumens wurde ein elektromagnetischer Sensor an der Leberoberfläche nahe des zu entfernenden Lebergewebes befestigt. Somit konnte eine Änderung der Position der Leber gegenüber den aufgezeichneten Bilddaten fortwährend kompensiert werden.

Alternativ zu elektromagnetischen Sensoren wurde eine optische Positionsmessung zur Bestimmung der Bewegung der Leber durchgeführt. Diese wurde zuerst im Patent von Vettel et al. (2001) mittels sogenannter Navigationshilfen beschrieben. Die Navigationshilfen bestehen aus 2 Reflektoren an einer Nadel, deren räumliche Position jeweils durch ein optisches Positionsmesssystem bestimmt werden kann. Daraus werden die Position der Spitze und die Richtung der Nadel berechnet. Werden mindestens zwei dieser Nadeln in das Lebergewebe gestochen, kann sowohl die Bewegung der Leber als auch die Deformation der Leber zwischen den beiden Nadeln berechnet werden. Zur Beschreibung der Deformation des Lebergewebes wurden verschiedene Modelle zwischen den Navigationshilfen untersucht, jedoch konnte keine bessere Lösung als eine affine Transformation gefunden werden (Maier-Hein et al., 2008).

Anstatt mit nadelförmigen Navigationshilfen kann die Bewegung der Leber auch über Marker erfasst werden, die auf der Leberoberfläche befestigt sind. Deren räumliche Position kann durch eine farbliche Unterscheidung mittels Stereokameras erfasst werden (Nicolau et al., 2005). Die rigide Registrierung mit den aus der CT-Aufnahme bekannten Positionen dieser röntgenopaken Marker konnte somit kontinuierlich wiederholt werden.

Durch eine Erfassung der Form der Leberoberfläche mittels eines Laser-Range-Scanners kann die Deformation der Leberoberfläche im Vergleich zur Nutzung von nur einigen Markern noch viel dichter erfasst werden. Dies ermöglicht die Berechnung der Deformation zwischen präoperativer CT-Aufnahme und oberflächenbasierter Registrierung mittels eines FEM-Modells der Leber (Miga et al., 2003). Zusätzlich kann durch eine Betrachtung des Teils der intraoperativ gescannten Leberoberfläche, der nur geringfügig verformt wurde, die Registrierung mit dem präoperativen Planungsmodell verbessert werden (Cash et al, 2005).

2.3.5 Klinische Anwendung von Navigationssystemen

Ein sehr großer Teil der Forschung auf dem Gebiet der Unterstützung des Chirurgen während eines leberchirurgischen Eingriffs durch Navigation befasst sich ausschließlich mit Lösungsansätzen einzelner Teilprobleme. Aus diesem Grund beschränken sich eine Vielzahl der Publikationen auf Experimente an Phantomen oder der postoperativen Auswertung von auf-

gezeichneten Bilddaten. Ebenso häufig werden Tierversuche am Schwein gemacht, die sich jedoch in ihrem chirurgischen Ablauf und insbesondere in den Anforderungen an ein Assistenzsystem von den leberchirurgischen Eingriffen am Menschen unterscheiden.

Eine klinische Evaluierung im Bereich der Leberchirurgie, die eine vollständige intraoperative Anwendung des Systems umfasste, wurde nur von Beller et al. (2007), Nicolau et al. (2009) und Peterhans et al. (2010) durchgeführt. Mit den Navigationssystemen von Beller und Peterhans wurden Chirurgen während einer offenen Leberresektion unterstützt, während von Nicolau eine Ablation des Lebergewebes mittels einer RF-Nadel durchgeführt wurde.

Von allen anderen bisher vorgestellten Ansätzen und Systemen wurden nur durch Cash et al. (2007) intraoperative Experimente am Patienten durchgeführt. Diese beinhalten eine Validierung des jeweiligen Verfahrens, insbesondere eine Messung der erreichten Genauigkeit der Navigation. Die intraoperative Evaluierung des Systems hatte dabei jedoch nicht die intraoperative Unterstützung des Chirurgen zum Ziel.

2.4 Defizite am Stand der Technik

Im klinischen Stand der Technik besteht die Problematik der Übertragung einer präoperativen Planung einer Leberresektion auf die intraoperative Situation. Der Chirurg ist auf sein räumliches Vorstellungsvermögen und sein Gedächtnis angewiesen, um die präoperativ gefundenen Tumore und Metastasen intraoperativ wiederzufinden und den Verlauf einer sicheren Resektionsgrenze an der Leber festzulegen. Hierbei muss speziell der individuelle anatomische Aufbau der Leber des Patienten berücksichtigt werden, der dem Chirurgen intraoperativ meist nur in Form von zweidimensionalen CT-Bildern oder einer schriftlichen Beschreibung vorliegt.

Die Defizite der bisher realisierten Lösungen eines Navigationssystems für die offene Leberchirurgie werden im Folgenden beschrieben.

2.4.1 Registrierung zwischen Bildgebung und räumlicher Lage der Leber

Im Stand der Technik sind keine Verfahren für eine Registrierung zwischen der Bildgebung und der räumlichen Lage der Leber beschrieben, welche in der klinischen Routine von einem Chirurgen ausgeführt werden können. Sie beschreiben zwar eine technische Lösung des Problems, sind jedoch nicht für eine Verwendung im chirurgischen Umfeld konzipiert. Einige Methoden bedürfen zusätzlicher Eingaben, wie eines Startpunktes für die Detektion der Blutgefäße in einem Ultraschallbildvolumen. Außerdem erfordern insbesondere die Registrierungsverfahren zur bildbasierten Registrierung zwischen einer präoperativen CT-Aufnahme und intraoperativen Ultraschallbildern eine Rechenzeit von teilweise mehr als 30 Minuten und sind somit klinisch nicht vertretbar.

Die Anwendung eines intraoperativen CT-Scanners zur Nutzung von röntgenopaken Markern ist für die offene Leberchirurgie aufgrund des damit eingeschränkten Zugangs zum Situs nicht möglich. Außerdem sind auch heute intraoperative CT-Scanner nur in sehr wenigen klinischen Zentren vorhanden.

Die Registrierung auf Basis der Leberoberfläche ist aufgrund ihrer Deformation zwischen präoperativer Bildgebung und mobilisierter Leber nicht ausreichend zuverlässig. Die in diesem Fall notwendigen Berechnungsmodelle für die Verformung der Leber sind aufgrund ihrer hohen Rechenzeit nicht praktikabel.

2.4.2 Messung der Bewegung und Deformation der Leber

Alle hier vorgestellten Verfahren zur Messung der Bewegung und Deformation der Leber behindern den Chirurgen während einer offenen Leberresektion zu stark. Die Navigationshilfen ragen zu stark aus der Leber heraus und erschweren somit die Arbeit des Chirurgen mit dem Resektionsinstrument. Das dargestellte Verfahren zur Messung der Bewegung der Leber durch eine Vielzahl optisch sichtbarer Marker auf der Bauchdecke kann nicht direkt auf die Messung der Leberoberfläche übertragen werden. Insbesondere die Befestigung der Marker auf der Leberoberfläche muss hierbei neu gestaltet werden. Außerdem wird die Verdeckung der Marker während des chirurgischen Vorgehens nicht ausreichend berücksichtigt und ermöglicht nur eine rigide Registrierung ohne Beachtung der Verformung der Leber.

Ebenso ist die Verwendung eines Laser-Range-Scanners zur kontinuierlichen Erfassung der Leberoberfläche ungeeignet, da die Leberoberfläche für jede Messung frei geräumt werden muss. Außerdem schlägt bei einer begonnenen Resektion die Registrierung der Leberoberfläche mit den präoperativen Planungsdaten fehl.

Komplexe Verfahren zur Berechnung der Deformation der Leber wie die FEM-Modellierung benötigen meist eine große Rechenzeit. Somit ist deren Ergebnis schon sobald es vorliegt, und damit für die Navigation von Instrumenten unbrauchbar. Außerdem liefern einfachere Methoden zur Berechnung der Deformation des Gewebes der Leber wie die affine Transformation einiger Punkte ähnlich präzise Ergebnisse wie komplexe Verfahren, die eine Vielzahl von Vorbedingungen enthalten.

2.4.3 Interaktion zwischen Chirurgen und Assistenzsystem

Keine der Publikationen im Stand der Technik umfasst die Interaktion zwischen einem Navigationssystem und dem Chirurgen. Dabei bedeutet eine einfache Interaktion nicht nur einen erhöhten Bedienkomfort, sondern vor allem eine sichere, effiziente und unkomplizierte Anwendung des Systems in der klinischen Routine. Die Einfachheit und Verlässlichkeit der Interaktion trägt entscheidend zur Gebrauchstauglichkeit eines Systems bei.

Die von den meisten Systemen dargestellte Information gibt die durch das Navigationssystem gemessene Situation wieder, ohne dass der Chirurg ein Bewusstsein über mögliche Fehler bekommt. Ebenso fehlt eine Kontrolle, um Fehler in der Anwendung des Navigationssystems zu reduzieren oder ganz auszuschließen.

Im Vergleich zu Navigationssystemen der HNO-Chirurgie ist die Anwendung eines Assistenzsystems in der Leberchirurgie aufgrund der Verwendung von prä- und intraoperativer Bildgebung komplexer. Trotzdem sind die im Stand der Technik beschriebenen Lösungsansätze zur Navigation in der Leberchirurgie in ihrer Anwendung sehr technisch, so dass der Chirurg immer zuerst von der medizinischen Sichtweise auf die technische Sichtweise eines Prozesses umdenken muss.

Die Bedienung von computergestützten Assistenzsystemen erfolgt in der Regel über Menüs oder Dialogfelder, vergleichbar mit einem Bürocomputer. Somit sind die Bedienoberflächen von chirurgischen Assistenzsystemen einerseits auf eine Bedienung über eine Computermaus ausgelegt und andererseits sehr komplex. Derartige Systeme erfordern vom Chirurgen während des Eingriffs eine hohe Aufmerksamkeit. Aufgrund der meist vielfältigen Bedienmöglichkeiten ist eine lange Einarbeitszeit notwendig.

2.4.4 Kontrolle und Vermessung des Resektatvolumens

Im Stand der Technik existieren nur sehr wenige Verfahren zur intraoperativen Vermessung basierend auf Navigation. Ansätze zur Kontrolle des Resektatvolumens oder zur Vermessung der Resektionsfläche wurden überhaupt nicht vorgeschlagen. Jedoch auch die bisher eingesetzte klinische Methode zur Messung des Resektatvolumens mittels Wasserverdrängung ist aufgrund des Blutverlustes im entfernten Gewebe nicht geeignet, um die Durchführung der Resektion im Vergleich zur Planung zu beurteilen. Außerdem ist ein Vergleich des Volumens des entfernten Gewebes mit dem Volumen aus der präoperativen Planung sehr schwierig, da sich das Volumen der Leber allein schon durch eine Änderung des Blutdruckes (Evrard et al., 1992) verändert. Eine Bestimmung der Lage der Resektionsfläche ist bisher nur durch eine postoperative CT- oder MRT-Aufnahme möglich und erfordert somit gegebenenfalls sogar eine zusätzliche Strahlenbelastung.

3. Klinisch anwendbares Assistenzsystem für die Leberchirurgie

Aus dem derzeitigen Ablauf eines chirurgischen Eingriffs einer Resektion der Leber und der Analyse des Stands der Technik werden im Folgenden Anforderungen definiert und ein Konzept erstellt, mit dem ein Navigationssystem für die offene Leberchirurgie realisiert werden kann.

3.1 Notwendige Eigenschaften und Funktionen

Für die Entwicklung eines chirurgischen Assistenzsystems müssen eine Reihe von Anforderungen umgesetzt werden, die sich aus der Sicht des Chirurgen ergeben:

- der Chirurg benötigt Informationen aus präoperativer Planung sowie intraoperativer Bildgebung
- der Chirurg muss die geplante Resektionsgrenze auf der Leber lokalisieren und das Lebergewebe an dieser Stelle trennen
- der Chirurg muss die Durchführung der Resektion mit der Planung vergleichen

Die Anforderungen lassen sich in die folgenden Funktionen eines Navigationssystems einteilen, welches den Chirurgen während eines leberchirurgischen Eingriffs unterstützen kann:

- Anzeige von prä- und intraoperativer Bildgebung/Informationen
- Lagemessung der chirurgischen Instrumente
- Bestimmung von Bewegung und Deformation der Leber
- Lokalisierung der geplanten Resektionsgrenze auf der Leber
- Intraoperative Vermessung der Resektion

Die realisierten Technologien und Verfahren müssen dabei für den Chirurgen im OP-Raum zur Verfügung stehen und während eines chirurgischen Eingriffs ausgeführt werden können. Da der Chirurg intraoperativ in einem sterilen Bereich arbeitet, umfassen die Anforderungen für die Interaktion mit dem System auch ein Sterilitätskonzept. Ebenso erfordert die Integration in die klinische Umgebung eine ergonomische Darstellung von Informationen und Bedienung des Systems durch den Chirurgen. Daraus werden die folgenden Eigenschaften abgeleitet:

- der Chirurg steuert den Benutzungsablauf aus der sterilen Umgebung heraus
- der klinische Ablauf des chirurgischen Eingriffs bleibt unverändert

Diese zentralen Eigenschaften beeinflussen alle Funktionen des vorgestellten Konzepts. Um eine einheitliche Lösung zu gestalten, werden die beiden Eigenschaften umfassend für alle Funktionen im Benutzungsablauf des Navigationssystems berücksichtigt.

3.2 Eigener Ansatz

Im Folgenden wird beschrieben, wie die notwendigen Eigenschaften und Funktionen erreicht werden sollen (Abbildung 9).

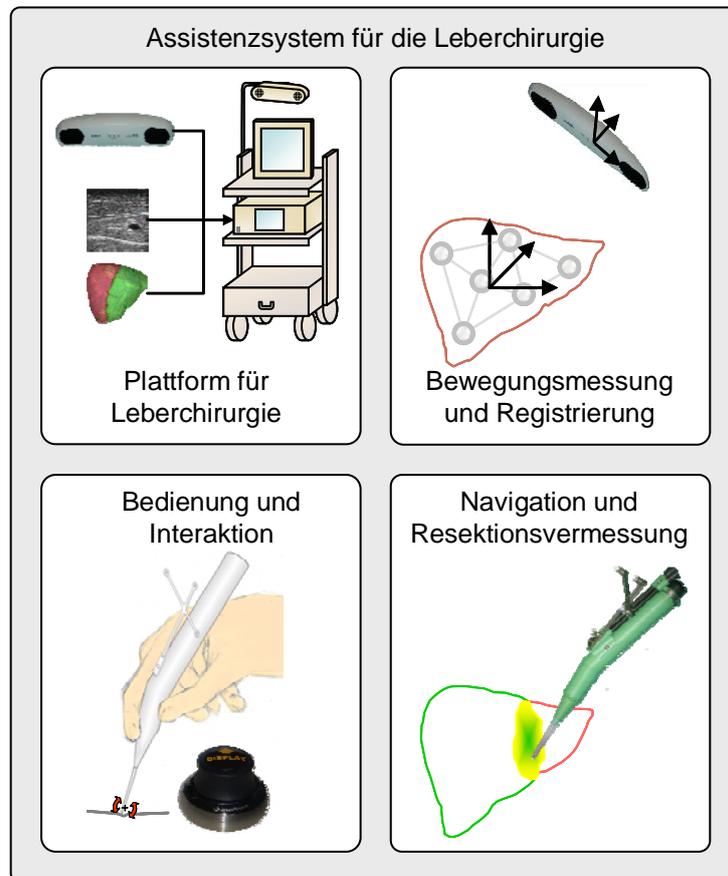


Abbildung 9: Übersicht über die Lösungsteile des Ansatzes für ein klinisch anwendbares Assistenzsystem für die Leberchirurgie.

3.2.1 Aufbau einer kliniktauglichen Plattform

Aufbau eines Assistenzsystems

Das Ziel bei der Entwicklung eines Assistenzsystems für die offene Leberchirurgie ist die Unterstützung des Chirurgen während einer Leberresektion. Hierfür sollen dem Chirurgen Informationen zur Verfügung gestellt werden, die er während des chirurgischen Eingriffs benötigt. Diese Informationen sind einerseits präoperative Daten in Form der CT- oder MRT-Aufnahmen der Leber sowie die Planung der Leberresektion. Auf der anderen Seite werden intraoperative Informationen in Echtzeit angezeigt, wie die intraoperative Bildgebung durch ein Ultraschallsystem.

Für die Anzeige der präoperativen Planung muss das System eine Schnittstelle anbieten, über welche der Chirurg die Bild- und Planungsdaten schnell und ohne technisches Wissen laden kann. Die Planung der Leberresektion muss in einer Form angezeigt werden, die vom Chirurgen schnell verstanden werden kann und Fehlinterpretationen ausschließt. Dementsprechend ist die derzeit noch am meisten gebrauchte, schriftliche Form, welche die Art der Leberresektion beschreibt, eher ungeeignet. Die geplante Resektion muss als präzise Darstellung der Resektionsgrenze zusammen mit den anatomischen Strukturen der Leber angezeigt werden.

Für die Einbindung der intraoperativen Bildgebung muss eine Schnittstelle geschaffen werden, welche den Anschluss eines Ultraschallgeräts ermöglicht. Neben der Verarbeitung der Bildinformationen durch das Assistenzsystem ist eine Anzeige der Ultraschallbilder sinnvoll. Somit kann ein komfortabler Vergleich der prä- und intraoperativen Informationen erfolgen, ohne dass der Chirurg verschiedene Monitore betrachten muss.

Erweiterung der leberchirurgischen Instrumente für optische Positionsmessung

Um die Orientierung des Chirurgen während der Resektion der Leber zu verbessern, muss der Chirurg eine Rückmeldung über die Position seiner Instrumente bekommen. Eine Darstellung der räumlichen Lage der Instrumente im Bezug zum Modell des Patienten, kann dem Chirurgen helfen, den Abstand zwischen seinen Instrumenten und anatomischen Strukturen der Leber besser abzuschätzen. Die Messung der Lage der Instrumente muss hierbei ohne Beeinträchtigung der Funktionen der Instrumente sowie der gewohnten Handhabung der Instrumente durch den Chirurgen durchgeführt werden. Insbesondere müssen die an den Instrumenten befestigten Sensoren bzw. Lokalisatoren so befestigt werden, dass sie unter den sterilen Bedingungen eines chirurgischen Eingriffs gehandhabt werden können. Hierbei ist die Vermessung der wichtigsten Instrumente des Chirurgen ausreichend. Dies ist auf der einen Seite die Ultraschallsonde, die die intraoperative Bildgebung ermöglicht, sowie das Resektionsinstrument des Chirurgen, welches während der Resektion der Leber hauptsächlich zum Einsatz kommt.

3.2.2 Integration in den leberchirurgischen Ablauf

Benutzungskonzept und Bedienschema

Die Hauptaufgabe des Chirurgen während des Eingriffes ist die Behandlung des Patienten. Er verfügt somit nur über sehr wenig Zeit für die Bedienung von Hilfsgeräten. Der Benutzungsaufbau des Assistenzsystems muss demzufolge sehr einfach gestaltet sein und muss dem Chirurgen jederzeit die Ausführung der gewünschten Funktion ermöglichen ohne dessen Aufmerksamkeit vom Patienten abzulenken. Neben der einfachen Auswahl der Funktion muss der Chirurg das Gerät aus dem sterilen Bereich heraus bedienen können. Dabei muss die Abfolge der Funktionen klar strukturiert sein und der Zustand des Systems für den Chirurgen klar ersichtlich sein.

Interaktion zwischen Chirurgen und Assistenzsystem

Während eines chirurgischen Eingriffes steht die Behandlung des Patienten an erster Stelle. Somit darf die Bedienung des Assistenzsystems keine große Aufmerksamkeit fordern, sondern soll für den Chirurgen so einfach wie möglich gestaltet werden. Die Bedienung mittels üblicher Bediengeräte wie den Touch-Bildschirm und die 6D-Maus soll durch den intuitiv angewendet werden können. Zusätzlich wird besonders zur Bedienung des Assistenzsystems aus dem sterilen Bereich heraus die Interaktion mit den navigierten Instrumenten ermöglicht. Das Assistenzsystem erkennt aus der Bewegung der Instrumente die Interaktion des Benutzers und kann somit verschiedene Funktionen auslösen.

3.2.3 Voraussetzungen für die Navigation in der Leberchirurgie

Verknüpfung von Ultraschallbildern und Lageinformationen

Ultraschallbilder und die durch das Positionsmesssystem bestimmte Lageinformation der Ultraschallsonde werden durch zwei unabhängige Teilkomponenten erzeugt. Die Ultraschallsonde wird durch ein Ultraschallsystem erzeugt und an die Recheneinheit übertragen werden, wogegen die Lageinformation vom Positionsmesssystem bestimmt und an die Recheneinheit übertragen wird. Beide Informationen müssen miteinander verknüpft werden, so dass einem Ultraschallbild die korrekte räumliche Lage zugeordnet wird. Sowohl das Ultraschallbild als auch die Lageinformation werden zwar regelmäßig aktualisiert, die Daten erreichen die Recheneinheit jedoch nach unterschiedlich langen zeitlichen Verzögerungen. Aus diesem Grund muss die Aufnahmezeit für die beiden Komponenten bestimmt werden, um Ultraschallbilder mit Lageinformationen zu verknüpfen, deren Aufnahme zu einem ähnlichen Zeitpunkt erfolgt ist.

Messung der Bewegung der Leber mittels Reflektormarken

Im Gegensatz zur Hartgewebeschirurgie bietet die Leber keine starren Strukturen wie Knochen, an denen ein Sensor oder Lokalisator zur Lagemessung des Organs befestigt werden kann. Vielmehr wird die Leber durch die Manipulation durch den Chirurgen und die Atmung des Patienten nicht nur bewegt sondern auch deformiert. Um die Lage der Instrumente des Chirurgen relativ zur Leber und im Zusammenhang mit dem registrierten Planungsmodell anzeigen zu können, muss die Lage und Deformation der Leber gemessen werden. Die hierfür benötigten Lokalisatoren an der Leber dürfen die Arbeit des Chirurgen nicht behindern. Der Chirurg muss die Lokalisatoren an der Leber problemlos befestigen können, ohne das Gewebe nachhaltig zu schädigen oder die Funktion der Leber zu gefährden. Im Gegensatz zur Messung der Instrumentenlage muss die Position der Leber an mehreren Stellen bestimmt werden, die zueinander nicht fixiert sind. Die Bewegung dieser Punkte untereinander muss eine Bestimmung der Deformation des Gewebes der Leber ermöglichen.

3.2.4 Funktionalitäten und Nutzung der Navigation in der Leberchirurgie

Navigation von Instrumenten unter Berücksichtigung der Deformation der Leber

Die Leber ist kein starres Organ, sondern kann leicht bewegt und deformiert werden. Dies soll bei der Visualisierung der navigierten Instrumente berücksichtigt werden, indem die lokale Veränderung der Position der zur Erfassung der Bewegung der Leber benutzten Reflektormarker ausgewertet wird. Neben der Anpassung der Visualisierung soll auch der durch die Deformation entstehende Fehler analysiert werden, so dass festgestellt werden kann, ob die Registrierung der präoperativen Bildgebung mit der Lage der Leber noch ausreichend ist.

Übertragung der präoperativen Planung auf die Leber

Das Ziel des Chirurgen ist im Normalfall die, anhand der präoperativen Bildgebung erstellte, Planung möglichst präzise umzusetzen, um einen optimalen Heilungsverlauf der Leber zu erreichen. Der Chirurg soll hierbei insbesondere beim Übertragen der Resektionslinie unterstützt werden. Dabei wird der Verlauf der Resektionsgrenze auf der Leberoberfläche festgelegt, die der Chirurg aufgrund der Gleichmäßigkeit der Leberoberfläche nur abschätzen kann. Um den Chirurgen während dieses Vorgangs zu unterstützen, muss die präoperative Planung zuerst mit der Lage der Leber verknüpft werden. Damit wird ermöglicht, Positionen aus dem

räumlichen Planungsmodell auf die Leber zu übertragen. Diese Registrierung zwischen präoperativen Daten und intraoperativer Lage der Leber muss durch den Chirurgen einfach durchführbar sein und darf den Ablauf des Eingriffs nicht wesentlich beeinträchtigen. Da sich die Lage der Leber durch die Manipulation des Chirurgen ändert, muss die Registrierung wiederholt durchgeführt werden können. Der Zeitaufwand für die Registrierung darf somit wenige Minuten nicht überschreiten. Weiterhin wird für die Übertragung der Resektionslinie auf die Leber eine geeignete Darstellung benötigt, die dem Chirurgen die Lage seines Instrumentes im Zusammenhang mit dem präoperativen Planungsmodell anzeigt.

Vermessung des Ergebnisses der Resektion der Leber

Nach der erfolgten Resektion der Leber, ist das Abschätzen des Heilungsverlaufes des Patienten wichtig, um den Zustand des Patienten beurteilen zu können. Hierbei ist der tatsächlich realisierte Verlauf der Resektionsflächen von Bedeutung, welcher die Menge des nach der Resektion erhaltenen gebliebenen Gewebes bestimmt. Somit wird auch ein Vergleich mit dem geplanten Verlauf der Resektionsgrenze ermöglicht. Die Vermessung der Resektionsfläche darf nur einen geringen Zeitaufwand für den Chirurgen zur Folge haben und muss durch diesen sehr einfach durchführbar sein. Sowohl gerade, durch eine Resektion von einem oder mehreren Segmenten entstandenen Resektionsflächen, als auch Resektionsflächen kegelförmiger Resektate sollen vermessen werden können. Die Vermessung muss eine grafische Rückmeldung an den Chirurgen enthalten, damit er diese verifizieren kann.

3.3 Abgrenzung

Als Basis der Entwicklung wurde eine am Lehrstuhl für Mikro- und Medizingerätetechnik entwickelte und bereits bestehende Navigationsplattform für die HNO-Chirurgie benutzt. Außerdem wird die Planung der MeVis Medical Solutions AG (Bremen) als patientenindividuelles, dreidimensionales Modell für die präoperative Bildgebung verwendet und als Planungsmodell dargestellt. Folgende Komponenten und Funktionen sind weiterhin kein Bestandteil dieser Arbeit:

- Positionsmesssystem auf Basis der Reflektion von Infrarotlicht
- Softwareframework mit der Grundfunktionalität für ein chirurgisches Navigationssystem
- Instrumente für leberchirurgische Eingriffe

4. Konzept und Systementwurf

Um die Anforderungen zu erfüllen, werden im Folgenden Ansätze beschrieben, mit denen die klinischen und technischen Problemstellungen gelöst werden. Der Hauptteil dieser Lösung wird durch ein intraoperativ angewendetes Assistenzsystem gebildet, welches eine navigierte Darstellung der Instrumente des Chirurgen ermöglicht.

4.1 Konzept für ein Assistenzsystem in der Leberchirurgie

4.1.1 Gleichzeitige Anzeige von prä- und intraoperativer Bildgebung

Das Assistenzsystem zeigt die Resektionsplanung basierend auf der präoperativen Bildgebung zusammen mit der intraoperativen Bildgebung direkt im OP-Raum an (Abbildung 10). Dabei wird das Display des Assistenzsystems so am OP-Tisch platziert, dass der Chirurg seinen Kopf nur leicht drehen muss, um den Blick auf den Bildschirm zu richten.

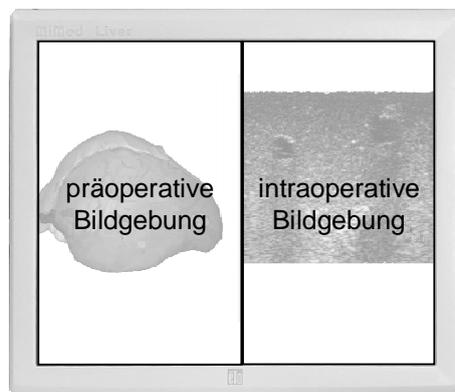


Abbildung 10: Informationen aus der präoperativen Bildgebung und aus der intraoperativen Bildgebung sollen zusammen angezeigt werden, damit sie leicht verknüpft werden können.

4.1.2 Anzeige der Lage intraoperativer Instrumente mit präoperativer Planung

Um die präoperative Resektionsplanung leicht auf die Leber übertragen zu können, wird die Lage der Instrumente relativ zur Leber des Patienten auf dem Navigationssystem dargestellt. Als Grundlage für die dreidimensionale Anzeige wird das Planungsmodell aus den präoperativen Bilddaten verwendet. Instrumente und das dreidimensionale Modell der Leber mit Tumoren, Blutgefäßen und der geplanten Resektionsfläche werden als virtuelle Realität dargestellt. Die Lage der dargestellten Instrumente entspricht dabei der wirklichen räumlichen Lage der Instrumente des Chirurgen. Die Darstellung wird mit einer Rate von mindestens 10 Hz aktualisiert, damit der Chirurg die Bewegung des Instrumentes in der Darstellung am Bildschirm wieder erkennen kann und somit die Hand-Auge-Koordination über den Bildschirm erfolgen kann.

4.1.3 Manuelle Registrierung mithilfe von Landmarken und Bildgebung

Die Registrierung zwischen dem auf der präoperativen Bildgebung basierenden Planungsmodell und der räumlichen Lage der Leber wird vom Chirurgen manuell ausgeführt. Der Chirurg markiert dabei übereinstimmende Positionen sowohl im Planungsmodell als auch an der Leber. Für eine einfachere Handhabung wird die Registrierung in zwei Teilschritte aufgeteilt.

Im ersten Schritt wird eine ungefähre Registrierung der Leber über die Registrierung von Landmarken auf der Leberoberfläche erreicht. Dabei wird das navigierte Resektionsinstrument verwendet, um im Planungsmodell markierte Landmarken auf der Leber des Patienten ungefähr anzutasten. Das Ergebnis ist eine Registrierung, die Position und Orientierung der Leber des Patienten auf einige Zentimeter genau widerspiegelt. Im zweiten Schritt wird die navigierte Ultraschallsonde benutzt. Hierbei wird die navigierte Ultraschallsonde vom Chirurgen auf ein markantes Blutgefäß bzw. eine Gefäßverzweigung gehalten. Anschließend wird dieses Ultraschallbild innerhalb des Planungsmodells ausgerichtet, so dass die im Bild zu sehenden Blutgefäße mit denen im Planungsmodell übereinstimmen. Die Ausrichtung erfolgt über die 6D-Maus. In diesem zweiten Schritt muss die Registrierung nur geringfügig korrigiert werden, da die ungefähre Orientierung bereits durch die Registrierung der Landmarken festgelegt wurde.

4.1.4 Messung von Bewegung und Deformation mittels reflektierenden Markern

Die Lage der Leber wird durch mehrere reflektierende Marker erfasst, deren räumliche Position durch das optische Positionsmesssystem erfasst werden kann. Diese werden auf der Leberoberfläche befestigt, ohne den Zugang des Chirurgen zur Leber prinzipiell zu behindern. Aus den einzelnen Positionen der Marker wird die Lage der Leber kontinuierlich bestimmt und somit die Lageänderung gegenüber der Registrierung berechnet. Durch die Betrachtung einer Teilmenge der Marker wird die lokale Deformation der Leber bestimmt. Diese wird in die Navigation der Instrumente einbezogen.

4.1.5 Benutzungsablauf folgt chirurgischem Ablauf des Eingriffes

Der Benutzungsablauf des Assistenzsystems folgt dem Ablauf des chirurgischen Eingriffs. Analog zu den Phasen des chirurgischen Eingriffs, wie Vorbereitung des Patienten oder intraoperative Diagnose, wird die Benutzung des Systems in Abschnitte gegliedert, deren jeweiliges Ergebnis ähnlich zum chirurgischen Ziel der Phase sein soll. Somit soll weder die Systematik des chirurgischen Vorgehens geändert werden, noch soll für den Chirurgen ein intensives Training für die Anwendung des Systems notwendig werden.

4.1.6 Interaktion und Vermessung mithilfe navigierter Instrumente

Da die Bedienung des Assistenzsystems durch den Chirurgen aus dem sterilen Bereich ausgeführt wird, erfolgt die Benutzungssteuerung hauptsächlich über die navigierten Instrumente. Dabei hält der Chirurg die Instrumente in einer bestimmten Stellung zueinander oder relativ zur Leber für einige Sekunden still (Abbildung 11). Das Navigationssystem erkennt die Lage der Instrumente mittels des Positionsmesssystems und den Lokalisatoren an den Instrumenten und schaltet in den vom Chirurgen gewünschten Zustand. Das Ruhighalten der Instrumente wird dem Chirurgen durch eine Fortschrittsanzeige visualisiert und das Ende durch ein akustisches Signal bestätigt. Der Chirurg kann das Assistenzsystem somit aus dem sterilen Bereich steuern, ohne Anweisung an das OP-Personal geben zu müssen. Auf diesem Weg können einerseits bestimmte Aktionen ausgelöst oder gestartet werden. Andererseits können wichtige räumliche Positionen auf der Leber markiert werden. Neben der Interaktion ist eine Vermessung mittels eines navigierten Instrumentes möglich. Der Chirurg bewegt hierfür die Spitze des Resektionsinstrumentes über die Oberfläche der Leber, um diese zu vermessen. Dabei erhält der Chirurg wiederum eine visuelle und akustische Rückkopplung, so dass er den Ablauf stets kontrollieren kann.

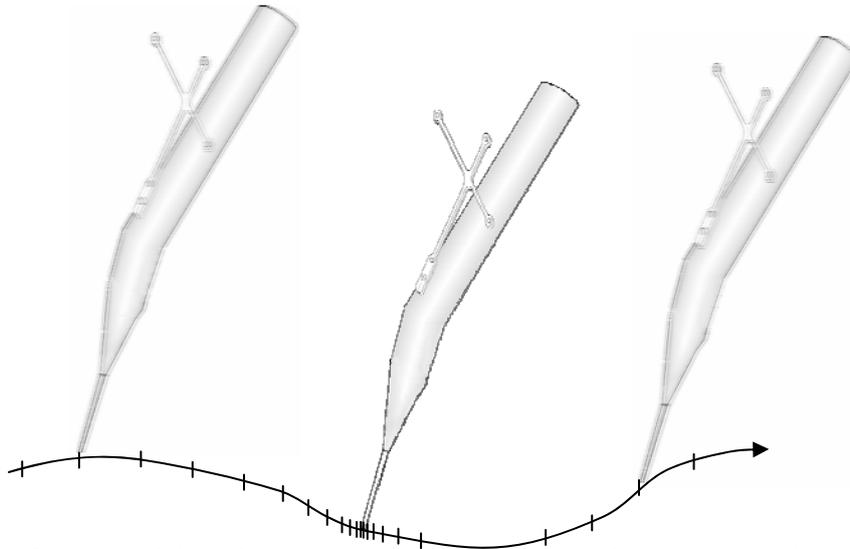


Abbildung 11: Einfache Interaktion mit einem Instrument durch eine gezielte Bewegung der Spitze oder durch kurzes Stillhalten des Instrumentes.

4.2 Beschreibung der Hardware-Komponenten

Um die beschriebenen Funktionen erfüllen zu können, muss im chirurgischen Umfeld ein neues Gerät zur Verfügung stehen. Dieses wird in Form eines Assistenzsystems entwickelt, welches den Chirurgen durch die damit angebotene Funktionalität während des leberchirurgischen Eingriffes unterstützt. Das Konzept für ein Assistenzsystem für die offene Leberchirurgie enthält eine Reihe von Komponenten, die zum einen die Visualisierung und Steuerung des Assistenzsystems übernehmen. Zum anderen verwendet der Chirurg einige dieser Komponenten zur Interaktion mit dem System. Das Anwendungsgebiet des Chirurgieassistenten ist im OP. Somit müssen alle Komponenten auf die Verwendung in einem chirurgischen Umfeld abgestimmt sein.

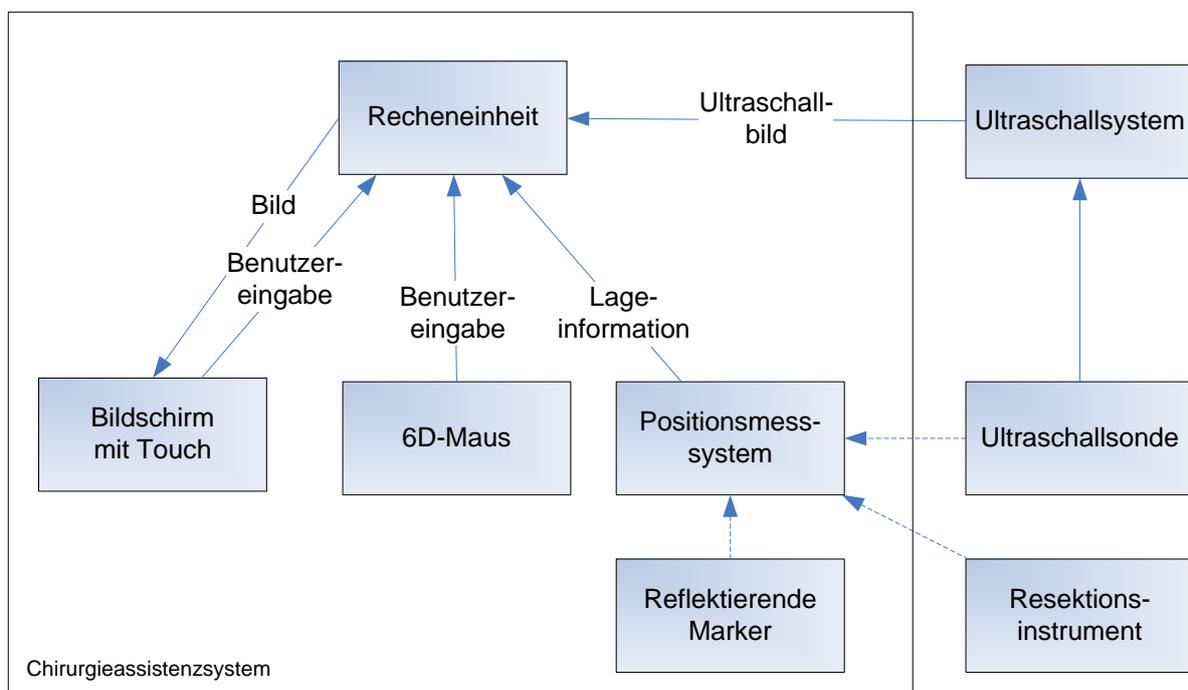


Abbildung 12: Schematische Darstellung der Komponenten des Assistenzsystems.

Das Assistenzsystem enthält eine Recheneinheit, die die Steuerung des Systems übernimmt (Abbildung 12). Als zentrales Element stellt diese alle elektrischen Schnittstellen zu den anderen Komponenten zur Verfügung. Alle Informationen werden über ein interaktives Display angezeigt. Dieses ist mit der Recheneinheit zum einen über eine Videoschnittstelle verbunden, zum anderen werden die Eingaben des Benutzers über die Touch-Oberfläche an die Recheneinheit übertragen.

Die Lagemessung der Instrumente erfolgt über ein optisches Positionsmesssystem. Dieses ist mit der Recheneinheit verbunden und überträgt auf diesem Wege die Lage der Instrumente des Chirurgen. An den Instrumenten wird jeweils ein Lokalisator befestigt, der aus drei oder mehr retroreflektierenden Markern in einer festen, eindeutigen Anordnung besteht. Das optische Positionsmesssystem kann die räumliche Position der reflektierenden Kugeln mittels Stereometrie bestimmen. Hierfür wird Infrarotlicht durch zwei ringförmig um die Kameras angeordnete Beleuchtungen gepulst ausgestrahlt, dessen Retroreflektion durch zwei symmetrisch angeordnete Kameras aufgenommen werden. Die jeweilige Differenz aus einem Bild mit Infrarotbeleuchtung und aus einem Bild ohne zusätzliches Infrarotlicht ergibt die durch die retroreflektierenden Marker bestimmten Lichtpunkte. Die Position der in beiden Kamerabildern gefundenen Lichtpunkte wird zueinander in Bezug gesetzt und daraus jeweils eine räumliche Position (drei Freiheitsgrade) berechnet. Drei oder mehr dieser räumlichen Positionen, die sich in einer definierten Anordnung befinden, ergeben das Koordinatensystem des jeweiligen Lokalisators und können somit durch eine räumliche Lage (sechs Freiheitsgrade) beschrieben werden. Für die Lagebestimmung muss eine Sichtverbindung zwischen den Kameras des optischen Messsystems und den Lokalisatoren bestehen, das heißt es darf sich kein anderes Objekt auf der direkten Linie dazwischen befinden.

Die für den Chirurgen wichtigsten Instrumente, die Ultraschallsonde und der Dissektor für die Resektion der Leber werden mit einem Lokalisator ausgestattet, so dass deren räumliche Lage gemessen werden kann. Der Lokalisator wird dabei über ein Befestigungselement an das für den Chirurgen gewohnte Instrumentenhandstück angebracht, so dass der Chirurg seine Arbeitsweise nicht umstellen muss und der Lokalisator die klinischen Vorgänge nicht behindert. Die an den Instrumenten befestigten Lokalisatoren sind im Gegensatz zu den Sensoren elektromagnetischer Positionsmesssysteme passiv und somit kabellos.

Zur Positionsbestimmung und Messung der Deformation der Leber werden reflektierende Marker verwendet, die der Chirurg auf der Leberoberfläche befestigt. Die jeweilige räumliche Position eines Markers kann durch das optische Positionsmesssystem bestimmt werden. Sowohl die Marker, als auch der an den Instrumenten jeweils befestigte Lokalisator sowie das Zwischenstück zur Befestigung müssen im sterilen Arbeitsbereich verwendet werden. Das heißt, diese müssen vor bzw. nach jedem Eingriff sterilisiert und wieder aufbereitet werden können. Die verwendeten Materialien sind dabei für eine kurzzeitige Kontaktdauer mit verletztem Gewebe biokompatibel.

Alle elektrischen Verbindungen der Komponenten gehen von der Recheneinheit aus. Die Kabel werden einmalig an der Recheneinheit mit jeweils spezifischen Steckern angeschlossen. Die Ultraschallsonde ist direkt mit der Recheneinheit verbunden, um die Ultraschallbilder live an diese zu übertragen. Im Gegensatz dazu hat das Resektionsinstrument keine elektrische Verbindung zum Assistenzsystem.

Als Eingabegerät aus dem sterilen Bereich wird eine 6D-Maus verwendet, die die räumliche Ausrichtung der Orientierung und Position von Modellen erlaubt. Diese ermöglicht die Steuerung in 6 Freiheitsgraden, also eine Verschiebung und Rotation eines Modells. Sie erlaubt

dem Chirurgen das System direkt zu steuern, ohne dass er Anweisungen an das OP-Personal geben muss. Hierfür wird die 6D-Maus mit einem schlauchförmigen Sterilbezug verpackt. Eine Übersicht über die Aufteilung der Komponenten im sterilen und unsterilen Bereich ist in Tabelle 5 aufgeschlüsselt.

Tabelle 5: Übersicht über die Anwendung der Komponenten im sterilen und unsterilen Bereich des OP-Raumes.

| Steriler Bereich | Unsteriler Bereich |
|-------------------------------------|-------------------------------|
| Ultraschallsonde mit Lokalisator | Display mit Touch |
| Dissektor-Handstück mit Lokalisator | Optisches Positionsmesssystem |
| Marker auf Leberoberfläche | Recheneinheit |
| 6D-Maus | |

Alle Komponenten des Assistenzsystems sind an einem fahrbaren Wagen befestigt, so dass das System im OP-Raum verschoben werden kann. Die Komponenten genügen den Anforderungen an ein Medizinprodukt sowohl aus Sicht der allgemeinen und elektrischen Sicherheit als auch hinsichtlich der in einer chirurgischen Umgebung erforderlichen Robustheit.

4.3 Beschreibung der Software-Module

Die zu realisierenden Funktionen erfordern eine umfangreiche Software, die aus den in Tabelle 6 aufgeführten Modulen zusammengesetzt ist.

Tabelle 6: Unterteilung der Software in Module mit ihren zugehörigen Aufgaben.

| Modul | Beschreibung |
|-------------------------------------|--|
| Planungsmodell | <ul style="list-style-type: none"> - Importieren des Planungsmodells - Laden und Speichern von Patientendatensätzen - Eigenschaften des Planungsmodells verwalten |
| Ultraschallbilder | <ul style="list-style-type: none"> - Einlesen der Ultraschallbilder von Video-Schnittstelle - Anzeige der Ultraschallbilder in Echtzeit |
| Visualisierung / virtuelle Realität | <ul style="list-style-type: none"> - Darstellung des 3D Planungsmodells - Darstellung navigierter Instrumente - Darstellung navigierter Ultraschallbilder |
| Navigation | <ul style="list-style-type: none"> - Kommunikation mit dem optischen Positionsmesssystem - Auswertung der Lage der Instrumente für Interaktionen - Auswertung der Lage der Instrumente für Vermessung |
| Zustand und Registrierung | <ul style="list-style-type: none"> - Zustand des Systems im Benutzungsablauf verwalten - Registrierung zwischen präoperativem Planungsmodell und Lage der Leber des Patienten |

4.3.1 Modul Planungsmodell

Das Modul Planungsmodell enthält alle Funktionen, die die präoperative Bildgebung und das daraus resultierende Planungsmodell verwalten. Dazu gehören das Importieren des Planungsmodells aus dem extern vorgegebenen Datenformat sowie das Laden und Speichern des Planungsmodells als Patientendatensatz auf dem Datenträger der Recheneinheit. Weiterhin beinhaltet dieses Softwaremodul alle Eigenschaften des Planungsmodells. Dieses besteht aus den in Tabelle 7 genannten Strukturen, welche in dem jeweils beschriebenen Datenformat gespeichert werden:

Tabelle 7: Strukturen eines Planungsmodells mit zugehörigem Datenformat.

| Struktur | Datenformat |
|-------------------------------------|---|
| Leber | Dreiecksgitter der Oberfläche |
| Blutgefäße der Leber | Baumstruktur der Verzweigungen mit Radius |
| Tumore und Metastasen | Dreiecksgitter der Oberfläche |
| Geplante Resektionsfläche | Dreiecksgitter der Oberfläche |
| Risikoterritorien und Lebersegmente | Dreiecksgitter der Oberfläche |

In der Anzeige des Planungsmodells besitzt jede Struktur eine eigene Farbe sowie Transparenz. Abhängig von der präoperativen Bildgebung und der Anzahl der geplanten Resektionen enthält die Planung eine Liste verschiedenartiger Darstellungen, welche jeweils eine Teilmenge der verfügbaren Organstrukturen und geplanten Resektionsgrenzen umfasst. Der Chirurg kann jeweils eine dieser Darstellungen zur Anzeige auf dem Bildschirm auswählen. Das Planungsmodell wird durch das Koordinatensystem mod beschrieben. Eine Schnittstelle zum Modul Visualisierung virtuelle Realität ermöglicht die Visualisierung des Planungsmodells. Für die Registrierung enthält das Planungsmodell 4 Landmarken ${}^{mod}P_{mrk(i)}$ mit $i = 1, \dots, 4$ auf der Oberfläche der Leber.

4.3.2 Modul Ultraschallbilder

Der Bildstrom der Ultraschallbilder wird im zugehörigen Modul eingelesen und verarbeitet. Die Bilder werden dabei mit einer Frequenz von ca. 10 Hz von der Bildquelle gelesen, welche entweder ein Framegrabber oder eine spezielle Firewire-Ultraschallsonde ist. Das Ultraschallbild, welches zum Zeitpunkt t_{US} von der Bildquelle gelesen wurde, wird durch eine Bildmatrix I_{US} der Breite w_{US} Pixel und der Höhe h_{US} Pixel repräsentiert, deren Elemente jeweils 256 Grauwerte annehmen können:

$$I_{US}(r,s) = G \quad G \in \{0, \dots, 255\} \quad r \in \{0, \dots, w_{US} - 1\} \quad s \in \{0, \dots, h_{US} - 1\} \quad (1)$$

Der Wert 0 repräsentiert den kleinsten Grauwert, Schwarz, und der Wert 255 steht für den höchsten Grauwert, Weiß. Die Bildmatrix beschreibt das komplette Bild des Ultraschallsystems inklusive des Statustexts, in der das eigentliche Ultraschallbild nur einen Teil darstellt. Dieser ist durch ein Rechteck der Breite w_{US} und der Höhe h_{US} , sowie dem Startpunkt der linken, oberen Ecke des Teilbildes x_{US0} und y_{US0} gegeben. Die Bildmatrix I_{IMG} , die ausschließlich die durch die Ultraschallsonde erzeugten Bilddaten enthält, wird als die Bildmatrix I_{US} definiert.

$$I_{IMG}(r,s) = I_{US}(r + x_{US0}, s + y_{US0}) \quad r \in \{0, \dots, w_{IMG} - 1\} \quad s \in \{0, \dots, h_{IMG} - 1\} \quad (2)$$

Diese Bildmatrix I_{IMG} wird sofort nach dem Empfang an die Visualisierung übergeben, um das Ultraschallbild in Echtzeit anzuzeigen. Neben der Auflösung des Ultraschallbildes werden die Ultraschallbilder durch ihre Größe im Weltkoordinatensystem beschrieben. Hierbei wird die durch das Ultraschallbild repräsentierte Breite w_{img} und Höhe h_{img} in Millimetern angegeben. Zusätzlich wird die räumliche Lage des momentanen Ultraschallbildes ${}^{cam}\mathbf{T}_{img}$ vom Navigationsmodul abgefragt und zu den Eigenschaften eines jeden Ultraschallbildes hinzugefügt:

| | |
|--|--|
| I_{IMG} | Bildmatrix |
| t_{US} | Zeitpunkt t der Aufnahme des Bildes |
| ${}^{cam}\mathbf{T}_{img}$ | Navigationsmatrix des Ultraschallbildes |
| w_{img}, h_{img} | Breite und Höhe des Ultraschallbildes [mm] |
| $(x_{US0}, y_{US0}, w_{IMG}, h_{IMG})$ | Region of Interest (ROI) des Ultraschallbildes [Pixel] |

Das Modul gibt an die Visualisierung den Status der Ultraschallbildquelle zurück, ob eine Bildquelle angeschlossen ist und ob diese aktuell Bilder ausgibt. Somit kann der Nutzer über eine Meldung informiert werden, falls keine Ultraschallsonde angeschlossen ist.

4.3.3 Modul Visualisierung / virtuelle Realität

Die Visualisierung der virtuellen Realität umfasst das Planungsmodell, die navigierten Instrumente, das navigierte Ultraschallbild und die Darstellung der intraoperativen Vermessung. Hierfür wird die Projektionsmatrix ${}^{mod}\mathbf{T}_{dspl}$ verwendet, die die Darstellung aller Komponenten auf dem Bildschirm beschreibt. Sie kann vom Benutzer verändert werden, in dem die dargestellte Szene gedreht oder verschoben wird. Zusätzlich kann die Anzeige abhängig vom Zustand automatisch auf bestimmte Elemente ausgerichtet werden, um die Aufmerksamkeit des Benutzers zu fokussieren. Ebenso werden Elemente abhängig vom Zustand in verschiedenen Farben oder gar nicht dargestellt. Dementsprechend wird nur das Planungsmodell angezeigt oder es werden zusätzlich navigierte Instrumente angezeigt.

4.3.4 Modul Navigation

In der Navigation wird das Positionsmesssystem eingebunden, welches in Echtzeit die Lage der navigierten Ultraschallsonde, die Lage des Resektionsinstrumentes und die Positionen der reflektierenden Marker bestimmt und mit einer Frequenz von 20 Hz an die Recheneinheit übermittelt. Die Lage der Instrumente wird vom Positionsmesssystem anhand der eindeutigen Geometrie der retroreflektierenden Marker des Lokalisators berechnet. Die Anordnung der Marker wird dem Positionsmesssystem während der Initialisierung in einem dafür definierten Koordinatensystem übergeben. Diese wurden für die Ultraschallsonde als us und für das Dissektor-Instrument als ins bezeichnet. Sie stehen in Relation zu einer Reihe weiterer Koordinatensysteme, die in Tabelle 8 definiert sind.

Tabelle 8: Beschreibung der für die Navigation verwendeten Koordinatensysteme.

| Bezeichnung | Beschreibung |
|---------------|--|
| <i>cam</i> | Basiskoordinatensystem des Positionsmesssystems |
| <i>us</i> | Koordinatensystem des Lokalisators an der Ultraschallsonde |
| <i>img</i> | Koordinatensystem des Ultraschallbildes |
| <i>ins</i> | Koordinatensystem des Lokalisators am Resektionsinstrument |
| <i>tcp</i> | Koordinatensystem an der Spitze des Resektionsinstrumentes |
| <i>mod</i> | Koordinatensystem des Planungsmodells |
| <i>fid(i)</i> | Position eines reflektierenden Markers <i>i</i> |
| <i>mrk(i)</i> | Position einer Landmarke <i>i</i> |
| <i>lvr</i> | Koordinatensystem der Leber |

Die Beziehungen zwischen den Koordinatensystemen (Abbildung 13) werden im Modul Navigation in Form von homogenen Transformationsmatrizen gespeichert, die die räumliche Lage zwischen den Koordinatensystemen in 6 Freiheitsgraden angeben. Alternativ werden für räumliche Positionen Vektoren verwendet, die auf das jeweilige Koordinatensystem bezogen sind. Die Herkunft der Transformationsmatrizen ist in Tabelle 9 beschrieben. Die fortlaufend durch das Positionsmesssystem bestimmten Transformationsmatrizen werden für die aktuelle Messung mit der Nummer *k* als ${}^{cam}\mathbf{T}_{us}(k)$ und ${}^{cam}\mathbf{T}_{ins}(k)$ und die daraus berechneten Transformationsmatrizen analog bezeichnet. Der Zeitpunkt der Messung *k* wird dabei mit *t(k)* angegeben.

Tabelle 9: Herkunft der für die Navigation verwendeten Transformationsmatrizen.

| Bezeichnung | Herkunft |
|-------------------------------|---|
| ${}^{cam}\mathbf{T}_{us}$ | Messung durch das Positionsmesssystem (Echtzeit 20 Hz) |
| ${}^{cam}\mathbf{T}_{ins}$ | Messung durch das Positionsmesssystem (Echtzeit 20 Hz) |
| ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}$ | Messung durch das Positionsmesssystem (Echtzeit 20 Hz) |
| ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}$ | Berechnung anhand ${}^{cam}\mathbf{P}_{mrk(i)}$ (Echtzeit 20 Hz) |
| ${}^{us}\mathbf{T}_{img}$ | Kalibrierung der Ultraschallsonde (Konfigurationsdatei) |
| ${}^{ins}\mathbf{T}_{tcp}$ | Kalibrierung des Resektionsinstrumentes (Konfigurationsdatei) |
| ${}^{mod}\mathbf{P}_{mrk(i)}$ | Definition durch den Chirurgen während der Registrierung |
| ${}^{lvr}\mathbf{T}_{mod}$ | Registrierung zwischen der Leber des Patienten und dem Planungsmodell |

Das Modul enthält den Status des Positionsmesssystems, welcher angibt, ob momentan Lageinformationen übertragen werden, so dass der Benutzer benachrichtigt werden kann, wenn die Kommunikation zum Positionsmesssystem abbricht und die aktuelle Lage der Instrumente nicht mehr gemessen werden kann.

Neben der Kommunikation mit dem Positionsmesssystem findet eine Reihe von Berechnungen im Zusammenhang mit der Interaktion der Instrumente statt. Hierbei wird geprüft, ob sich die Instrumente in einer bestimmten Lage oder in einem bestimmten Bewegungsmuster be-

finden. Damit wird ein bestimmtes Ereignis ausgelöst. Diese Überprüfungen werden abhängig vom Benutzungszustand durchgeführt und sind in Tabelle 10 beschrieben.

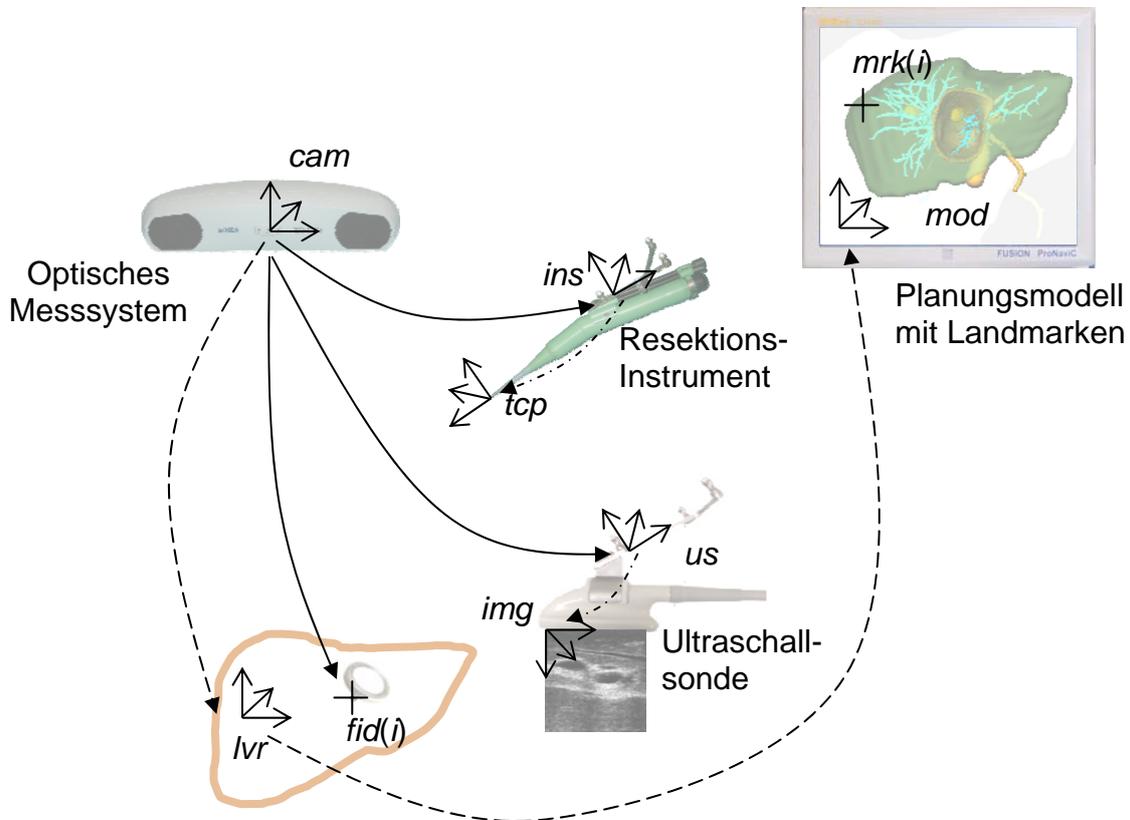


Abbildung 13: Übersicht der Beziehungen zwischen den Koordinatensystemen; durchgezogene Pfeile: Messung, gestrichelte Pfeile: Berechnung/Registrierung, Strich-Punkt-Pfeile: Kalibrierung

Tabelle 10: Überprüfung und Berechnungen der Instrumenteninteraktion im Modul Navigation.

| Interaktion | Beschreibung | Benutzungszustand |
|------------------------------------|--|---------------------------------|
| Registrierung Resektionsinstrument | Spitze des Dissektor-Handstücks wird in die Registriermulde des Lokalisators der Ultraschallsonde gehalten | Registrierung/ alle Zustände |
| Einmessen Landmarke | Dissektor-Instrument wird still gehalten | Registrierung |
| Einmessen Ultraschallbild | Ultraschallsonde wird still gehalten | Registrierung |
| Bestätigung Registrierung | Spitze des Dissektor-Handstücks wird auf der Leberoberfläche still gehalten | Registrierung |
| Darstellung Navigation | Dissektor-Instrument wird still gehalten | Navigation |
| Vermessung Resektionsfläche | siehe Beschreibung Vermessung Resektionsfläche | Vermessung |

4.3.5 Modul Zustand und Registrierung

In diesem Modul wird der Zustand des Systems erfasst. Dieser bestimmt zum einen die ausführbaren Funktionen sowie zum anderen die dem Chirurgen angezeigten Informationen und

Hinweismeldungen. Der Zustand kann über die Bedienoberfläche gewechselt werden, wobei jeder Zustand durch einen Bedientaste repräsentiert wird. Der Wechsel in einen anderen Bedientaste ist dabei teilweise durch den Benutzungsablauf eingeschränkt (Tabelle 11).

Weiterhin werden die Interaktionen des Benutzers ausgewertet und abhängig vom derzeitigen Zustand interpretiert. Ebenso wird die Abfolge der einzelnen Bedientaste, insbesondere während der Registrierung, überwacht und die jeweilige Zustandsinformation an alle anderen Module weitergeleitet.

Tabelle 11: Ablaufzustände spiegeln den Benutzungsablauf während des chirurgischen Eingriffs wieder. Jeder Zustand besitzt Unterzustände, die den Ablauf genau festlegen.

| Zustand | Beschreibung | Vorraussetzung |
|---------------------------|--|--|
| Planungsdaten anzeigen | Planungsmodell wird angezeigt und die Auswahl der Darstellung ist möglich | - |
| Ultraschall anzeigen | Anzeige des Echtzeit-Ultraschallbildes | - |
| Registrierung durchführen | Durchführung der Registrierung zwischen Planungsmodell und Leber des Patienten | Planungsmodell geladen und Ultraschallbild vorhanden |
| Navigation anzeigen | Darstellung der navigierten Instrumente im Planungsmodell | Registrierung |
| Vermessung durchführen | Interaktive Vermessung der Resektionsfläche | Registrierung |

4.4 Benutzungsablauf und Bedienung

Der Benutzungsablauf des Systems gliedert sich entsprechend dem Ablauf des chirurgischen Eingriffs in die drei Abschnitte Aufbau des Systems, Anwendung des Assistenzsystems und Abbau und Wiederaufbereitung des Systems. Die Benutzungsschritte sind in der folgenden Tabelle aufgeführt (Tabelle 12). Alle Schritte werden in der Regel sequentiell ausgeführt, es ist jedoch auch möglich bestimmte Schritte erneut durchzuführen. Vor allem im Fall von mehreren zu entfernenden Lebergewebeteilen in verschiedenen Lebersegmenten müssen die SEQ-2-3 (Exploration der Leber mittels Ultraschall) bis SEQ-2-6 (Vermessung der Resektionsfläche) wiederholt werden. Dies entspricht dem normalen chirurgischen Vorgehen, da der Chirurg das Segment mit dem zu entfernenden Gewebe direkt vor der Resektion noch einmal schallt.

Die Vorbereitung des Navigationssystems wird größtenteils vom OP-Personal übernommen. Diese bauen das System gleichzeitig mit anderen chirurgischen Geräten im OP-Raum auf. Der Chirurg ist für das Laden der präoperativen Planung verantwortlich und richtet die Darstellungen seinen Anforderungen entsprechend aus. Die Vorbereitung findet weitgehend im unsterilen Bereich des OP-Raumes statt und geht mit dem sterilen Verpacken des Bedientastes in die Anwendungsphase über.

Kursiv gedruckte Benutzungsschritte in Tabelle 12 geben chirurgische Schritte unabhängig von der Anwendung des Navigationssystems an, welche Voraussetzung für die jeweils darauf folgenden Schritte sind.

Tabelle 12: Abfolge der Benutzungsschritte bei Anwendung des Systems. Grau hinterlegte Zeilen beschreiben rein medizinische Schritte.

| Schritt | Beschreibung | Ausführung |
|----------------|---|------------------------------------|
| SEQ-1 | Aufbau des Systems im OP-Raum | |
| SEQ-1-1 | Aufbau des Systems im OP | OP-Personal |
| SEQ-1-2 | Einlesen der Planungsdaten und Auswahl einer geeigneten Darstellung | Chirurg |
| <i>SEQ-1-3</i> | Vorbereitung des Patienten für den Eingriff: Entsprechend dem klinischen Standardvorgehen | OP-Personal |
| SEQ-1-4 | Steriles Verpacken der Ultraschallsonde und der 6D-Maus | OP-Personal |
| | | |
| SEQ-2 | Anwendung des Assistenzsystems zur Leberresektion | |
| <i>SEQ-2-1</i> | Beginn des Eingriffs und Mobilisierung der Leber | Chirurg |
| SEQ-2-2 | Montage und Befestigung des Lokalisators an der Ultraschallsonde, sowie des Lokalisators am Resektionsinstrument | OP-Personal |
| <i>SEQ-2-3</i> | Exploration der Leber mittels Ultraschall und Lokalisierung der Tumore und wichtiger Gefäße | Chirurg |
| SEQ-2-4 | Registrierung des Planungsmodells mithilfe der navigierten Instrumente relativ zur Lage der Leber | Chirurg |
| SEQ-2-5 | Übertragung des geplanten Verlaufs der Resektionsgrenze auf die Leberoberfläche mithilfe des navigierten Resektionsinstrumentes und Durchführung der Leberresektion | Chirurg |
| SEQ-2-6 | Vermessung der Resektionsfläche mithilfe des navigierten Resektionsinstrumentes | Chirurg |
| | | |
| SEQ-3 | Abbau und Wiederaufbereitung des Systems | |
| SEQ-3-1 | Abbau des Systems: Entfernung der sterilen Verpackung der 6D-Maus und Demontage aller Lokalisatoren von der Ultraschallsonde sowie dem Resektionsinstrument | OP-Personal |
| SEQ-3-2 | Reinigung, Wiederaufbereitung und Sterilisation aller Komponenten | OP-Personal / Zentralsterilisation |

Die während der intraoperativen Anwendung des Navigationssystems durchzuführenden Funktionen sind auf der Bedienoberfläche durch in einer Reihe angeordnete Bedientöpfe dargestellt. Die Anordnung der Bedientöpfe entspricht dabei der Reihenfolge der Benutzung (Tabelle 13). Die Bedienung erfolgt während der Vorbereitungsphase über den Touch. Nach Eröffnung des Patienten steuert der Chirurg das System durch Interaktion mit den navigierten Instrumenten. Die Instrumente werden dabei in einer definierten Position zueinander oder relativ zur Leber für wenige Sekunden stillgehalten. Das Navigationssystem erkennt dadurch die Intention des Chirurgen und schaltet in den gewünschten Zustand.

Tabelle 13: Einteilung in Benutzungsphasen anhand der Funktionen des Assistenzsystems und des dabei angewendeten Eingabegerätes.

| Funktion | Tätigkeit des Bedieners | Steuerung/Bedienung |
|--------------------------|---|------------------------------------|
| Laden und Anzeigen | Laden des Planungsmodells des Patienten basierend auf den präoperativen Bilddaten; Auswahl eines geeigneten Darstellungsmodus | Touch |
| Ultraschall | Exploration der Leber und Lokalisierung von Tumoren und wichtigen Blutgefäßen | Touch/ 6D-Maus |
| Registrierung | Registrierung der Leber des Patienten mit dem präoperativen Planungsmodell durch Antasten von Landmarken und Ausrichten des Ultraschallbildes | Navigierte Instrumente/ 6D-Maus |
| Navigation | Resektion der Leber mithilfe der Darstellung des navigierten Dissektors im Planungsmodell | Navigierte Instrumente |
| Vermessung der Resektion | Lage der Resektionsfläche und Größe des entfernten Leber Volumens vermessen | Navigierte Instrumente |

Die Benutzungsphasen können durch Drücken eines Bedienknopfes am oberen Bildschirmrand gewechselt werden (Abbildung 14). Jede Phase wird dabei durch jeweils einen Knopf repräsentiert. Am unteren Ende des Bildschirms befindet sich die Statusanzeige, die hauptsächlich den Name des Patienten sowie die verwendete Darstellung anzeigt. Weiterhin ist die Benutzeroberfläche in zwei Teile aufgeteilt, in welchen das präoperative Planungsmodell auf der linken Seite und das Ultraschallbild auf der rechten Seite angezeigt werden.

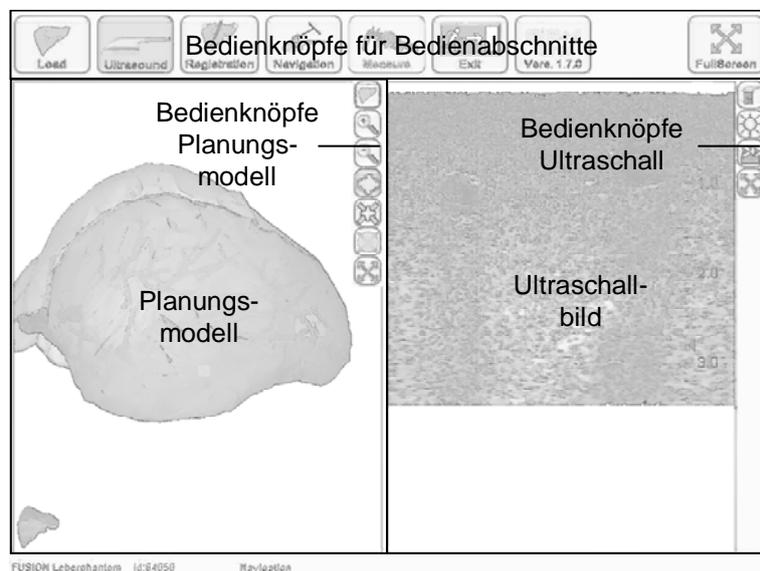


Abbildung 14: Die Bedienoberfläche des Systems ist in die Anzeige des Planungsmodells auf der linken Seite und das Ultraschallbild auf der rechten Seite geteilt.

5. Realisierung eines Assistenzsystems für die Leberchirurgie

5.1 Aufbau einer kliniktauglichen Plattform

5.1.1 Grundaufbau des Assistenzsystems

Die Entwicklung eines Assistenzsystems für die offene Leberchirurgie richtet sich an erster Stelle nach der Integration in das chirurgische Umfeld. Das System muss in einer Klinik, im OP-Raum durch einen Chirurgen genutzt werden können. Aus diesem Grund sind alle Komponenten des Assistenzsystems sehr robust ausgeführt. Es müssen alle technischen und regulatorischen Anforderungen an ein Medizinprodukt erfüllt werden. Daher werden im Folgenden alle Komponenten sowie die an der Auslegung dieser Komponenten berücksichtigten Bedingungen beschrieben.

Die Recheneinheit, das Positionsmesssystem sowie der Bildschirm stehen auf einem Gerätewagen mit Rollen bzw. sind an diesem befestigt (Abbildung 15). Somit ist es möglich das System in den jeweils benötigten OP-Raum zu fahren und nach dem Gebrauch im Geräteraum des OP-Traktes abzustellen. Das System steht wie bei OP-Geräten für die Chirurgie üblich also nur bei Bedarf im OP-Raum. Die Rollen des Gerätewagens können arretiert werden, um ein versehentliches Verschieben des Assistenzsystems während der Anwendung zu verhindern.

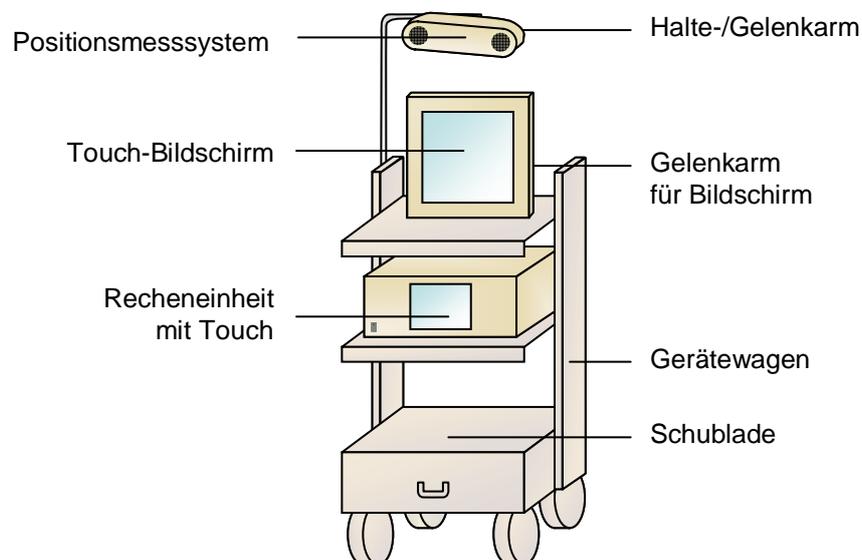


Abbildung 15: Schematische Zeichnung des Chirurgieassistentensystems.

Der Bildschirm ist an einem Gelenkarm befestigt und kann dadurch horizontal verschoben und gedreht, sowie zwischen -10° und 90° zur Vertikalen gekippt werden. Dies ermöglicht den Monitor so auszurichten, dass sich auf dem Bild keine störenden Reflektionen der Leuchten im OP-Raum ergeben. Horizontal kann der Bildschirm um einen Winkel von 180° gedreht und somit auch auf die Rückseite des Gerätewagens gewendet werden. Der Gerätewagen kann deshalb so weit wie möglich vom sterilen Bereich weggestellt werden, während der Monitor sehr nahe zum Chirurgen hingedreht werden kann. Damit kann er fast beliebig eingerichtet werden, um eine gute Sicht des Chirurgen auf den Monitor zu ermöglichen. Der Bildschirm ist in einer Höhe von etwa 1,2 m befestigt. Somit ist er auch höher als ein nach oben

gefährlicher OP-Tisch und ist trotzdem relativ niedrig, so dass der Chirurg beim Blick vom Situs zum Bildschirm den Kopf nicht weit nach oben drehen muss. Auf die Anwendung einer Video-Brille, die das Bild des Navigationssystems direkt in das Blickfeld des Chirurgen einblendet, wird bewusst verzichtet. Derartige Brillen schränken die Sicht des Chirurgen zu stark ein und sind nicht mit den hohen Anforderungen an die visuelle Wahrnehmung des Chirurgen vereinbar. Außerdem ist das Gewicht auch von modernen Brillen zu hoch und der Tragekomfort zu gering, als dass der Chirurg eine derartige Brille bei den eher langen Eingriffen an der Leber von drei bis sechs Stunden tragen kann.

Das optische Positionsmesssystem ist an einem schwenkbaren Arm oberhalb des Monitors befestigt. Über einen fixierbaren Gelenkarm kann das Messsystem so ausgerichtet werden, dass es den Bereich um den Situs erfassen kann. Durch die Höhe von circa 2 m hängt das Kamerasystem über den Köpfen aller Personen und hat deshalb eine weitgehend freie Sicht auf den ansonsten stark verdeckten Situs. Die Höhe des Messsystems kann durch den Auszug des vertikalen Arms weiter erhöht werden. Dabei ist die minimale Höhe so gewählt, dass das optische Messsystem noch unter den OP-Lampen Platz findet und beim Ausrichten der OP-Lampen nicht im Weg ist. Das Messsystem kann innerhalb eines Kreises mit dem Radius von 100 cm frei positioniert werden. Eine größere Bewegungsfreiheit hätte eine geringe Steifigkeit des Haltearms der Navigationskamera und somit größere Schwingungen zur Folge. Diese beeinflussen die Genauigkeit der Lagebestimmung negativ, da durch die Schwingungen in Kombination mit der Halbzeilenaufnahme der beiden Kameras eine zusätzliche Bewegungsunschärfe entsteht.



Abbildung 16: Komponenten des Systems: a) 6D-Maus, b) Ultraschallsonde mit Lokalisator und c) Handstück des Resektionsinstrumentes mit Lokalisator.

Der Bildschirm selbst dient als Eingabegerät für die Bedienung über die Touch-Funktion. Der Benutzer berührt den Bildschirm an hervorgehobenen Bildbereichen, um einzelne Funktionen auszulösen. Zusätzlich wird eine 6D-Maus verwendet, um dem Benutzer die Interaktion mit dem System zu ermöglichen. Diese funktioniert ähnlich einem Trackball und erlaubt dem Benutzer eine Bewegung in 6 Freiheitsgraden, also in alle drei translatorischen und allen drei rotatorischen Richtungen, zu definieren. Die 6D-Maus steht dabei stationär oder wird vom Chirurgen in einer Hand gehalten, während die Bewegung durch einen ergonomisch geformten Griff ausgeführt wird.

Die Ultraschallsonde und das Handstück des Resektionsinstrumentes sind keine direkten Komponenten des Systems, sondern kompatibles Zubehör, da sie primär vom Chirurgen unabhängig vom Navigationssystem verwendet werden. Diese Instrumente werden lediglich durch Lokalisatoren erweitert, die an den Instrumenten befestigt werden, um deren Lage durch das optische Positionsmesssystem zu bestimmen.

Der Bildschirm, die 6D-Maus und das optische Messsystem sind über elektrische Leitungen mit der Recheneinheit verbunden. Diese besitzt auf der Rückseite entsprechende Buchsen.

Die Stecker und Buchsen der Anschlüsse entsprechen dem, für die jeweilige Signalart des Verbindungskabels vorgegebenen Standard (Tabelle 14). Individuelle Kabel ohne Standard werden mittels kodierter Steckverbinder angeschlossen, so dass ein versehentliches Vertauschen der Stecker nicht möglich ist. Alle Kabel werden so weit wie möglich im Gerätewagen geführt oder anderweitig befestigt, um die von frei hängenden Kabeln ausgehende Gefahr zu reduzieren.

Die Ultraschallsonde nimmt eine Sonderstellung ein, da sie je nach verwendetem Typ auf zwei unterschiedliche Arten angeschlossen werden kann. Ein eigenständiges Ultraschallsystem wird über eine Video-Schnittstelle an die Recheneinheit angeschlossen, womit das Bild des Ultraschallsystems übertragen wird. Alternativ kann eine integrierte Sonde direkt an die Recheneinheit angeschlossen werden, ohne dass ein eigenständiges Ultraschallsystem zur Bilderzeugung notwendig ist.

Tabelle 14: Elektrische Verbindungen zwischen der Recheneinheit und den Komponenten.

| Komponente | Signalart | Anschlusstyp | Stromkreis |
|------------------------------|------------|-------------------|------------|
| Touch-Bildschirm | Video | VGA | primär |
| | USB/HID | USB | |
| Positionsmesssystem | seriell | kodierter Stecker | sekundär |
| 6D-Maus | USB/HID | USB | sekundär |
| Ultraschallsystem | Video | S-Video/DVI | unabhängig |
| alternativ: Ultraschallsonde | proprietär | FireWire | sekundär |

Die Stromversorgung der Komponenten erfolgt auf zwei verschiedene Arten: die Recheneinheit und der Bildschirm sind mit dem primären Stromkreis verbunden und werden über eine Schutzkontakt-Steckdose an die Netzspannung von 230V angeschlossen. Da Mehrfachsteckdosen, in denen die einzelnen Stecker leicht umgesteckt werden können, aufgrund der Sicherstellung des maximalen Schutzleiterwiderstandes nicht verwendet werden dürfen, wird das Netzkabel des Assistenzsystems durch eine feste Verzweigung für Recheneinheit und Bildschirm aufgeteilt. Das Netzkabel ist mit 3 m ausreichend lang, um zu den, an den Wänden des OP-Raumes liegenden Steckdosen geführt zu werden, ohne den dazwischen liegenden Durchgangsweg für das unsterile OP-Personal zu blockieren. Alle Komponenten außer dem Bildschirm und der Recheneinheit sind über den Sekundärstromkreis angeschlossen, der nur eine maximale Spannung von 60 V besitzt und vom Primärkreis elektrisch getrennt ist.

Eine Schublade nimmt die Gebrauchsanweisung des Assistenzsystems auf, da diese entsprechend den Anforderungen der Norm DIN EN ISO 60601-1-1 für den Anwender immer verfügbar sein muss. Zusätzlich kann es für intraoperatives Zubehör, wie sterile Verpackungen benutzt werden.

5.1.2 Befestigung der Lokalisatoren an den Instrumenten

Eine der zentralen Funktionen eines Navigationssystems ist die Lagebestimmung der Instrumente des Chirurgen. Hierfür müssen an den Instrumenten Lokalisatoren angebracht werden, die eine Lagebestimmung durch das optische Positionsmesssystem ermöglichen. Lokalisatoren werden bereits in der Hartgewebschirurgie verwendet und bestehen aus einem flachen, schlanken Metallgrundkörper. An diesem Grundkörper werden mindestens 3 reflektierende

Kugeln angebracht, deren Anordnung zueinander genau definiert ist und Grundlage für die Identifizierung eines spezifischen Lokalisators durch das optische Positionsmesssystem ist. Das Positionsmesssystem kann durch das von jeweils einer reflektierenden Kugel Infrarotlicht deren Position bestimmen. Durch mindestens drei Reflektoren an einem Lokalisator kann damit eine räumliche Lage, d.h. eine Rotation und eine Translation bestimmt werden. Ein Lokalisator hat dabei eine Größe von bis zu 8 cm × 12 cm. Für die Ultraschallsonde wird ein relativ kompakter Lokalisator mit drei Reflektorkugeln verwendet, für das Dissektor-Handstück ein Lokalisator mit einer zusätzlichen Reflektorkugel.

Da die Instrumente des Chirurgen, d. h. die Ultraschallsonde und das Dissektor-Handstück, kein direkter Bestandteil des Assistenzsystems sind, werden die Instrumente der jeweiligen Klinik verwendet und die Befestigung der Lokalisatoren an die Instrumente angepasst (Abbildung 17). Somit kann der Chirurg die von ihm gewohnten Instrumente weiter verwenden und das chirurgische Vorgehen wird durch die Nutzung navigierter Instrumente prinzipiell nicht beeinflusst.

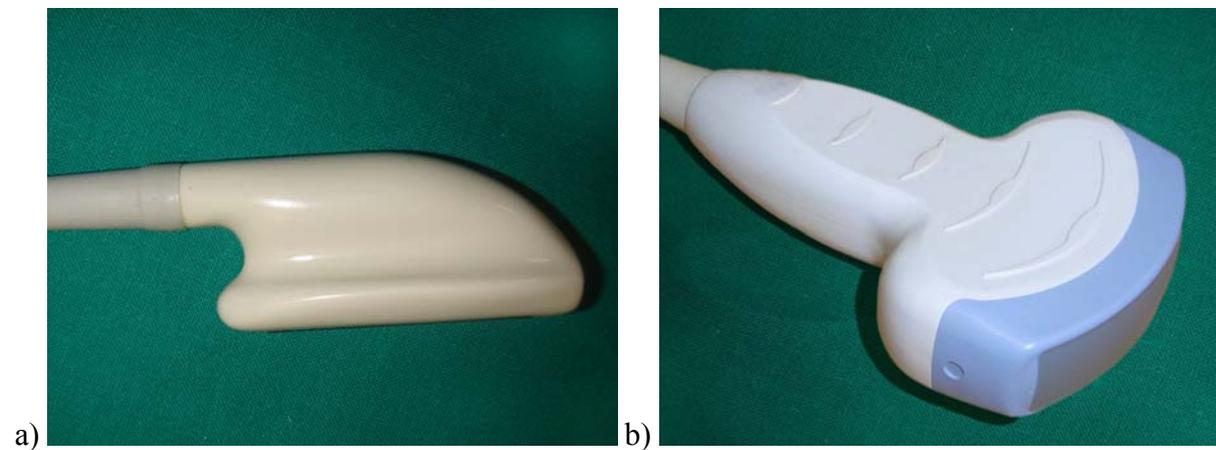


Abbildung 17: Die Lokalisatoren müssen auf unterschiedlichen Schallköpfen angebracht werden können. a) Kopf der Ultraschallsonde mit FireWire-Anschluss (nicht sterilisierbar) b) T-förmiger Schallkopf des Universitätsklinikums Hamburg Eppendorf (sterilisierbar).

Bei der Befestigung des Lokalisators am Instrument spielen die Funktion des Instrumentes, Ergonomie und Sterilität eine große Rolle. Weiterhin muss der Lokalisator im sterilen Bereich an einer definierten Position am Instrument befestigt werden können, ohne dass dafür wesentlich mehr als eine Minute benötigt wird. Ein Instrument dessen Lage über ein optische Positionsmesssystem bestimmt werden kann, besteht immer aus drei Teilen: dem Instrument, der instrumentenspezifischen Lokalisatorhalterung und dem Lokalisator.

Die Lokalisatorbefestigung darf die Funktion des Instrumentes und dessen Verwendung durch den Chirurgen nicht beeinträchtigen. Aus diesem Grund muss die Position des Lokalisators am Instrument sehr sorgfältig ausgewählt werden. Zum einen wird diese durch die Verwendung des Instrumentes im Situs bestimmt. Das optische Positionsmesssystem steht in der Regel gegenüber dem Chirurgen in einem Winkel von 45° zur Horizontalen (Abbildung 18a). Um eine bestmögliche Lageerkennung zu ermöglichen, muss der Lokalisator während der Anwendung am besten senkrecht zur Sichtachse des Positionsmesssystems sein. Je nachdem wie der Chirurg das Instrument während der Anwendung hält, muss der Lokalisator parallel oder in einem bestimmten Winkel zum Instrument stehen (Abbildung 18b). Zum anderen darf der Lokalisator keinen Platz blockieren, den der Chirurg zum Greifen des Instrumentes benötigt. Die Positionierung des Lokalisators und der Halterung am Instrument geht demzufolge von der Haltung der Hand des Chirurgen am Instrument aus. Der freie Raum zwischen Daumen und Zeigefinger am Instrument eignet sich bei den meisten Instrumenten, um den Lokali-

sator dort zu befestigen. Durch eine leichte Neigung des Lokalisator gegenüber der Instrumentenachse kann der Chirurg seine Hand unter dem Lokalisator positionieren, so dass gleichzeitig sichergestellt ist, dass der Chirurg die Reflektorkugeln des Lokalisators nicht verdeckt. Weiterhin darf die Lokalisatorhalterung nicht zu stark aufliegen, muss sich also eng an die ursprüngliche Form des Instrumentes anlehnen, damit der Chirurg das Instrument noch normal greifen kann. Eventuell müssen dabei auch Griffmulden an der Lokalisatorhalterung eingefügt werden, um das sichere Greifen des Instrumentes weiterhin zu ermöglichen.

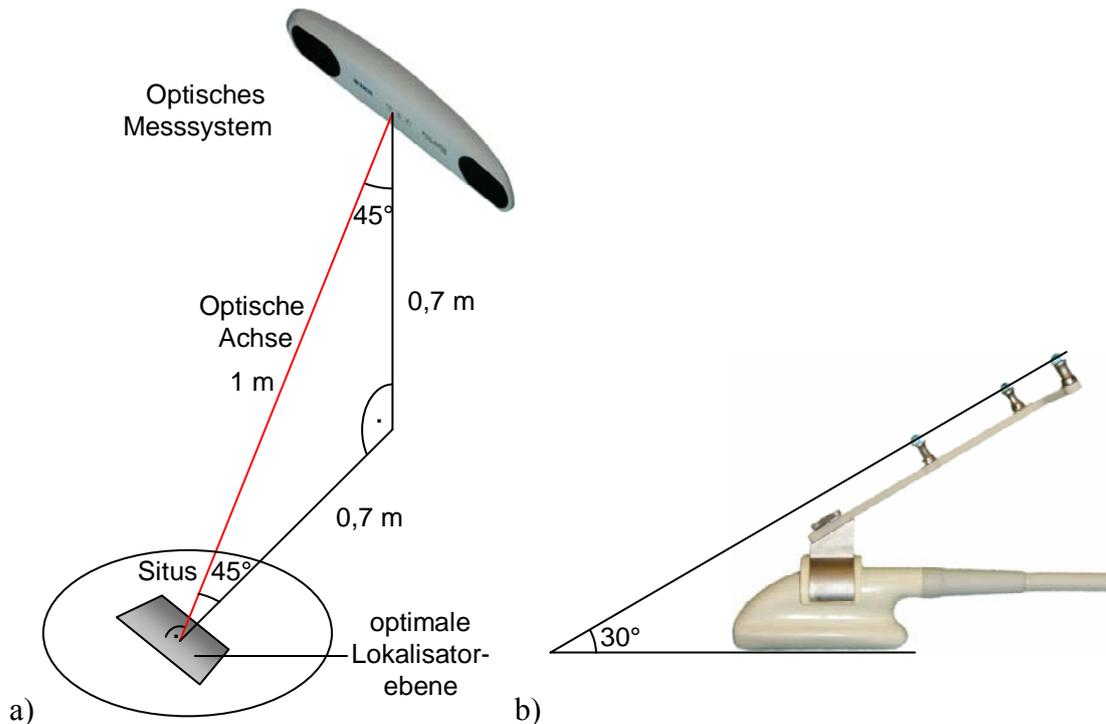


Abbildung 18: a) Das optische Messsystem hat einen Winkel von 45° zur Horizontalen, wenn es in einem optimalen Abstand von 1 m zum Situs entfernt steht. Somit ist die optimale Lokalisatorebene ebenfalls um 45° geneigt. b) Die Lokalisatorebene der Ultraschallebene ist als Kompromiss zur Handhabbarkeit um 30° geneigt.

Abhängig davon, ob das Instrument sterilisiert oder steril verpackt wird, bestehen zwei verschiedene Konzepte für die Anbringung eines Lokalisators. Besonders Instrumente wie einige Ultraschallsonden, die aufgrund von empfindlichen Sensoren oder Elektronik nicht durch eine Autoklavierung bei 134°C und 3 bar Druck sterilisiert werden können, müssen bei chirurgischen Eingriffen steril verpackt werden. Dies wird durch Gel erreicht, welches aufgrund seines Wassergehalts den Schall gut leitet. Somit kann die gesamte Ultraschallsonde inklusive der Zuleitung in eine sterile Schlauchverpackung gesteckt werden. Jedoch kann selbst bei einer transparenten Folie der Lokalisator für die Lagebestimmung nicht innerhalb der sterilen Verpackung verwendet werden, da die Reflektion des Infrarotlichts für die Stereokameras durch die Folie zu stark gefiltert wird (Abbildung 19). Aus diesem Grund muss der Lokalisator am Instrument außerhalb der sterilen Verpackung befestigt werden.

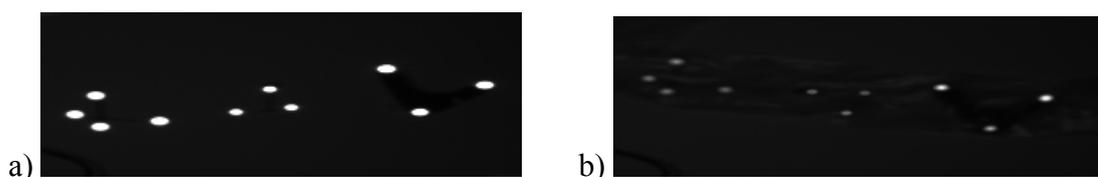


Abbildung 19: Aufnahme a) unverpackter Lokalisatoren durch das optische Messsystem in der Phase mit Infrarotlichtbeleuchtung, sowie b) in einer sterilen Verpackung durch eine transparente Folie mit einer Dicke von 0,05 mm, die einen großen Anteil des reflektierten Lichts absorbiert. Es ist demzufolge nicht möglich, den Lokalisator innerhalb der sterilen Verpackung zu verwenden.

Die Befestigung des Lokalisators am Instrument durch die sterile Verpackung hindurch kann zum einen über den am Lokalisator befindlichen Flansch erfolgen, indem die sterile Verpackung perforiert wird und der Lokalisator mittels Flansch und Befestigungsschraube an einer entsprechenden Halterung innerhalb der sterilen Verpackung fixiert wird. Dementsprechend sind hierfür drei Löcher für die beiden Passtifte des Flansches und die Befestigungsschraube mit einem Durchmesser von 2 mm bzw. 3 mm nötig. Dabei kann die sterile Folie zwischen der Halterung und dem Lokalisator eingeklemmt werden, so dass die perforierte Stelle komplett abgedeckt wird (Abbildung 20a). Dennoch ist die Gefahr einer Infektion, die von einer Perforation der sterilen Verpackung ausgeht, relativ groß. Zum einen kommt der sterile Lokalisator mit dem unsterilen Flansch am Instrument in Berührung und kann somit nicht noch einmal abgenommen werden ohne das OP-Personal möglicherweise unsteril zu machen. Zum anderen kann das Risiko nicht ausgeschlossen werden, dass die Verpackungsfolie weiter einreißt. Deshalb wird für den Lokalisator eine Befestigungsmethode bevorzugt, bei der die sterile Verpackung nicht beschädigt wird. Das wird durch eine Klammerverbindung erreicht.

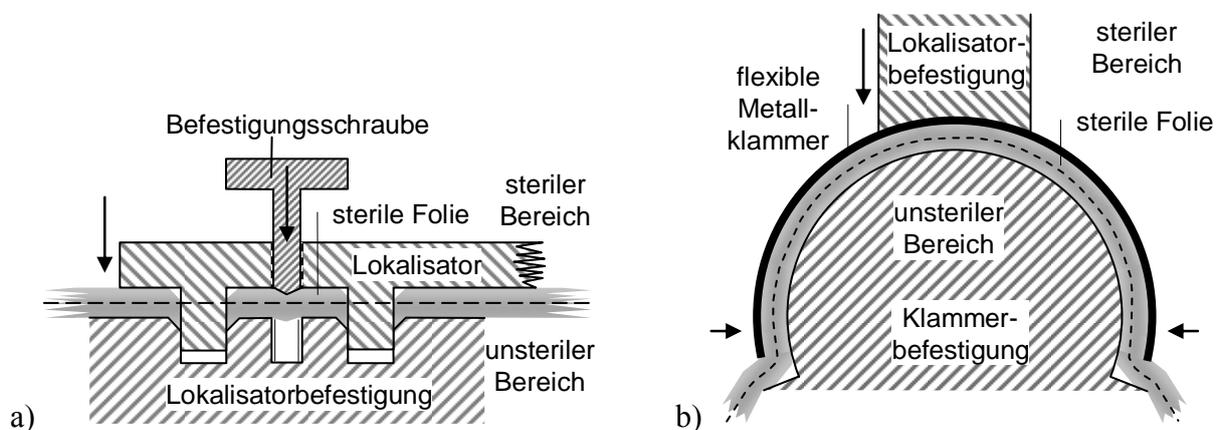


Abbildung 20: Schnitt durch die Lokalisatorbefestigung und die sterile Folie bei a) Durchstechen der Folie mit Befestigungsschraube und Passtiften und b) Aufstecken der Lokalisatorbefestigung auf die steril verpackte Ultraschallsonde mittels einer Metallklammer.

Hierfür wird auf dem Instrument eine Klammhalterung befestigt, die zusammen mit dem Instrument steril verpackt wird. Der Lokalisator wird danach durch eine flexible Metallklammer auf das Instrument aufgesteckt, so dass sich die sterile Verpackung zwischen Halterung und Klammer befindet (Abbildung 20b). Die sterile Verpackung wird durch diese Methode nicht beschädigt. Die Außenseite der Klammhalterung wird in diesem Fall als ein Zylindersegment mit einem Gesamtwinkel von 240° ausgeführt, an dessen Mantelfläche sich in allen Richtungen ein Anschlag befindet. Die Klammhalterung befindet sich innerhalb der sterilen Verpackung und kann somit aus beliebigen Materialien hergestellt werden, da sie weder biokompatibel noch sterilisierbar sein muss. Auf diese Zylinderfläche wird die Metallklammer aufgesteckt, die die Form eines aufgeschnittenen Rohres hat. Diese hat genau die gleichen Maße (Länge, Öffnungswinkel) wie die Klammhalterung abzüglich der Dicke der sterilen Verpackungsfolie, so dass sich die Klammer exakt auf die Klammhalterung stecken lässt, ohne darauf zu verrutschen. Der Innenradius der Klammer ergibt sich aus dem Außenradius der Halterung plus der Dicke der sterilen Folie. Für die Klammer aus chirurgischem Edelstahl hat sich eine Dicke von 0,7 mm als ideal erwiesen, da somit eine genügende Federwirkung vorhanden ist, um die Klammer auf die Halterung aufzustecken. Die Kanten und Ecken der Klammer müssen dabei unbedingt entgratet und abgerundet werden, um ein Zerstören der sterilen Verpackung beim Aufstecken auszuschließen. Die Klammerverbindung kann mit der beschriebenen Methode eine definierte Befestigungsposition des Lokalisator sicher-

stellen, mit welcher der Lokalisator reproduzierbar an einer Position am Instrument befestigt werden kann (Abbildung 21). Einzig die Richtung des Lokalisators kann aufgrund der Klammerverbindung um 180° gedreht werden, womit die Lage des Instrumentes falsch bestimmt werden würde. Dies kann nur durch einen zusätzlichen Anschlag an der Klammerhalterung verhindert werden, der das Aufstecken der Klammer in nur eine Richtung zulässt. Andernfalls muss die korrekte Richtung des Lokalisator auf dem Instrument durch einen zusätzlichen Registrierungsvorgang kontrolliert werden. Ein verbleibendes Risiko der Klammerverbindung ist das Abrutschen der Klammer, falls die sterile Verpackung über die Klammerhalterung gespannt wird. Dabei wird die Klammer von der Halterung gedrückt und der Lokalisator kann im schlimmsten Fall in den unsterilen Bereich fallen. Das muss durch eine ausreichend straff sitzende Metallklammer vermieden werden.



Abbildung 21: a) nicht sterilisierbare Ultraschallsonde mit Klammerhalterung b) Lokalisatorbefestigung mittels Metallklammer auf den Ultraschallkopf aufgesteckt, dazwischen kommt die sterile Folie c) Ultraschallkopf mit aufgesteckter Lokalisatorbefestigung und angeschraubten Lokalisator.

Sterilisierbare Instrumente benötigen in jedem Fall eine biokompatible und sterilisierbare Lokalisatorbefestigung aus chirurgischem Edelstahl oder Titan. Diese umschließt das Instrument formschlüssig und wird in der Regel aus zwei Teilen hergestellt, um am Instrument befestigt werden zu können (Abbildung 22a, Abbildung 23a). Funktionsflächen der Instrumente, wie die Unterseite von Ultraschallsonden, dürfen durch die Befestigung des Lokalisators nicht beeinträchtigt werden, um die Anwendung des Instrumentes nicht zu beeinträchtigen.

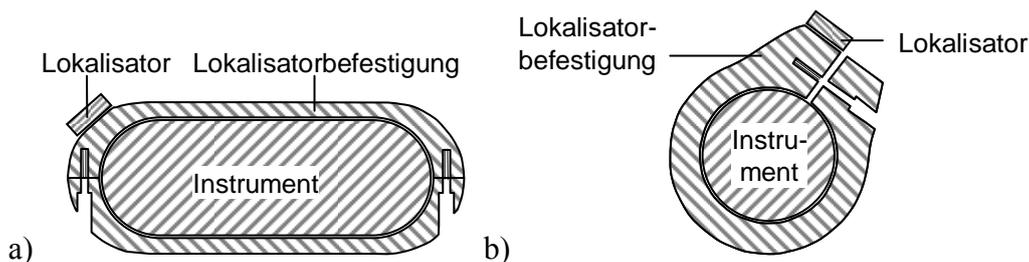


Abbildung 22: Schnittdarstellung a) einer formschlüssigen Lokalisatorbefestigung und b) einer kraftschlüssigen Lokalisatorbefestigung an einem rotationssymmetrischen Instrument.

Im Fall von rotationssymmetrischen Instrumenten, wie Handstücke des Ultraschalldissektors, kann die Lokalisatorbefestigung nur durch einen Kraftschluss fixiert werden. Die Halterung wird hierbei als Ring ausgeführt, der eine Öffnung besitzt und mit einer Schraube um das Instrument gespannt wird (Abbildung 22b, Abbildung 23b). Für die Sterilisierung der Lokalisatorbefestigung muss zusätzlich beachtet werden, dass entstehende Hohlräume zwischen der Befestigung und dem Instrument entweder nicht existieren dürfen (formtreu, direkt anliegend), damit sich keine Verschmutzungsreste festsetzen können oder eine ausreichende Breite besitzen, um die Hohlräume bei der Reinigung ausreichend spülen zu können. Das ist insbesondere bei Sterilisationsverfahren wie der Plasmasterilisation oder bei der Verwendung von

Ethylenoxid notwendig, die aufgrund des giftigen Gases eine anschließende sterile Spülung oder Entgasung erfordern. Aus diesem Grund dürfen keine Sacklöcher existieren, sondern alle Bohrungen müssen durchgängig sein. Hierbei ist auch ausreichend, wenn Bohrungen mit mindestens 90° abgewinkelt sind (Innenwinkel), um Wasser und Verschmutzungsreste während der Wiederaufbereitung ausreichend entfernen zu können.

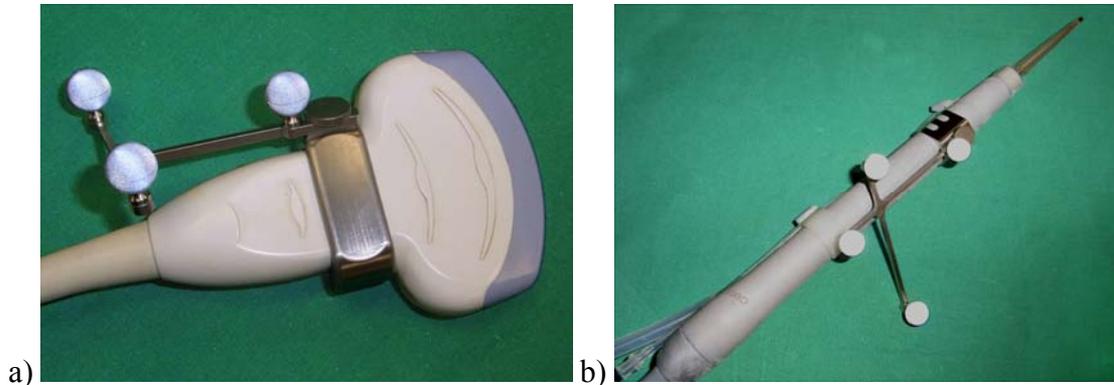


Abbildung 23: a) Ultraschallsonde mit einer formschlüssigen Lokalisatorbefestigung und b) rotationssymmetrisches Dissektor-Handstück mit kraftschlüssig befestigter Lokalisatorbefestigung.

Die Lage des Lokalisators eines Instrumentes relativ zur Instrumentenspitze oder Bildebene im Fall einer Ultraschallsonde kann nur bei der genauen Kenntnis der Konstruktionsdaten des Instrumentes berechnet werden. In den meisten Fällen muss die Lage mithilfe eines Kalibriermesskörpers gemessen werden. Die Spitze des Instrumentes wird hierfür formschlüssig in eine definierte und bekannte Lage an einem Kalibrierkörper gebracht und die räumliche Lage der Spitze des Instrumentes über die gemessene Lage des Kalibrierkörpers berechnet. Somit kann im Fall des Dissektor-Handstücks die Kalibriermatrix ${}^{ins}\mathbf{T}_{tcp}$ bestimmt werden.

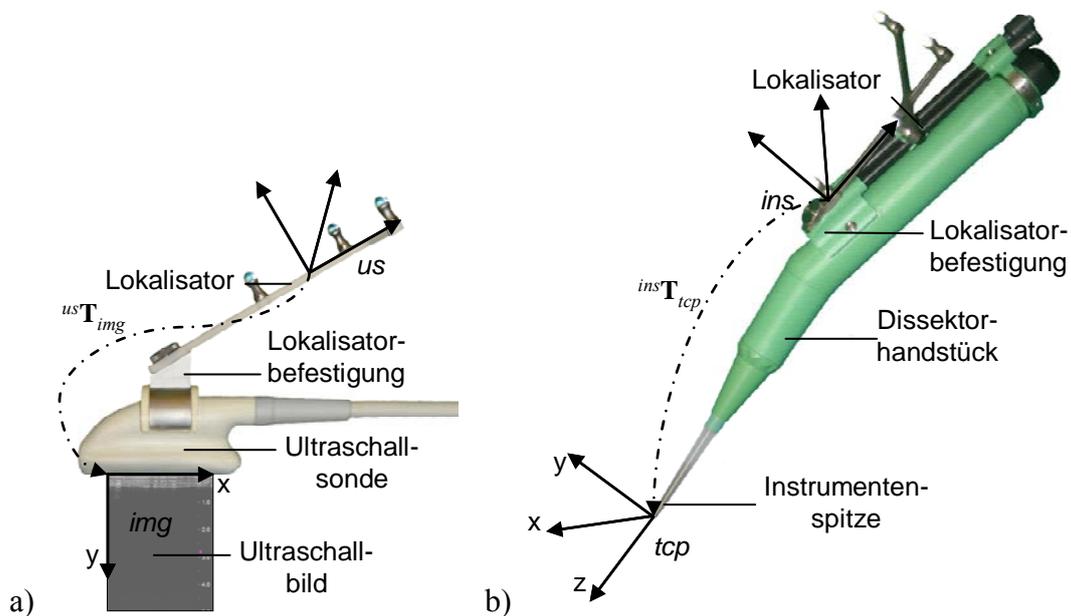


Abbildung 24: Lokalisatoren und Koordinatensysteme a) der Ultraschallsonde mit kalibrierter Transformation ${}^{us}\mathbf{T}_{img}$ und b) des Dissektor-Handstücks/ Resektionsinstrumentes mit kalibrierter Transformation ${}^{ins}\mathbf{T}_{tcp}$.

Die Lage des Koordinatensystems tcp wird so definiert, dass die positive z-Achse immer in Verlängerung der Spitze des Instrumentes liegt (Abbildung 24b). Weiterhin wird festgelegt, dass die y-Achse immer nach oben zeigt. Dies ist bei Handstücken mit abgewinkelter Spitze so definiert, dass sich die y-Achse innerhalb der Ebene durch den Schaft und die abgewinkel-

te Spitze befindet. Im Fall von Handstücken mit gerader Spitze wird die Richtung des Flansches des Lokalisators verwendet, um die Oberseite zu definieren.

Bildgebende Instrumente wie eine Ultraschallsonde müssen im Vergleich zum Resektionsinstrument über einen zusätzlichen Schritt kalibriert werden, indem ein Körper mit einer bekannten Lage und Form im Bild abgebildet wird. Die Lage zwischen dem Lokalisator der Ultraschallsonde und dem abgebildeten Körper wird über das Positionsmesssystem gemessen. Somit können die räumlichen Positionen mehrerer, markanter Merkmale des Körpers im Bild bestimmt werden und darüber die Matrix ${}^{usr}\mathbf{T}_{img}$ berechnet werden, so dass der Ursprung des *img* Koordinatensystems in der linken oberen Ecke des Ultraschallbildes liegt und die x-Achse horizontal und die y-Achse vertikal im Bild verlaufen (Abbildung 24a). Bei diesem Vorgang wird außerdem die Größe des Bildes w_{img} und h_{img} in Millimeter bestimmt, um somit die Auflösung des Ultraschallbildes zu bestimmen.

5.2 Integration in den leberchirurgischen Ablauf

Um eine Anwendung des Assistenzsystems in der klinischen Routine zu ermöglichen, muss neben dem kliniktauglichen Aufbau des Systems auch ein Konzept für die intraoperative Anwendung existieren. Darunter fällt die Aufstellung und Einrichtung des Systems in einem OP-Raum sowie ein Bedienschema, welches sich in den chirurgischen Ablauf des Eingriffs einfügt. Insbesondere aus der sterilen Umgebung im OP-Raum ergibt sich die Notwendigkeit genau abgestimmter Interaktionsmöglichkeiten, die es dem Chirurgen ermöglichen, das Assistenzsystem einfach und effizient zu bedienen. Alle diese Maßnahmen werden im Folgenden beschrieben.

5.2.1 Intraoperativer Setup

Das Assistenzsystem wird vom Chirurgen während des Eingriffs im OP-Raum genutzt. Neben den Anforderungen an die Sterilität ist dabei die Aufstellung im OP-Raum entscheidend. Vor allem der OP-Tisch ist während eines offenen, leberchirurgischen Eingriffs komplett mit Personen und Geräten umgeben (Abbildung 25). Am Kopfende des OP-Tisches befindet sich der unsterile Anästhesiebereich, der durch einen Bügel und ein Tuch bis auf Augenhöhe des OP-Personals vom sterilen Bereich abgetrennt ist. Im Arbeitsbereich des Anästhesisten befindet sich eine Vielzahl von Geräten, die durch Schläuche und Kabel mit dem Patienten und untereinander verbunden sind. Somit würde durch das Aufstellen eines zusätzlichen Gerätes in diesem Bereich nicht nur der Anästhesist in seiner Arbeit behindert werden, sondern es wäre in diesem Fall auch ein erhöhter Aufwand zum Ordnen der Schläuche und Kabel notwendig.

Am Fußende des OP-Tisches befinden sich die sterilen Instrumente, die auf mehreren Tischen verteilt sind. Diese nehmen den kompletten Raum um den OP-Tisch bis etwa zu den Knien des Patienten ein. Direkt daneben steht die sterile OP-Kraft, die die sterilen Instrumente vorbereitet und diese dem Chirurgen reicht. Um den Bauchraum des Patienten herum stehen zwei bis vier Chirurgen bzw. Assistenten. Diese umschließen die restliche Fläche um den OP-Tisch. Der operierende Chirurg steht in den meisten Fällen an der rechten Seite des auf dem Rücken liegenden Patienten.

Hinter den Chirurgen und Assistenten stehen in der Regel alle unsterilen Hilfsgeräte. Diese sind zum einen das Ultraschallgerät und der Ultraschalldissektor sowie zum anderen der Auffangbehälter des Saugers und das System zum Koagulieren. Alles in allem stehen somit drei bis vier Geräte um die Chirurgen und Assistenten herum, wobei jedes Gerät eine Grund-

fläche von ungefähr 40 cm × 40 cm einnimmt. Da die Geräte den Bereich hinter den Chirurgen und Assistenten belegen, bilden diese eine Trennung zwischen sterilem und unsterilem Bereich, in dem sich relativ selten Personen aufhalten oder Aktivitäten stattfinden. Aus diesem Grund kann das Assistenzsystem in diesem Bereich zusätzlich aufgestellt werden.

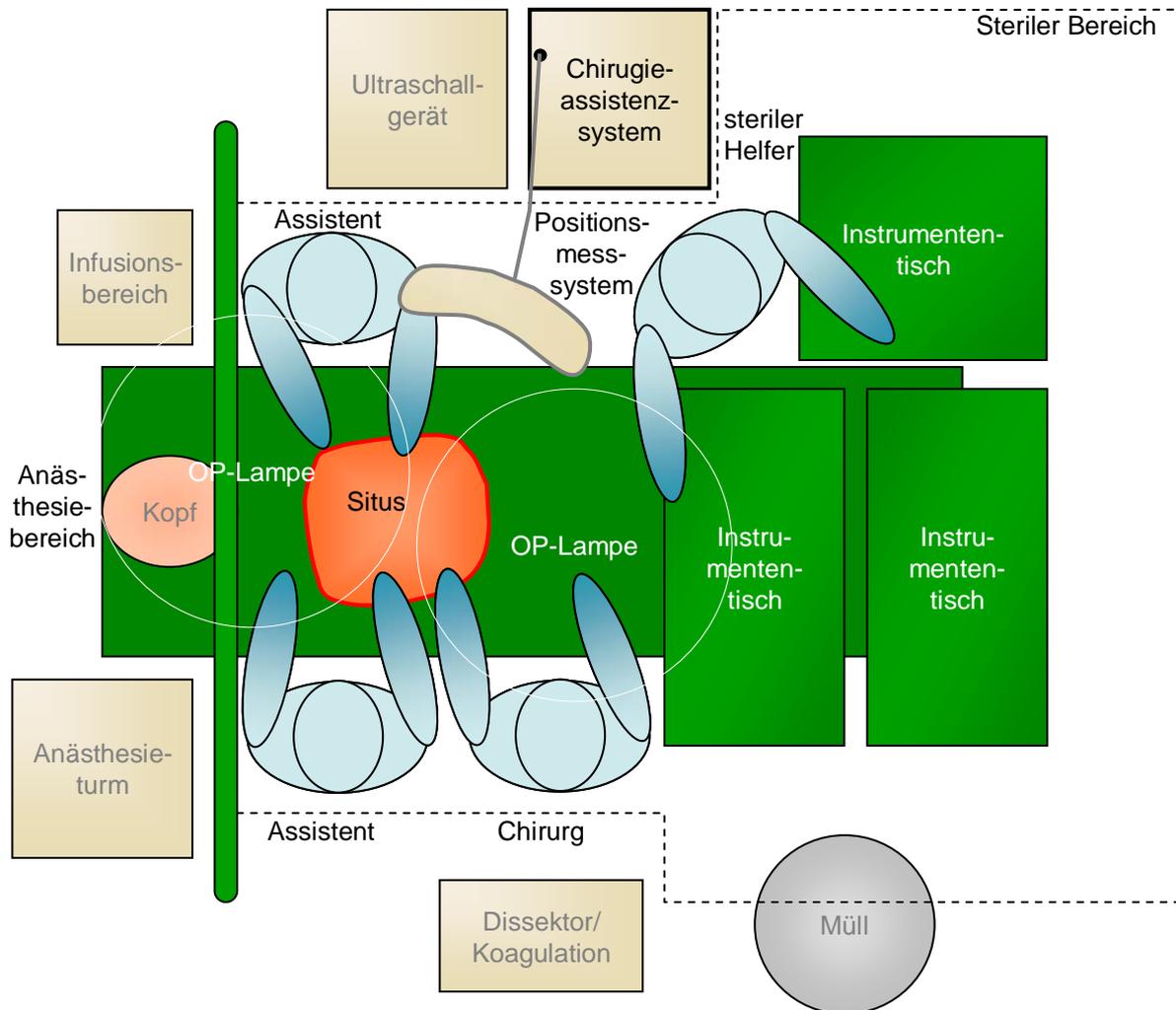


Abbildung 25: Schematischer Aufbau des OP in der Viszeralchirurgie rund um den Situs mit dem Chirurgieassistenzsystem gegenüber dem Chirurgen.

Damit der Chirurg das Bild des Assistenzsystems gut sehen kann ohne sich oder seinen Kopf zu drehen, sollte das System auf der dem Chirurgen gegenüber liegenden Seite des OP-Tisches stehen. Das Gerät wird aus diesem Grund hinter den beiden Assistenten gegenüber dem Chirurgen aufgestellt, so dass dieser den Bildschirm zwischen beiden Assistenten hindurch sehen kann. Der Chirurg muss für einen Blickwechsel vom Situs auf den Bildschirm des Assistenzsystems nur leicht den Kopf heben. Das unsterile System muss dabei einen Abstand von ca. 25 cm bis 75 cm zu den beiden sterilen Assistenten haben, um Berührungen, die zu Unsterilität führen können, möglichst auszuschließen. Das System wird über eine an der Wand des OP-Raums befindliche Steckdose mit Strom versorgt. Da sich zwischen dem System und der Wand ein Durchgang für das unsterile OP-Personal befindet, muss das Netzkabel lang genug bemessen sein, um die Stolpergefahr zu reduzieren.

Die Lokalisatoren für die Ultraschallsonde und das Dissektor-Handstück sowie das Befestigungszubehör werden steril aufbereitet und mit dem chirurgischen Instrumentarium in den

OP-Raum gebracht. Sie werden auf den sterilen Tischen am Fußende des OP-Tisches gelagert, bis sie vom sterilen OP-Personal an den Instrumenten befestigt werden.

Der Bildschirm wird nicht steril verpackt. Durch eine sterile Verpackung mit einer Folie könnte das System zwar über den Touch-Bildschirm vom Chirurgen aus dem sterilen Bereich heraus bedient werden, die Folie hätte jedoch eine erhebliche Beeinträchtigung der Bildqualität zur Folge. Zum einen kann der Chirurg Details im Ultraschallbild durch die teilweise reflektierende Folie nicht erkennen, zum anderen ist das Erkennen des bewegten Modells während der Navigation durch die Folie hindurch viel anstrengender. Für die Bedienung des Systems werden stattdessen das Eingabegerät und die Interaktion über die navigierten Instrumente verwendet.

5.2.2 Benutzungskonzept und Bedienschema

Computergestützte Systeme sind in der Regel sehr flexibel bedienbar, um sie an jede beliebige Situation anpassen zu können. Dies hat allerdings zur Folge, dass das Bedienschema sehr komplex ist und eine Vielzahl verschiedener Funktionen in Form eines Menüs oder einer anders strukturierten Bedienoberfläche ausgewählt werden können. Somit ist nicht nur ein hohes Maß an Wissen über das zu bedienende System erforderlich, sondern auch eine hohe Aufmerksamkeit, um das System zu bedienen. Da diese Anforderungen nicht mit der Anwendung während eines chirurgischen Eingriffs vereinbar sind, muss ein sehr einfaches Bedienschema mit einem minimalen Interaktionsaufwand erstellt werden.

Tabelle 15: Beschreibung der Nutzungsabschnitte im Vergleich zur chirurgischen Phase.

| Chirurgische Phase und Ziel | Bedienabschnitt mit Ziel |
|---|--|
| Beginn des Eingriffs: <ul style="list-style-type: none"> - Absprache mit Assistenten anhand präoperativer Bildgebung | Planungsmodell: <ul style="list-style-type: none"> - Absprache anhand des Planungsmodells |
| Zugang zur Leber schaffen: <ul style="list-style-type: none"> - Hautschnitt - Freipräparieren der Leber | <ul style="list-style-type: none"> - Orientierung anhand des Planungsmodells |
| intraoperative Diagnose: <ul style="list-style-type: none"> - Tumore ertasten/im Ultraschall finden - Verifizierung der präoperativen Diagnose | Ultraschall: <ul style="list-style-type: none"> - Tumore im Ultraschall finden |
| Therapieentscheidung <ul style="list-style-type: none"> - Änderung oder Bestätigung der Art der Resektion | Registrierung <ul style="list-style-type: none"> - Registrierung mit dem Planungsmodell - Vergleich zwischen intraoperativer und präoperativer Bildgebung |
| Therapiedurchführung: <ul style="list-style-type: none"> - Resektion der Leber | Navigation <ul style="list-style-type: none"> - Führung des Resektionsinstrumentes |
| Ergebnis überprüfen: <ul style="list-style-type: none"> - Überprüfung ob das verbleibende Gewebe tumorfrei ist | Vermessung: <ul style="list-style-type: none"> - Vergleich zwischen der Planung und dem Resektionsergebnis |

Um dem Benutzer das Erlernen der Bedienung so einfach wie möglich zu gestalten, wird das Benutzungskonzept analog zum Ablauf des chirurgischen Eingriffs gestaltet (Tabelle 15). Somit sind dem Chirurgen bereits die einzelnen Phasen sowie die jeweiligen Ziele der Benutzungsabschnitte bekannt.

Im Gegensatz zu einem einfachen technischen Vorgang läuft ein chirurgischer Eingriff nicht immer nach einem starren Ablauf ab. Bei der Resektion mehrerer Tumore muss die Registrierung und Navigation teilweise mehrfach durchgeführt werden. Ebenso häufig ist eine erneute Durchführung der intraoperativen Diagnose mittels Ultraschall. Dementsprechend muss es dem Benutzer ermöglicht werden, zwischen den einzelnen Abschnitten nach seinen Wünschen zu wechseln. Die Abhängigkeit der Bedienabschnitte untereinander wurde bereits bei der Festlegung ihrer Reihenfolge berücksichtigt. Daher ist es auch nicht möglich in einen folgenden Bedienabschnitt zu wechseln, wenn noch nicht alle Unterfunktionen des vorhergehenden Abschnittes abgearbeitet wurden. Eine Übersicht der Unterfunktionen sowie Abhängigkeiten der einzelnen Bedienabschnitte befindet sich in Tabelle 16.

Tabelle 16: Unterfunktionen von Bedienabschnitten und Abhängigkeiten (fett: Zustand nach Ausführung der Unterfunktionen).

| Bedienabschnitt | Unterfunktionen | Abhängigkeit |
|-----------------|---|---|
| Planungsmodell | <ul style="list-style-type: none"> - Planungsmodell laden - Planungsmodell anzeigen - Darstellungsart auswählen | - |
| Ultraschall | <ul style="list-style-type: none"> - Ultraschall initialisieren - Positionsmesssystem initialisieren - Ultraschall anzeigen - Ultraschalleinstellungen ändern | - |
| Registrierung | <ul style="list-style-type: none"> - Landmarken definieren - Landmarkenregistrierung - Ultraschallbildregistrierung - Bestätigung der Registrierung | Planungsmodell geladen Ultraschall und Positionsmesssystem initialisiert |
| Navigation | <ul style="list-style-type: none"> - Darstellung navigierter Instrumente | Registrierung bestätigt |
| Vermessung | <ul style="list-style-type: none"> - Vermessung der Resektionsflächen | Registrierung bestätigt |



Abbildung 26: Bedienknöpfe am oberen Bildschirmende, die jeweils einem der Abschnitte entsprechen. Der aktuelle Bedienabschnitt ist blau unterlegt, während Symbole deaktivierter Bedienzustände grau und kontrastarm dargestellt sind.

Nachdem ein Bedienabschnitt abgeschlossen wurde, ist ein Wechsel in die nächste Phase möglich. Nach einer vollständigen Registrierung erfolgt automatisch ein Wechsel in die Navigation, sowie nach einer Vermessung wieder dorthin zurück. Der Benutzer kann anhand

eines grau und in geringem Kontrast dargestellten Symbols des zugehörigen Bedienknopfes erkennen, dass ein Bedienabschnitt noch nicht freigeschaltet ist (Abbildung 26). Der momentan aktuelle aktive Bedienzustand kann an einem blau unterlegten Symbol erkannt werden.

Der Chirurg kann in jeden bereits abgeschlossenen Bedienabschnitt zurückkehren. Dabei werden die entsprechenden Unterfunktionen nicht erneut durchgeführt, sondern nur die mit dem Bedienabschnitt verbundene Ansicht wiederhergestellt. Erst bei nochmaliger Wahl des Bedienknopfes werden der Zustand eines Bedienabschnittes zurückgesetzt und die Unterfunktionen noch einmal durchlaufen. Hierbei ist wichtig, dass der Benutzer nicht die jeweils durch den Bedienknopf repräsentierte Programmfunktion vor Augen hat, sondern, dass die Bedienknöpfe die vom Benutzer erwartete Funktionalität abbilden. Dementsprechend wurden den Bedienknöpfen abstrakte Funktionalitäten entsprechend dem chirurgischen Ablauf zugeordnet. Diese werden für den Chirurgen durch eine spezifische Ansicht der Bedienoberfläche repräsentiert (Tabelle 17). Diese ist zwar technisch unabhängig vom Programmzustand und den bereits ausgeführten Unterfunktionen, stellt aber für den Benutzer den am einfachsten zu erkennenden Zustand dar. Demzufolge findet ein indirekter Wechsel des Bedienabschnittes statt, wenn der Benutzer einzelne Fenster mit dem Planungsmodell oder dem Ultraschallbild maximiert, d.h. diese exklusiv angezeigt werden.

Tabelle 17: repräsentative Ansichten der einzelnen Bedienabschnitte.

| Bedienabschnitt | repräsentative Ansicht | Meldung |
|------------------------|---|-----------------------|
| Planungsmodell | Planungsmodell | |
| Ultraschall | 2D-Ultraschallbild | |
| Registrierung | Planungsmodell mit Landmarken | Registrierungsschritt |
| Navigation | Planungsmodell mit navigierten Instrumenten | |
| Vermessung | Planungsmodell mit Vermessungsfläche | Vermessungsschritt |

Zusätzlich zur repräsentativen Ansicht eines jeden Bedienabschnittes kann dem Benutzer der momentane Zustand durch Hinweismeldungen verdeutlicht werden (Abbildung 27a). Diese beschreiben den nächsten auszuführenden Schritt der aktuellen Unterfunktion und sind somit für den Bedienabschnitt charakteristisch. Durch einen derartigen Hinweis kann der Chirurg nicht nur feststellen, in welchem Bedienabschnitt er sich gerade befindet, sondern auch was er im nächsten Schritt machen muss, um seine Arbeit mit dem System fortzusetzen.

Tabelle 18: Entscheidung welche Meldung angezeigt wird anhand der verschiedenen Prioritäten der Meldungsarten.

| Priorität | Meldungsart | Klassifizierte Meldungen |
|------------------|---------------------------|--|
| sehr hoch | Reaktion auf Interaktion | Status der Interaktion mittels Instrument |
| hoch | Fehlermeldungen | nicht funktionierende Geräte wie Ultraschallsonde oder Positionsmesssystem |
| normal | Bitte warten-Anzeige | Initialisierung von Ultraschallsonde oder Positionsmesssystem |
| niedrig | Informationen | Bestätigung der Interaktion, Vermessung |
| sehr niedrig | Hinweise nächster Schritt | Ablauf Registrierungsschritte |

Dem Nutzer dürfen ausschließlich für ihn relevante Meldungen angezeigt werden. Zum einen müssen für den momentanen Bedienabschnitt unbedeutende Meldungen unterdrückt werden und zum anderen Meldungen priorisiert werden (Tabelle 18). Meldungen haben in verschiedenen Bedienabschnitten unterschiedliche Prioritäten. Da jeder Benutzer immer nur jeweils eine Information verarbeiten kann, darf dementsprechend immer nur eine Meldung exklusiv angezeigt werden.

Meldungen von Funktionen, die direkt durch den Benutzer ausgelöst wurden, werden innerhalb der ersten zwei Sekunden als Reaktion auf eine Interaktion eingeordnet und bekommen somit die höchste Priorität. Dementsprechend können „Bitte warten“-Meldungen Fehlermeldungen kurzzeitig verdecken, da sie den Benutzer über die Wartezeit bis zur nächsten Möglichen Interaktion informieren. Somit ist für den Bediener auch ersichtlich, wann das System nicht und wann das System wieder auf Benutzereingaben reagiert (Abbildung 27b). Ebenso enthalten Fehlermeldungen neben dem Grund für die Störung eine konkrete Aufforderung, wie die Störung zu beseitigen ist. Dies bedeutet in der Regel das Anstecken des Kabels einer Komponente, so dass diese wieder automatisch initialisiert werden kann oder alternativ den kurzzeitigen Wechsel des Bedienabschnittes, um das Gerät wieder zu initialisieren.

Alle durch das Bedienschema erreichten Eigenschaften des Systems haben zur Folge, dass der Benutzer das komplexe System mit wenig Vorwissen und ohne hohe Aufmerksamkeit bedienen kann. Nur unter diesen Voraussetzungen kann ein Assistenzsystem in einem chirurgischen Eingriff integriert werden.



Abbildung 27: a) Das Meldungsfenster zeigt dem Benutzer dynamisch aktuell wichtige Informationen an b) Durch eine Fortschrittsanzeige wird der Benutzer informiert, dass das System momentan beschäftigt ist und deshalb nicht auf beliebige Benutzereingaben reagiert.

5.2.3 Interaktion des Benutzers mit dem System

Die Bedienung eines computergestützten Assistenzsystems in einer chirurgischen Umgebung hat bezüglich der Akzeptanz einen hohen Stellenwert, da herkömmliche Bediengeräte wie Tastatur und Maus im sterilen Bereich nicht verwendet werden können. Deshalb werden mehrere, einfache und an die Situation angepasste Bediengeräte zur Verfügung gestellt. Eine Übersicht über die geräteabhängigen Bedienmöglichkeiten ist in Tabelle 19 zu sehen.

Der Touch-Bildschirm ist für die Bedienung durch den unsterilen Helfer vorgesehen. Dagegen können sowohl die 6D-Maus durch eine sterile Verpackung als auch die navigierten Instrumente im sterilen Bereich verwendet werden. Für jede Funktion ist das am besten geeignete Bediengerät vorgesehen. Das Ausrichten des Planungsmodells ist sowohl über den Touch-Bildschirm als auch mittels der 6D-Maus möglich.

Alle Bediengeräte müssen eine sehr einfache Interaktion mit dem Assistenzsystem ermöglichen. Aus diesem Grund müssen die Eingabedaten des jeweiligen Gerätes analysiert und auf die Intention des Benutzers untersucht werden. Dieser Prozess wird im Folgenden beschrieben.

Tabelle 19: Formen der Bedienung des Chirurgieassistenzsystems.

| Bediengerät | Art der Interaktion | Funktionen |
|------------------------|---|---|
| Touch-Bildschirm | Berührung von angezeigten Elementen im unsterilen Bereich | Steuerung des Bedienablaufs, Vorbereitung |
| 6D-Maus | Drehen und Verschieben aus dem sterilen Bereich heraus | Ausrichten der 3D-Darstellung |
| navigierte Instrumente | einfache Gesten/ Posen mit Instrumenten | Registrierung, Steuerung Ablauf Navigation, Vermessung Resektionsfläche |

Touch-Bildschirm

Ein Touch-Bildschirm dient dem Benutzer als Zeigegerät für die graphische Benutzeroberfläche. Durch ein Berühren eines Punktes der Bildfläche mit dem Finger wird die Position der Berührung in Bildschirmkoordinaten an die Recheneinheit weitergeleitet. Somit werden interaktive Flächen, die durch Bedienknöpfe gekennzeichnet sind, ausgelöst. Die Bedienung der graphischen Benutzeroberfläche mit dem Touch entspricht weitgehend der Bedienung mit einer Computermaus. Im Gegensatz dazu muss der Anwender für das Auslösen einer Interaktionsfläche nicht die durch den Mauscursor dargestellte Position der Computermaus manipulieren, sondern kann direkt das dargestellte Element berühren. Somit entfällt für den Anwender nicht nur eine zusätzliche Transformation zwischen Anzeige und Bediengerät, sondern es wird außerdem keine zusätzliche, bewegliche Komponente wie die Maus sowie die dafür notwendige ebene Fläche als Unterlage benötigt.

Neben dem Auslösen von Bedienknöpfen kann mit dem Touch ebenso die Interaktion mit der Darstellung, wie das Drehen des 3D-Modells erfolgen. Hierfür wird das Modell auf dem Touch angetippt und durch ein Verschieben des Fingers auf der Touch-Oberfläche gedreht. Die ebene Bewegung des Fingers wird dabei in eine rotatorische Bewegung des Modells umgesetzt. Der Touch-Bildschirm stellt ein sehr ergonomisches Bediengerät dar, besitzt aber im Vergleich zu einer Computermaus eine geringere Präzision. Dies betrifft nicht nur die ungenauere Position der Berührung, welcher durch größere Bedienelemente vorgebeugt wird, sondern auch die Unterscheidung zwischen dem Auslösen einer Funktion analog dem Drücken einer Maustaste und der Bewegung der Position auf dem Bildschirm. Aus diesem Grund entstehen ungewollte Bedienereignisse, die herausgefiltert werden müssen. Da die Bediengesten an einem Touch-Bildschirm von einem Benutzer meist sehr überdeutlich, aber schlecht messbar, ausgeführt werden, kann die Interaktion anhand der zeitlichen Zusammenhänge gefiltert werden, da diese aufgrund der Bewegung des ganzen Arms langsamer als bei einer Computermaus ausgeführt werden. Für eine Filterung der Bedienereignisse werden die folgenden Parameter bestimmt:

| | |
|----------------------|--|
| t_{Down} | Zeitspanne seit dem Beginn der momentanen Berührung des Touch |
| $\Delta x, \Delta y$ | Änderung der Position in Pixeln seit dem Beginn der momentanen Berührung des Touch |
| t_{Up} [s] | Zeitspanne zwischen dem letztmaligen Loslassen und dem Beginn der momentanen Berührung des Touch |

Anhand dieser Parameter können die in der folgenden Tabelle 20 klassifizierten Bedieninteraktionen des Benutzers unterschieden werden.

Tabelle 20: Klassifikation von Bedieninteraktionen des Benutzers und Filterung der Bedienergebnisse.

| Bedieninteraktion | Beschreibung | Bedingung |
|------------------------|--|--|
| Auswählen/ Antippen | Benutzer zeigt/klickt auf ein dargestelltes Objekt z.B. Landmarke im 3D-Modell | $t_{Down} < 1,5 \text{ s}$ und $\Delta x, \Delta y < 20$ |
| Verschieben | Benutzer zeigt auf ein Objekt und verschiebt dieses | $t_{Down} > 0,5 \text{ s}$ und $\Delta x, \Delta y \geq 20$ oder $t_{Up} < 0,2 \text{ s}$ |
| Doppel-Klick | Benutzer löst eine Funktion durch doppeltes Berühren aus | $t_{Down} < 0,5 \text{ s}$ und $t_{Up} < 0,5 \text{ s}$ und $t_{Down} < 0,5 \text{ s}$ |

Im Gegensatz zu einer Computermaus wird die Bedieninteraktion über den Touch nicht anhand der übermittelten Ereignisse (Maustaste gedrückt bzw. losgelassen) entschieden, sondern angepasst an die Intention des Benutzers anhand der beschriebenen Parameter klassifiziert. Die Klassifikation erfolgt dabei nicht im Moment des Berührens des Touch-Bildschirms, sondern erst wenn die in Tabelle 20 angegebenen Bedingungen eindeutig erfüllt sind. Ebenso wird bei einer Berührung das vom Benutzer beabsichtigte Objekt ausgewählt, indem das Objekt gewählt wird, welches der Benutzerinteraktion am besten entspricht. Aufgrund der ungenauen Position des Fingers auf dem Touch-Bildschirm, müssen alle Objekte in einem bestimmten Radius um die berührte Stelle in Betracht gezogen werden. Diese Menge von Objekten wird durch die Bedieninteraktion sowie die dynamische Eigenschaften der Objekte eingeschränkt, d.h. ob ein Objekt jeweils ausgewählt und/oder verschoben werden kann. Im Zweifelsfall wird das Objekt ausgewählt, welches auf dem Bildschirm am kleinsten abgebildet wird. Dieser Entscheidungsprozess kann nicht vollständig im Moment des ersten Berührens des Touch-Bildschirms stattfinden, sondern muss gegebenenfalls bei einer eindeutigen Auswertung aller Bedingungen korrigiert werden.

Durch die Auswertung der Bedienergebnisse am Touch-Bildschirm wird sichergestellt, dass das System präzise auf die Intention des Benutzers reagiert, da dieser andererseits falsch ausgeführte Funktionen häufig rückgängig machen muss. Somit können zum Beispiel Landmarken durch kurzes Antippen des Planungsmodells definiert werden, während das Planungsmodell während der gesamten Zeit durch langes Verschieben des Fingers auf dem Touch-Bildschirm gedreht werden kann. Bereits definierte Landmarken können verschoben werden, indem geprüft wird, ob sich unter dem Finger auf dem Touch-Bildschirm eine Landmarke befindet.

6D-Maus

Die 6D-Maus ermöglicht im Gegensatz zum Touch-Bildschirm die Steuerung des Systems durch den Chirurgen aus dem sterilen Bereich heraus. Der Chirurg kann durch die 6D-Maus die Darstellung des Planungsmodells entsprechend seiner Sicht auf den Situs ausrichten. Analog dazu erfolgt die Ausrichtung des Ultraschallbildes im Planungsmodell während der Registrierung. Die 6D-Maus besteht aus einem Basiskörper, der auf einer Fläche stehen oder in der Hand gehalten werden kann (Abbildung 28a). Weiterhin besitzt die 6D-Maus einen ergonomisch geformten Bedienknopf, der in jeweils 3 Freiheitsgraden gedreht und verschoben werden kann.

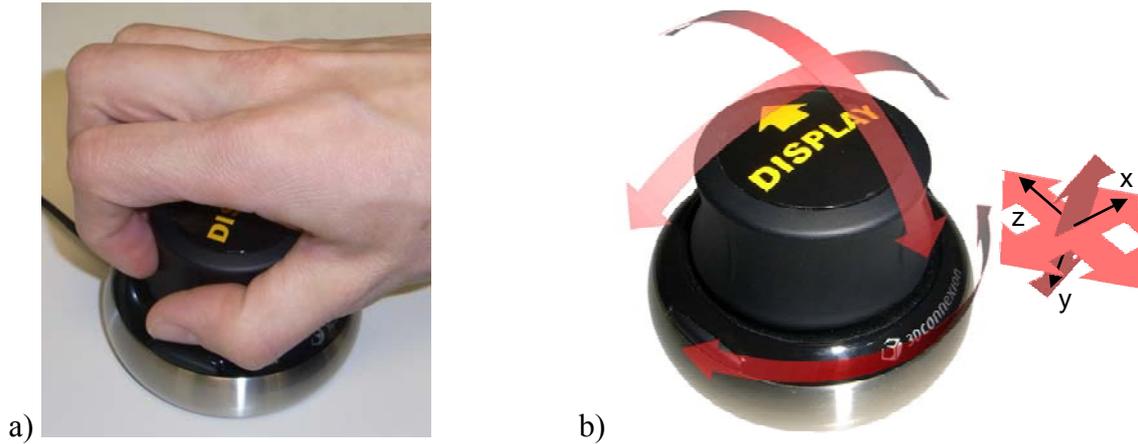


Abbildung 28: a) Die Bedienung der 6D-Maus erfolgt mit der Hand. b) Koordinatensystem/Freiheitsgrade der 6D-Maus, der Pfeil auf der Oberseite der 6D-Maus muss immer in Richtung Bildschirm zeigen.

Die Lageänderung des Bedienknopfes wird in Form eines Verschiebungsvektors $\Delta\vec{x}$ und eines Rotationsvektors $\Delta\vec{r}$ übermittelt. Diese Vektoren werden jeweils in einen Einheitsvektor und eine Länge zerlegt. Der Einheitsvektor beschreibt somit die Richtung der Translation bzw. die Rotationsachse. Die Länge der Vektoren wird in eine Geschwindigkeit umgerechnet, mit welcher die Darstellung des Modells verschoben bzw. mit welcher das Modell gedreht wird. Die Drehung wird so ausgelegt, dass der Benutzer das Modell bei vollem Ausschlag der 6D-Maus innerhalb von drei Sekunden drehen kann. Hierfür wird das in der 6D-Maus liegende Koordinatensystem mit dem ortsfesten Koordinatensystem der Darstellung auf dem Bildschirm gleichgesetzt, so dass eine Bewegung des Bedienknopfes der 6D-Maus eine gleichgerichtete Bewegung des Modells auf dem Bildschirm zur Folge hat. Hierfür muss der Benutzer die 6D-Maus immer gleich zum Bildschirm ausgerichtet halten (Abbildung 29). Um dies zu erreichen bzw. dem Benutzer verständlich zu machen, wird die Oberseite des Bedienknopfes mit einem Pfeil beschriftet, der in Richtung des Bildschirms zeigen muss (Abbildung 28b).

Für die Rotation des Modells wird dessen Schwerpunkt als Mittelpunkt benutzt, so dass sich das Modell stets um diesen dreht. Zusätzlich ist für den Benutzer von Bedeutung, dass die Translationsgeschwindigkeit des Modells auf dem Bildschirm konstant bleibt. Durch die perspektivische Projektion muss bei gleicher translatorischer Auslenkung der 6D-Maus demzufolge das 3D-Modell umso stärker verschoben werden, desto kleiner das Modell dargestellt wird. Hierfür wird während der ersten Darstellung des Modells der Abstand d_0 des Rotationszentrums \vec{x}_{rc} von der initialen Kameraposition der 3D-Szene $\vec{x}_{sce}(0)$ in Richtung der z-Achse des Bildschirms bestimmt. Ebenso wird der Abstand d_k für die aktuelle Kameraposition $\vec{x}_{sce}(k)$ berechnet. Somit ergibt sich ein angepasster Verschiebungsvektor $\Delta\vec{x}$ aus den folgenden Formeln:

$$\begin{aligned}\Delta x'_x &= \Delta x_x \cdot \max\left(\frac{d_k}{d_0}; 0,1\right) \\ \Delta x'_y &= \Delta x_y \cdot \max\left(\frac{d_k}{d_0}; 0,1\right) \\ \Delta z'_y &= \Delta z_y\end{aligned}\tag{3}$$

Die z-Achse der Verschiebung mit der 6D-Maus bleibt unverändert, so dass das Verkleinern und Vergrößern des Modells linear bleibt. Der Quotient aus dem initialen und aktuellem Abstand kann negativ werden, sobald das Rotationszentrum vor der Kameraposition liegt. In

diesem Fall wird durch die Maximumfunktion der Wert minimal 0,1. Damit ist immer eine Verschiebung in die richtige Richtung sicher gestellt. Somit ergibt sich insgesamt eine Bedienung, die vom Nutzer als intuitiv und natürlich wahrgenommen wird. Das sofortige visuelle Feedback beim Drehen und Verschieben des Planungsmodells zusammen mit der natürlichen Bewegung reduziert die Einlernzeit erheblich.

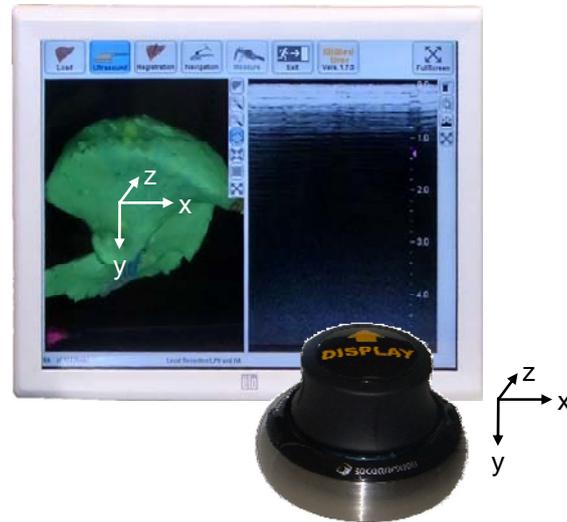


Abbildung 29: Das Koordinatensystem der 3D-Darstellung auf dem Bildschirm und das Koordinatensystem der 6D-Maus müssen übereinstimmend liegen, um eine intuitive Verschiebung des Modells zu ermöglichen.

Die beiden an der 6D-Maus befindlichen Tasten werden nur für untergeordnete Bedienfunktionen verwendet. Zum einen kann während der Registrierung zwischen der Ausrichtung des Planungsmodells und der Ausrichtung des Ultraschallbildes umgeschaltet werden. Der jeweilige Zustand wird als Symbol in der linken, unteren Ecke der Darstellung angezeigt, so dass es für den Benutzer stets nachvollziehbar ist, was ausgerichtet wird. Die andere Taste wird zum Erstellen und Abspeichern eines Bildschirmfotos genutzt, um damit eine Möglichkeit zu schaffen, besondere Situation in Form des Planungsmodells mit den navigierten Instrumenten oder dem Ultraschallbild in Form eines Bildes zu dokumentieren.

Interaktion mit navigierten Instrumenten

Die durch Verwendung der 6D-Maus aus dem sterilen Bereich heraus bestehenden Bedienungsmöglichkeiten sind nicht ausreichend, um das Assistenzsystem während der Anwendung in einem leberchirurgischen Eingriff zu steuern. Insbesondere die Steuerung des Benutzungsablaufs ist normalerweise nur durch ein spezifisches Bediengerät mit einer Vielzahl von beschrifteten Tasten oder einer Computermaus zur Bedienung der graphischen Bedienoberfläche möglich. Beides erfordert aber zum einen ein zusätzliches Eingabegerät im sterilen Bereich, zum anderen entsprechen diese in ihrer Verwendung nicht dem chirurgischen Umfeld.

Mit den navigierten Instrumenten, deren räumliche Lage durch das Positionsmesssystem bestimmt werden kann, existieren im sterilen Bereich bereits Werkzeuge, welche als Eingabegeräte verwendet werden können. Der Chirurg ist gewohnt, mit den Instrumenten zu interagieren. Andererseits werden die räumliche Lage der Ultraschallsonde und die Lage des Dissektor-Handstücks von der Recheneinheit überwacht. Bestimmte Bewegungen der Instrumente können somit durch die Recheneinheit erkannt und eine dafür spezifische Funktion ausgelöst werden. Da die Interaktion mit den Instrumenten von jedem Benutzer zusätzlich erlernt werden muss, sollen alle Interaktionen auf Grundfunktionen beschränkt werden. Besonders bei der Registrierung, bei der der Chirurg den räumlichen Zusammenhang zwischen Planungs-

modell und Leber des Patienten herstellen muss, ist eine Interaktion mit den Instrumenten sinnvoll, da der Chirurg die Instrumente in dieser Phase schon aufgrund der chirurgischen Situation intensiv benutzt. Durch das kurzzeitige Stillhalten des Instrumentes können anatomische Landmarken an der Leber markiert werden oder die Anzeige der Ultraschallbilder für die Registrierung eines Ultraschallbildes angehalten werden (Definition des zu registrierenden Ultraschallbildes).

Zusätzlich zur Registrierung wird das Resektionsinstrument noch für die Vermessung der Resektionsfläche verwendet. Dabei tritt die Funktion des Instrumentes vollständig in den Hintergrund und das Instrument wird in mehreren aufeinanderfolgenden Schritten ähnlich einem Zeichenstift verwendet, um die Resektionsfläche zu markieren. Durch das vollständige Umfahren der Resektionsfläche mit der Spitze des Dissektor-Handstücks entlang der Resektionsgrenze wird die Größe der Resektionsfläche erfasst. Danach wird die Form der Resektionsfläche in einem interaktiven Vorgang abgetastet. Der Chirurg kann das Ergebnis der Messung jederzeit am Bildschirm erkennen und wird durch eine farbliche Hervorhebung in Bereiche geleitet, die einer weiteren Abtastung bedürfen.

Als Interaktionen über die chirurgischen Instrumente bestehen die in der folgenden Tabelle 21 klassifizierten Möglichkeiten. Bei der Analyse der Bewegung der Instrumente wird stets der aktive Teil eines Instrumentes aus Sicht des Chirurgen betrachtet. Das sind zum einen die Spitze des Resektionsinstrumentes sowie zum anderen die Bildebene der Ultraschallsonde.

Tabelle 21: Bedieninteraktionen über die navigierten Instrumente.

| Art der Interaktion | Art der Messung | ausgelöste Funktion |
|--|--|--|
| Dissektor-Handstück wird an vordefinierte Position gehalten | Überprüfung der Kalibrierung des Dissektor-Handstücks ${}^{ins}\mathbf{T}_{tcp}$ | Starten/Neustarten der Registrierung des Planungsmodells |
| Dissektor-Handstück/ Ultraschallsonde wird an bestimmte Stelle der Leber gehalten | Einmessen einer Landmarke an der Leber mit dem Dissektor-Handstück | Registrierung Ultraschall (nach allen 4 Landmarken) |
| | Definition des für die Registrierung verwendeten Ultraschallbildes | Ausrichten des Ultraschallbildes im Planungsmodell |
| Resektionsinstrument wird an bestimmte Fläche gehalten | Abstand zwischen realer Leberoberfläche und Oberfläche des registrierten Planungsmodells | Bestätigung der Registrierung/ Schalten in Navigationsansicht |
| Resektionsinstrument wird kontinuierlich an bestimmter Grenze entlang geführt | Vermessung der Resektionslinie | Vermessung der Resektionsfläche nach umschlossener Resektionslinie |
| Resektionsinstrument wird über bestimmte Fläche geführt | Vermessung der Resektionsfläche | Beenden der Vermessung bei genügender Anzahl Messpunkte |

Für den ersten in Tabelle 21 angegebenen Fall kann eine einfache Bedingung formuliert werden, um zu überprüfen, ob der Chirurg eine derartige Bedieninteraktion ausführt. Das Dissektor-Handstück wird dabei in eine Mulde des Lokalisators an der Ultraschallsonde gehalten. Die

räumliche Position dieser Mulde ist mit ${}^{us}\mathbf{P}_{reg}$ bekannt. Demzufolge muss nur überprüft werden, ob sich die Spitze des Dissektor-Instrumentes an der gleichen Position befindet:

$$\left| {}^{cam}\mathbf{T}_{us} \cdot {}^{us}\mathbf{P}_{reg} - {}^{cam}\mathbf{T}_{ins} \cdot {}^{ins}\mathbf{T}_{tcp} \cdot (0 \ 0 \ 0 \ 1)^T \right| < \varepsilon_x \quad (4)$$

Da für alle anderen in Tabelle 21 beschriebenen Fällen keine vordefinierte Position eingenommen wird, müssen weitere Kriterien verwendet werden, um einen derartigen Fall durch die Recheneinheit zu erkennen und die Interaktion durch das Instrument einzuleiten. Dies wird durch die Bedingung erreicht, dass das Instrument während der Messung für einige Sekunden ruhig gehalten werden muss. Somit kann eine Interaktion mit jedem Instrument durchgeführt werden, indem die Bewegung des Instrumentes über das Positionsmesssystem ausgewertet wird. Dabei muss die normale Bewegung des Instrumentes während der chirurgischen Arbeit von der Bewegung während der gewollten Interaktion mit dem Navigationssystem unterschieden werden. Hierfür wird die Bewegung des Instrumentes in die fünf in Tabelle 22 beschriebenen Klassen eingeteilt.

Hierbei ist nur der dritte Fall für die Interaktion des Chirurgen mit dem Assistenzsystem relevant. Dieser Fall muss deshalb von den anderen Zuständen unterschieden werden, was im Folgenden durch die Analyse der Bewegung des Instrumentes und die Definition von Grenzwerten beschrieben wird.

Tabelle 22: Klassifizierung der Bewegung eines chirurgischen Instrumentes.

| Anwendungssituation des Instrumentes | Beschreibung der chirurgischen Situation | Klassifizierung der Bewegung |
|---|--|----------------------------------|
| Instrument liegt unbenutzt da | Ablage des Instrumentes am Situs | keine Bewegung |
| Instrument wird vom Chirurgen in der Luft gehalten | Chirurg unterbricht Arbeit am Situs kurzzeitig | geringe, ungleichmäßige Bewegung |
| Instrument wird auf Leber aufgesetzt und ruhig gehalten | Analyse eines Ultraschallbildes | geringe, eingeschränkte Bewegung |
| | Definieren einer Position mit der Instrumentenspitze | |
| Instrument wird auf dem Gewebe bewegt | Schallen der Leber | starke, ungleichmäßige Bewegung |
| | Resektion der Leber | |
| Instrument wird an steriles Personal übergeben | Instrumentenwechsel | schnelle Bewegung |

Die Bewegung eines Instrumentes kann mittels der räumlichen Lagebestimmung über das Positionsmesssystem ermittelt und klassifiziert werden. Dafür werden für jede Positionsmessung k zum Zeitpunkt $t(k)$ die folgenden Parameter berechnet und als Basis für die Erkennung verwendet:

$\bar{x}_{tcp}(k)$ Position der Spitze des Resektionsinstrumentes
 $\bar{x}_{tcp}(k) = {}^{cam}\mathbf{T}_{ins}(k) \cdot {}^{ins}\mathbf{T}_{tcp} \cdot (0 \ 0 \ 0 \ 1)^T$

- $\bar{x}_{ins}(k)$ Position des Lokalisators des Resektionsinstrumentes
 $\bar{x}_{ins}(k) = {}^{cam}\mathbf{T}_{ins}(k) \cdot (0 \ 0 \ 0 \ 1)^T$
- $\bar{x}_{img}(k)$ Position des Ultraschallbildes $\bar{x}_{img}(k) = {}^{cam}\mathbf{T}_{us}(k) \cdot {}^{us}\mathbf{T}_{img} \cdot (0 \ 0 \ 0 \ 1)^T$
- $\bar{x}_{us}(k)$ Position des Lokalisators der Ultraschallsonde $\bar{x}_{us}(k) = {}^{cam}\mathbf{T}_{us}(k) \cdot (0 \ 0 \ 0 \ 1)^T$
- $\Delta\bar{x}(k)$ Ortsänderung $\Delta\bar{x}(k) = \bar{x}(k) - \bar{x}(k-1)$ für $\bar{x}_{tcp}(k)$, $\bar{x}_{ins}(k)$, $\bar{x}_{img}(k)$ und $\bar{x}_{us}(k)$
- $\bar{v}(k)$ Geschwindigkeit $\bar{v}(k) = \frac{\bar{x}(k) - \bar{x}(k-1)}{t(k) - t(k-1)}$ für $\bar{x}_{tcp}(k)$, $\bar{x}_{ins}(k)$, $\bar{x}_{img}(k)$ und $\bar{x}_{us}(k)$

Von allen diesen Werten wird ein gleitender Mittelwert für die k_{avg} letzten Werte berechnet. Der Wert k_{avg} wird abhängig vom Parameter und der zu erkennenden Bewegung zwischen 3 und 30 gewählt und liegt damit entsprechend der Messfrequenz des Positionsmesssystems zwischen 0,15 und 1,5 s. Im Folgenden ist die Berechnung des Mittelwertes $\overline{\Delta\bar{x}}(k)$ der Ortsänderung $\Delta\bar{x}(k)$ zu finden. Die Formel ist für alle anderen Parameter analog.

$$\overline{\Delta\bar{x}}(k) = \frac{1}{k_{avg}} \cdot \sum_{i=k-k_{avg}+1}^k \Delta\bar{x}(i) \quad (5)$$

Der Fall, dass das Instrument unbenutzt auf dem OP-Tisch oder dem Patienten liegt und nicht bewegt wird, kann sehr einfach erkannt werden. Der Ort des Instrumentes ändert sich nur aufgrund der Messungenauigkeit des Positionsmesssystems. Dementsprechend ist die Länge der mittleren Ortsänderung $|\overline{\Delta\bar{x}}_{tcp}|$ mit $k_{avg} = 15$ nicht größer als 0,5 mm. Der andere Extremfall, dass das Instrument aufgrund eines Instrumentenwechsels schnell bewegt wird, kann über die mittlere Geschwindigkeit $|\overline{\Delta\bar{v}}_{tcp}|$ mit $k_{avg} = 15$ erkannt werden, sobald diese größer als 5 cm/s ist.

Alle weiteren Fälle, bei denen der Chirurg das Instrument in der Luft oder auf der Leber hält oder das Instrument auf der Leber bewegt, können nicht anhand der Ortsänderung oder Geschwindigkeit erkannt werden. Wenn der Chirurg die Spitze des Resektionsinstrumentes oder die Sensorfläche der Ultraschallsonde auf die Leber aufsetzt, wird das Instrument durch die Atmung des Patienten bewegt. Somit müssen andere Charakteristiken identifiziert werden, um das Aufsetzen des Instrumentes auf der Leber zu erkennen. Eine direkte Auswertung der Bewegung der Ortsänderung am Lokalisator des Instrumentes $\Delta\bar{x}_{ins}$ und der Ortsänderung an der Instrumentenspitze $\Delta\bar{x}_{tcp}$ führt nicht zum gewünschten Ergebnis, da an beiden Stellen nur eine sehr leichte Bewegung erfolgt. Allerdings ist die Ortsänderung am Lokalisator im Vergleich zur Spitze geringfügig größer, da die Bewegung der Spitze durch das Aufliegen auf der Leber eingeschränkt ist und der Tremor der Hand des Chirurgen eine geringe Hin- und Herbewegung an der Griffposition des Instrumentes und somit in der Nähe des Lokalisators verursacht. Auch eine relative Auswertung der Translation von $\Delta\bar{x}_{ins}$ im Vergleich zu $\Delta\bar{x}_{tcp}$ kann nicht als Grundlage einer Erkennung verwendet werden, sondern einzig die Rotation. Die durch den Tremor bedingte Rotation erfolgt im Fall, dass der Chirurg das Instrument in der Luft hält ohne irgendwo aufzusetzen, annähernd um die Griffposition herum. Dagegen ist das Rotationszentrum im Fall des Aufsetzens auf der Leber in Richtung Spitze verschoben (Abbildung 30). Darauf aufbauend können das in der Luft Halten des Instrumentes und das Aufsetzen auf der Leberoberfläche unterschieden werden.

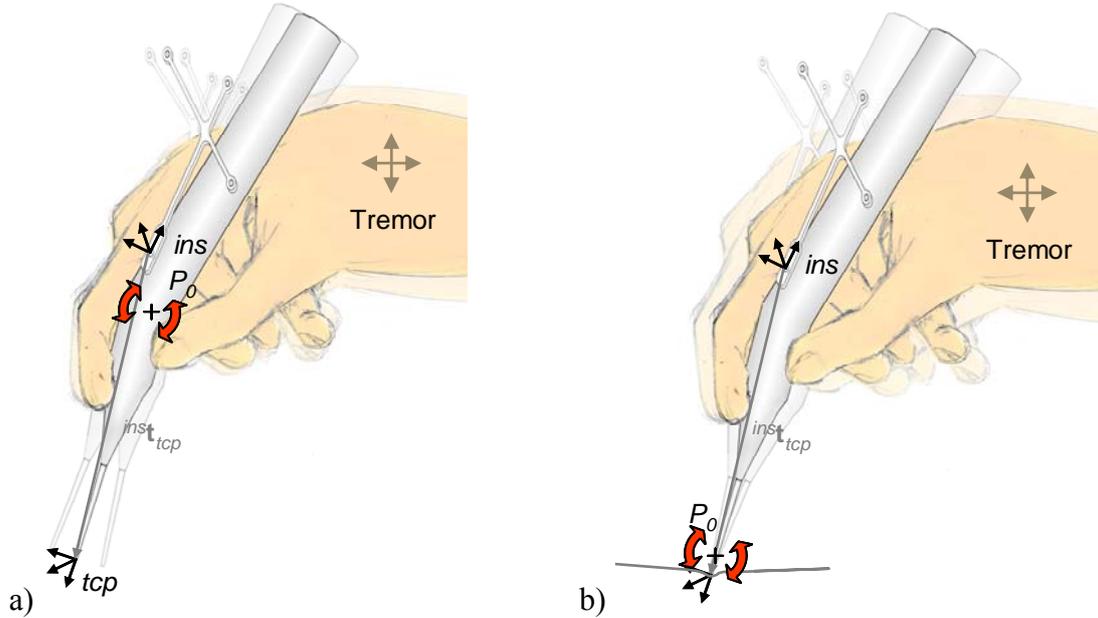


Abbildung 30: Greifen und Halten des Resektionsinstrumentes: a) beim Halten des Instrumentes in Luft befindet sich das tremorbedingte Rotationszentrum P_0 in der Nähe des Griffs b) beim Aufsetzen befindet sich das tremorbedingte Rotationszentrum P_0 auf der Leberoberfläche.

Die durch den Chirurgen unbewusst verursachte Drehung des Instrumentes aufgrund des Tremors wird durch eine Analyse des Unterschiedes der Transformationsmatrizen zweier aufeinander folgender Messungen ${}^{cam}T_{ins}(k)$ und ${}^{cam}T_{ins}(k-1)$ bestimmt. Allerdings beschreibt die Transformationsmatrix ${}^{ins(k-1)}T_{ins(k)} = ({}^{cam}T_{ins(k-1)})^{-1} \cdot {}^{cam}T_{ins(k)}$ eine Drehung um den Ursprung des Koordinatensystems $ins(k)$ sowie eine zusätzliche Translation anstatt der benötigten Rotation um einen bestimmten Punkt nahe des Griffes des Instrumentes. Die Transformationsmatrix ${}^{ins(k-1)}T_{ins(k)}$ mit der Rotation ${}^{ins(k-1)}R_{ins(k)}$ um den Ursprung des Koordinatensystems $ins(k)$ sowie der Translation $\Delta\vec{x}_{ins}$ kann jedoch auch durch eine Rotation R' um einen Punkt P_0 und eine andere Translation $\Delta\vec{x}'$ dargestellt werden.

$${}^{ins(k-1)}T_{ins(k)} = \begin{pmatrix} 1 & & P_{0x} \\ & 1 & P_{0y} \\ & & 1 & P_{0z} \\ & & & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} & & & \\ & R' & & \\ & & & \\ & & & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & & -P_{0x} \\ & 1 & -P_{0y} \\ & & 1 & -P_{0z} \\ & & & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & \Delta x'_x \\ & 1 & \Delta x'_y \\ & & 1 & \Delta x'_z \\ & & & 1 \end{pmatrix} \quad (6)$$

Um die Drehung des Instrumentes zu bestimmen, wird demzufolge das Rotationszentrum P_0 gesucht, für welche die damit verbundene Translation $\Delta\vec{x}'$ minimal wird. Für dieses Optimierungsproblem kann weder eine analytische Lösung angegeben werden, noch ist ein Optimierungsalgorithmus sinnvoll. Da der Messfehler in der Differenzbetrachtung zweier aufeinander folgender Messungen eine sehr große Rolle spielt, ist eine Heuristik zur Bestimmung des Rotationszentrums P_0 völlig ausreichend. Diese enthält die Annahme, dass die Rotationsachse \vec{r} und der entsprechende Drehwinkel α der Rotation ${}^{ins(k-1)}R_{ins(k)}$ für die Rotation R' identisch bleibt. Außerdem wird angenommen, dass der senkrecht zur Rotationsachse stehende Anteil $\Delta\vec{x}_r$ der Translation $\Delta\vec{x}_{ins}(k)$ durch die Rotation um den Punkt P_0 verursacht wird. Dabei liegt der Punkt P_0 in Richtung der Senkrechten auf der Rotationsachse \vec{r} und des Translationsvektors $\Delta\vec{x}_{ins}(k)$ (Abbildung 31).

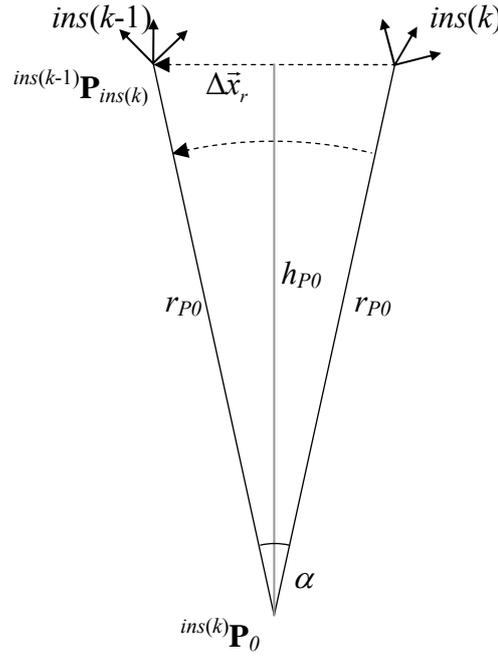


Abbildung 31: Rotation des Koordinatensystems $ins(k)$ um das Rotationszentrum P_0 . Die Rotationsachse liegt in P_0 und steht senkrecht zur Abbildung.

Die Berechnung der durch die Rotation verursachten Translation $\Delta \vec{x}_r$, aus der gesamten Translation $\Delta \vec{x}_{ins}(k)$ basiert auf der Subtraktion des Anteils parallel zur Rotationsachse \vec{r} .

$$\Delta \vec{x}_r = \Delta \vec{x}_{ins}(k) \cdot \left(1 - \vec{r} \cdot \frac{\Delta \vec{x}_{ins}(k)}{|\Delta \vec{x}_{ins}(k)|} \right) \quad (7)$$

Die Entfernung des Rotationszentrums P_0 vom Ursprung des Koordinatensystems $ins(k)$ kann von dem in Abbildung 31 gezeigten, gleichseitigen Dreieck hergeleitet werden.

$$h_{P0} = \frac{|\Delta \vec{x}_r|}{2 \cdot \sin \frac{\alpha}{2}} \quad (8)$$

Ebenso ergibt sich die Lage des Rotationszentrums P_0 bezüglich des Koordinatensystems $ins(k)$ aus der obigen Abbildung, da \vec{h}_{P0} sowohl senkrecht auf $\Delta \vec{x}_r$, als auch senkrecht auf der Rotationsachse \vec{r} (welche senkrecht zur Abbildungsebene in Abbildung 31 ist) steht.

$$P_0 = h_{P0} \cdot \frac{\vec{r} \times \Delta \vec{x}_r}{|\Delta \vec{x}_r|} + \frac{\Delta \vec{x}_r}{2} \quad (9)$$

Die Berechnung der Rotationsachse \vec{r} erfolgt dabei mithilfe der Eigenwertzerlegung der Rotationsmatrix ${}^{ins(k-1)}\mathbf{R}_{ins(k)}$, da deren Eigenvektor stets gleich der Rotationsachse \vec{r} ist, um die mit dem Winkel α gedreht wird. Demzufolge kann der Winkel α über die Spur der Matrix bestimmt werden:

$$\cos \alpha = \frac{\text{Spur}({}^{ins(k-1)}\mathbf{R}_{ins(k)}) - 1}{2} = \frac{{}^{ins(k-1)}\mathbf{R}_{ins(k)xx} + {}^{ins(k-1)}\mathbf{R}_{ins(k)yy} + {}^{ins(k-1)}\mathbf{R}_{ins(k)zz} - 1}{2} \quad (10)$$

Entsprechend der Berechnung eines Eigenvektors gilt für die Rotationsachse \vec{r} für den Fall $0^\circ < \alpha < 180^\circ$ unter Verwendung der Einheitsmatrix I die Gleichung $({}^{ins(k-1)}\mathbf{R}_{ins(k)} - I) \cdot \vec{r} = 0$, aus der die folgende Berechnungsvorschrift abgeleitet werden kann.

$$\vec{r}' = \left({}^{ins(k-1)}\mathbf{R}_{ins(k)yz} \quad -{}^{ins(k-1)}\mathbf{R}_{ins(k)yz} \quad \cdot \quad {}^{ins(k-1)}\mathbf{R}_{ins(k)xz} \quad -{}^{ins(k-1)}\mathbf{R}_{ins(k)xz} \quad \cdot \quad {}^{ins(k-1)}\mathbf{R}_{ins(k)yz} \quad -{}^{ins(k-1)}\mathbf{R}_{ins(k)xy} \right)^T$$

$$\vec{r} = \frac{\vec{r}'}{|\vec{r}'|} \quad (11)$$

Das somit für jede Transformationsmatrix ${}^{ins(k-1)}\mathbf{T}_{ins(k)}$ ermittelte Rotationszentrum P_0 ist sehr starken Schwankungen unterworfen. Analog zur mittleren Abweichung wird dementsprechend kontinuierlich ein durchschnittliches Rotationszentrum \bar{P}_0 der $k_{avg} = 15$ letzten Messungen bestimmt. Hierbei werden die Rotationszentren entsprechend des jeweiligen Drehwinkels α gewichtet. Die Skalierung erfolgt mit 0 für Winkel mit $0,02^\circ$ und kleiner sowie mit 1 für Winkel $\geq 2^\circ$. Liegt damit das Rotationszentrum \bar{P}_0 annähernd auf der Strecke zwischen dem Ursprung des Lokalisatorkoordinatensystems ins und der Spitze des Instrumentes tcp kann von einer eingeschränkten Rotation ausgegangen werden, da die Spitze des Instrumentes aufliegt. Andernfalls, wenn P_0 nicht in Richtung der Instrumentenspitze liegt, kann eine Drehung nahe dem Lokalisator festgestellt werden. Für den Fall, dass das Instrument mit der Spitze aufgesetzt wird, gilt für den Wert f_{P_0} der folgende Grenzwert.

$$f_{P_0} = P_0 \cdot \left({}^{ins}\mathbf{T}_{tcp} \cdot (0 \ 0 \ 0 \ 1)^T \right) > 0,5 \quad (12)$$

Im Fall, dass das Instrument auf der Leber aufgesetzt wird, muss die Atmung des Patienten als zusätzliche Bewegungsquelle berücksichtigt werden. Die Atmung des Patienten kann von der Anästhesie zwar kurzzeitig unterbrochen werden, dies hat jedoch einen höheren medizinischen Aufwand während der Interaktion mit dem System zur Folge. Die Respirationsbewegung kann stattdessen aufgrund ihres gleichmäßigen, bezüglich der Bewegung eines Punktes annähernd sinusförmigen Verlaufs, herausgefiltert werden. Hierfür wird angenommen, dass sich der angetastete Punkt geradlinig und abwechselnd entgegengesetzt zwischen zwei Umkehrpunkten bewegt. Für eine Erkennung der Umkehrpunkte wird die durchschnittliche Ortsänderung $\Delta\bar{x}$ der letzten 0,5 Sekunden ($k_{avg} = 10$) betrachtet, um die Zeitpunkte zu bestimmen, in welchen, verursacht durch eine langsame Umkehrung der Bewegungsrichtung eine vergleichsweise kleine Bewegung stattfindet. Ist daher die Länge der Ortsänderung innerhalb des betrachteten Zeitraums kleiner als 0,5 mm und ist die Abweichung der Positionen $\bar{x}(k-9)$, $\bar{x}(k-8)$, ..., $\bar{x}(k)$ von der mittleren Position \bar{x} (für $k_{avg} = 10$) kleiner als 2 mm, so wird die mittlere Position \bar{x} als Umkehrpunkt $P_{U1} = \bar{x}(k_{U1})$ betrachtet und gespeichert, während der vorangegangene Umkehrpunkt in P_{U2} sowie der vorletzte Umkehrpunkt zu P_{U3} umbenannt wird. Eine Respirationsbewegung liegt vor, wenn die Strecke $|P_{U1}P_{U2}|$ weniger als 30 mm beträgt, der Winkel zwischen den Richtungen $P_{U1}P_{U2}$ und $P_{U3}P_{U2}$ kleiner als 10° ist und die Zeitdifferenz zwischen $t(k_{U1})$ und $t(k_{U2})$ zwischen einer und fünf Sekunden liegt. Ist dies nicht der Fall, werden keine Umkehrpunkte bestimmt und diese stattdessen mit dem Ursprung gleichgesetzt. Liegt dagegen eine Respirationsbewegung vor, so folgt die aktuelle Position der Instrumentenspitze $\bar{x}(k)$ dieser Respirationsbewegung, wenn die aktuelle Position nicht mehr als 3 mm von der Verbindungsgeraden $P_{U1}P_{U2}$ entfernt liegt.

Um eine zusätzlich zur Atembewegung stattfindende Bewegung des Instrumentes zu erkennen, werden alle Ortsänderungen $\Delta\bar{x}(k)$ (mit $k_{avg} = 10$), deren Länge größer 1 mm ist, nach dem Erkennen des Umkehrpunktes P_{U1} und vor Erkennung des nächsten Umkehrpunktes überprüft, ob sie entgegen der Richtung $P_{U2}P_{U1}$ zeigen. Dementsprechend muss das Skalarprodukt aus $P_{U2}P_{U1}$ und $\Delta\bar{x}(k)$ bei einer ausschließlichen Respirationsbewegung kleiner 0

sein. Damit werden Fälle ausgeschlossen, bei denen das Instrument durch den Chirurgen in der Nähe der Leber bewegt wird. Für die Bestimmung des Rotationszentrums P_0 wird die Translation zwischen den beiden Umkehrpunkten neutralisiert, d.h. von der Translation $\Delta\vec{x}_{ins}(k)$ wird der in Richtung $\overrightarrow{P_{U1}P_{U2}}$ zeigende Anteil abgezogen und nur die verbleibende Translation $\Delta\vec{x}'_{ins}(k)$ für die Berechnung des Rotationszentrums benutzt, indem anstelle von $\Delta\vec{x}_{ins}(k)$ in die obigen Formeln eingesetzt wird.

$$\Delta\vec{x}'_{ins}(k) = \Delta\vec{x}_{ins}(k) \cdot \left(1 - \frac{\Delta\vec{x}_{ins}(k) \cdot \overrightarrow{P_{U1}P_{U2}}}{|\Delta\vec{x}_{ins}(k)| \cdot |\overrightarrow{P_{U1}P_{U2}}|} \right) \quad \text{falls } |\overrightarrow{P_{U1}P_{U2}}| > 0$$

$$\Delta\vec{x}'_{ins}(k) = \Delta\vec{x}_{ins}(k) \quad \text{falls } |\overrightarrow{P_{U1}P_{U2}}| = 0$$
(13)

Analog dazu werden die Größen $\Delta\vec{x}'_{icp}(k)$ und $\Delta\vec{x}'_{img}(k)$ berechnet, die verwendet werden, um zu erkennen, ob die Instrumentenspitze oder die Ultraschallsonde bewegt werden. Hierfür wird mithilfe der Mittelwerte der jeweils korrigierten Ortsänderung die Standardabweichung jeweils für $\Delta\vec{x}'_{icp}(k)$ und $\Delta\vec{x}'_{img}(k)$ bestimmt.

$$\sigma'_{\Delta x'}(k) = \sqrt{\frac{1}{k_{avg}} \cdot \sum_{i=k-k_{avg}+1}^k (\overline{\Delta\vec{x}'(k)} - \overline{\Delta\vec{x}'(i)})^2}$$
(14)

Diese Standardabweichung wird verwendet, um zu beurteilen, ob das Instrument bzw. die Ultraschallsonde vom Chirurgen still gehalten wird oder nicht.

Tabelle 23: Parameter und Grenzwerte zur Erkennung der Interaktion in Form von Aufsetzen und Halten des Instrumentes an einer beliebigen Stelle.

| Parameter | Grenzwert | Beschreibung |
|--|--|---|
| $ \overline{\Delta\vec{x}_{ins}} $ bzw. $ \overline{\Delta\vec{x}_{us}} $ | $> 0,5 \text{ mm}$ | Resektionsinstrument/Ultraschallsonde wird in der Hand gehalten |
| $ \overline{\Delta\vec{v}_{icp}} $ bzw. $ \overline{\Delta\vec{v}_{img}} $ | $< 5 \text{ cm/s}$ | Spitze des Resektionsinstrumentes/der Ultraschallsonde wird langsam bewegt |
| $\sigma'_{\Delta x'_{icp}}(k)$ bzw. $\sigma'_{\Delta x'_{img}}(k)$ | $< 0,1 \text{ mm}$ | Resektionsinstrument/Ultraschallsonde wird still gehalten |
| f_{P0} | $< 0,5$ | Resektionsinstrument: Drehpunkt befindet sich nahe der Instrumentenspitze \rightarrow Spitze wird aufgesetzt |
| $t(k_{U1}) - t(k_{U2})$ | $> 1 \text{ s}$ $< 5 \text{ s}$ | Atembewegung: Zeitspanne zwischen zwei Umkehrpunkten der Respirationsbewegung beträgt zwischen 1 und 5 Sekunden |
| $ \overrightarrow{P_{U1}P_{U2}} $ | $> 10 \text{ mm}$ $< 30 \text{ mm}$ | Atembewegung: Umkehrpunkte der Respirationsbewegung sind zwischen 10 mm und 30 mm voneinander entfernt |
| $\overline{\Delta\vec{x}} \cdot \overrightarrow{P_{U2}P_{U1}}$ | < 0 | Atembewegung: Instrumentenspitze muss sich immer zum vorletzten Umkehrpunkt zurück bewegen |

Somit kann schlussendlich die Interaktion durch das Instrument während der Einmessung der Landmarken, der Definition des zu registrierenden Ultraschallbildes sowie der Bestätigung der Registrierung mit dem Resektionsinstrument anhand der Parameter und Grenzwerte in der folgenden Tabelle 23 erkannt werden.

Für die Interaktion mit dem System über die Instrumente benötigt der Chirurg eine visuelle Rückkopplung. Anhand einer Anzeige muss der Chirurg erkennen können, ob seine Interaktion richtig vom System interpretiert wird. Trotz einer kontinuierlichen Überprüfung der Parameter zur Erkennung einer bestimmten Interaktion muss die Anzeige beständig sein und darf bei einer wechselnden Überschreitung und Unterschreitung der Grenzwerte nicht flackern. Hierfür wird definiert, dass sich der Zustand der Anzeige, welche mitteilt, ob eine Interaktion stattfindet, nur maximal einmal pro Sekunde ändern kann. Außerdem wird die Interaktion in verschiedene Stufen unterteilt (Abbildung 32, Tabelle 24), für die jeweils bestimmte Grenzwerte und bestimmte Zeiten erreicht werden müssen. Für die erste Meldung der Interaktion auf dem Bildschirm müssen nur einfache Grenzwerte erreicht werden. Diese sind beim Registrieren des Instrumentes eine doppelt so große mögliche Abweichung gegenüber dem vordefinierten Punkt. Beim Halten des Instrumentes auf der Leber ist die erlaubte Bewegungsrate doppelt so hoch.

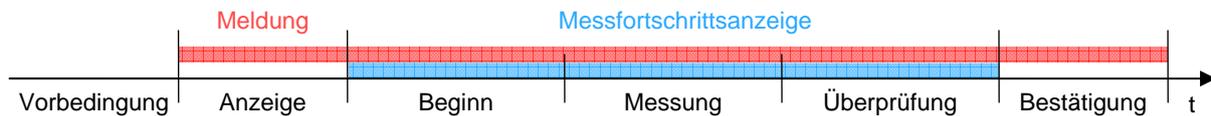


Abbildung 32: Zeitstrahl der Registrierungsstufen zusammen mit der Meldung in der Anzeige und der Messfortschrittsanzeige.

Tabelle 24: Ablauf der Anzeige der Interaktion in mehreren Stufen.

| Stufe | Meldung auf Bildschirm | Bedingung für Wechsel in nächsten Zustand |
|------------------------------|--|---|
| Vorbedingung der Interaktion | keine Anzeige | einfache Grenzwerte werden für min. 0,5 Sekunden erfüllt |
| Meldung der Interaktion | Meldung auf dem Bildschirm (Abbruch frühestens nach 2 Sekunden) | strenge Grenzwerte werden für min. 1 Sekunde erfüllt |
| Beginn der Messung | Start der Messfortschrittsanzeige (bis 33%) | 33% Messdauer abgelaufen, kurzzeitige Unterschreitung der Grenzwerte möglich |
| Aufnahme der Messwerte | Aufzeichnung der Messwerte der Messungen k_{mes0} bis k_{mes1} (Messfortschrittsanzeige bis 66%) | 66% Messdauer abgelaufen, kurzzeitige Unterschreitung der Grenzwerte möglich |
| Überprüfung der Messung | Messfortschrittsanzeige bis 100% | 100% Messdauer abgelaufen, kurzzeitige Unterschreitung der Grenzwerte möglich |
| Bestätigung der Interaktion | Meldung verbleibt auf dem Bildschirm | Anzeige verbleibt für 2 Sekunden auf Bildschirm |

Durch die Einteilung der Interaktion in mehrere Stufen kann somit sowohl die Anzeige für den Chirurgen als auch die dabei stattfindende Messung geordnet und für den Benutzer jederzeit nachvollziehbar ablaufen (Abbildung 33). Die Stufen werden durchlaufen, nachdem die

jeweiligen Bedingungen erfüllt sind. Bei einem Abbruch der Interaktion, wenn die Grenzwerte nicht mehr erreicht werden, bleibt die Anzeige der Meldung für mindestens 2 Sekunden auf dem Bildschirm bestehen und wird sofort beim Wiedererfüllen der einfachen Grenzwerte wieder aktiviert. Somit ist für den Benutzer kein Flackern der Interaktionserkennung sichtbar. Während der eigentlichen Messung wird die Interaktion nicht abgebrochen, solange die Grenzwerte mindestens 50% der Zeit erfüllt sind und sie für nicht länger als maximal eine Sekunde nicht erreicht werden. Werden diese Bedingungen nicht erfüllt, wird die Messung solange unterbrochen. Somit ist es auch möglich, dass das Instrument kurzzeitig verdeckt wird, ohne dass die Interaktion komplett abgebrochen wird.

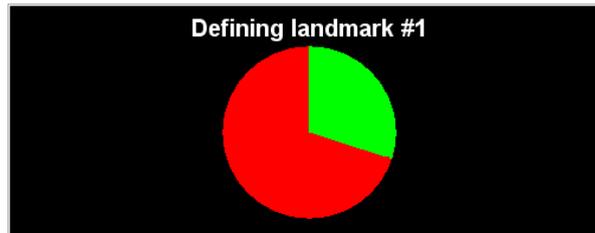


Abbildung 33: Der Benutzer kann an der ablaufenden Messfortschrittsanzeige die noch verbleibende Restzeit der Interaktion erkennen.

Die erste Stufe dient dazu, die Interaktion relativ sicher zu erkennen, um dem Benutzer bereits eine Rückmeldung über die Durchführung der Interaktion geben zu können. In der zweiten Stufe wird die Interaktion sicher erkannt und die Messung gestartet. Diese wird in den Stufen drei bis fünf durchgeführt (Abbildung 34).

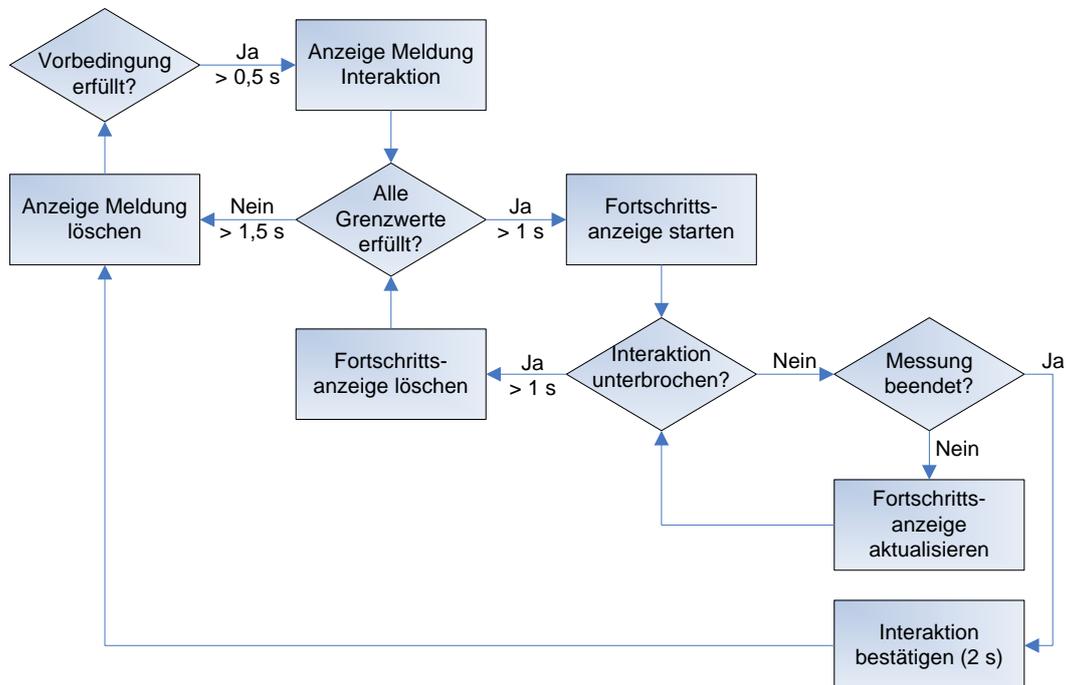


Abbildung 34: Im Flussdiagramm zur Erkennung der Interaktion mit einem navigierten Instrument ist der zeitliche Verlauf durch Mindestzeiten bei den Verzweigungen dargestellt.

Dabei wird zuerst sichergestellt, dass alle für die Messung notwendigen Grenzwerte erfüllt sind. Die Messwerte, wie die Position der Instrumentenspitze, werden nur während der vierten Stufe für die Messung beginnend mit k_{mes0} bis k_{mes1} aufgezeichnet. In der letzten Messstufe wird sichergestellt, dass alle Grenzwerte erfüllt bleiben und das Instrument nicht frühzeitig

weg bewegt wird. Die letzte Stufe der Interaktion verständigt den Benutzer ausschließlich über die erfolgte Interaktion und zeigt die Meldung der Interaktion noch für eine bestimmte Zeit an.

Durch die Analyse der Bewegung eines Instrumentes über das optische Positionsmesssystem, können einfache Gesten mit einem Instrument erkannt werden. Somit kann die Interaktion mittels der navigierten Instrumente zur Steuerung des Assistenzsystems aus dem sterilen Bereich heraus eingesetzt werden. Zusätzlich wird das Definieren von anatomischen Landmarken auf der Leberoberfläche möglich, indem das Zeigen mit der Spitze des Dissektor-Handstücks präzise erkannt wird. Durch eine Unterscheidung der verschiedenen Halte-Zustände (Instrument liegt still, Instrument wird still gehalten, Spitze des Instrumentes wird aufgesetzt) können auch Punkte auf dem weichen, nachgiebigen und leicht bewegten Gewebe der Leber genau definiert werden.

5.3 Voraussetzungen für die Navigation in der Leberchirurgie

Um die Navigation von Instrumenten in einem leberchirurgischen Eingriff zu ermöglichen, müssen verschiedene Voraussetzungen geschaffen werden. Zum einen muss die Lageinformation des optischen Positionsmesssystems mit der Bildinformation der Ultraschallsonde verknüpft werden. Hier müssen vor allem zeitliche Bedingungen erfüllt werden, so dass die Bildinformation und die Lageinformation zueinander passen. Ein weiterer Punkt ist die Erfassung der Bewegung der Leber. Dies kann im Gegensatz zur Hartgewebeschirurgie nicht durch einen Lokalisator gelöst werden, sondern es werden einzelne Reflektormarken auf der Leber befestigt werden. Zuletzt müssen die präoperativen Bilddaten mit der intraoperativen Lage der Leber registriert werden. Erst durch die Erfüllung dieser Voraussetzungen ist eine Navigation in der Leberchirurgie möglich.

5.3.1 Messung der räumlichen Lage von Ultraschallbildern

Ein Ultraschallbild umfasst im Navigationssystem eine Reihe von Eigenschaften. Neben der Bildmatrix und deren Größe, besitzt das Ultraschallbild noch eine relative Lagebeschreibung zum Referenzkoordinatensystem. Die Bildmatrix und die Lagebeschreibung in Form der homogenen Transformationsmatrix ${}^{cam}\mathbf{T}_{img}$ werden dabei durch verschiedene Messsysteme bestimmt. Das Ultraschallbild wird mittels des Ultraschallsystems erzeugt, über eine Videoschnittstelle übertragen und durch einen Framegrabber digitalisiert. Alternativ im Fall einer FireWire-Ultraschallsonde wird es direkt durch die Recheneinheit erzeugt und über eine Softwareschnittstelle an das für die Ultraschallbilder zuständige Softwaremodul übergeben. Dagegen wird die Lagebeschreibung über das optische Messsystem ermittelt und über eine serielle Kommunikationsleitung auf Anfrage (Polling) an die Recheneinheit übermittelt. Alle involvierten Komponenten besitzen dabei eine unterschiedliche Verarbeitungszeit, so dass die Bildmatrix und die Transformationsmatrix zu unterschiedlichen Zeitpunkten $t_{rcv-img}$ bzw. $t_{rcv-nav}$ eingelesen werden, obwohl sie annähernd gleichzeitig zu den Zeitpunkten $t_{img-rec}$ und $t_{nav-rec}$ aufgenommen wurden.

Aus diesem Grund muss sichergestellt werden, dass einem zum Zeitpunkt $t_{img-rec}$ aufgenommenen Ultraschallbild eine zu einem ähnlichen Zeitpunkt $t_{nav-rec}$ gemessene Transformationsmatrix zugeordnet wird. Das heißt, dass die Zeitdifferenz zwischen $t_{img-rec}$ und $t_{nav-rec}$ minimal sein muss, jedoch nicht notwendiger Weise die Zeitdifferenz zwischen $t_{rcv-img}$ und $t_{rcv-nav}$ (Abbildung 35). Als Voraussetzung hierfür müssen diese beiden Zeitpunkte auf Basis eines gemeinsamen Zeitgebers vorliegen. Jedoch werden zum einen die Bildmatrix und die Lageinformation von unterschiedlichen und voneinander unabhängigen Komponenten bestimmt und

zum anderen können nicht die Zeitpunkte $t_{rcv-img}$ und $t_{rcv-nav}$ verwendet werden, an denen die Recheneinheit die Informationen übermittelt bekommt. Diese variieren relativ zueinander sehr stark. Somit müssen die beiden Zeitpunkte $t_{img-rec}$ und $t_{nav-rec}$ zuerst mit geeigneten Methoden bestimmt werden.

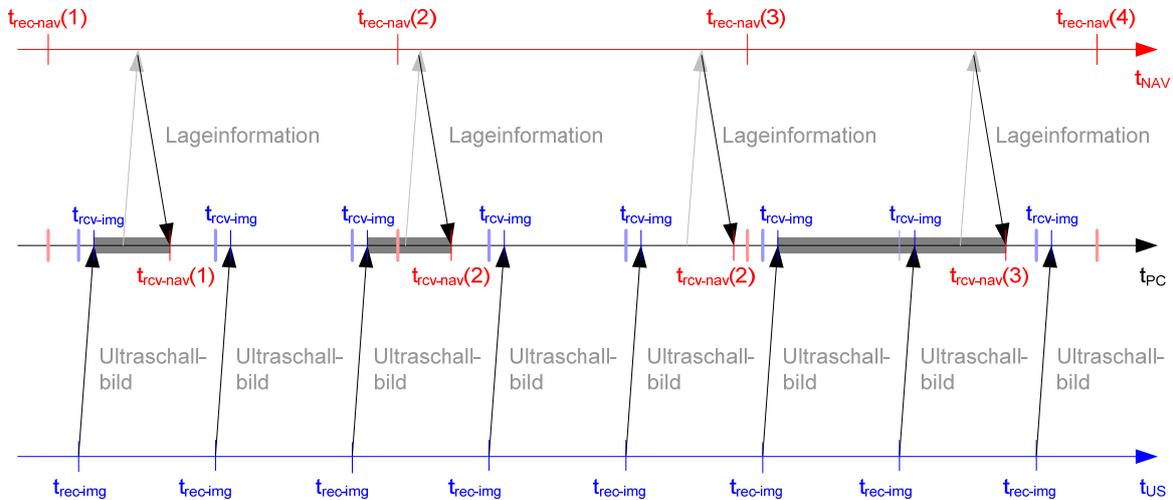


Abbildung 35: Zeitstrahlen für das Positionsmesssystem (t_{NAV}), die Recheneinheit (t_{PC}) und das Ultraschallsystem (t_{US}). Die Lageinformation, die mit einem Ultraschallbild jeweils grau verbunden ist, wird dieser zugeordnet, da für diese jeweils die Zeitdifferenz $t_{img-rec}$ und $t_{nav-rec}$ minimal ist.

Messzeitbestimmung des Positionsmesssystems

Das optische Positionsmesssystem misst die Lage des Lokalisators der Ultraschallsonde mit einer Frequenz von 20 Hz. Diese Information wird von der Recheneinheit durch Polling über eine serielle Kommunikation regelmäßig abgefragt. Die Übertragung der Informationen erfolgt im Vergleich zur Messung asynchron. Dementsprechend kann die Differenz zwischen dem Zeitpunkt des Empfangs der Information an der Recheneinheit $t_{rcv-nav}$ und der eigentlichen Aufnahme der stereoskopischen Bilder $t_{nav-rec}$ im Extremfall um bis zu 50 ms schwanken. Aus diesem Grund überträgt das Positionsmesssystem zusammen mit der Transformationsmatrix eine Nummer der Messung $n_{nav-rec}$, welche die Anzahl der Bildaufnahmen seit Beginn der Messung angibt. Aufgrund der Verwendung von drei stereoskopischen Bildern pro Messung wird die Anzahl mit einer Frequenz von 60 Hz inkrementiert. Mit dem Zeitpunkt des Beginns der Messungen $t_{start-nav}$ würde sich der Zeitpunkt einer Messung somit durch $t_{start-nav} + n_{nav-rec} / 60 \text{ Hz}$ berechnen lassen.

Bei allen verwendeten Positionsmesssystemen wurde jedoch eine Abweichung des Zeitgebers von 0,1% im Vergleich zum Zeitgeber der Recheneinheit festgestellt, so dass bereits nach 5 Minuten eine Abweichung von 0,3 Sekunden, gleichbedeutend mit 6 Messungen, auftritt. Im Gegensatz zur Synchronisierung von rechteckigen Signalen in elektronischen Komponenten können die beiden Zeitgeber aufgrund des seriellen Pollings nicht anhand der steigenden oder fallenden Flanke synchronisiert werden.

Um die Abweichung der Frequenz der beiden Zeitgeber zu korrigieren, muss die Frequenz des Positionsmesssystems $f_{rec-nav}$ von näherungsweise 60 Hz dynamisch angepasst werden. Dies erfolgt auf Basis der beiden durch den Zeitgeber der Recheneinheit bestimmten Zeitpunkte $t_{start-nav}$ und $t_{rcv-nav}$ und den beiden Annahmen, dass $t_{rcv-nav} \geq t_{start-nav} + n_{nav-rec} \cdot f_{rec-nav}^{-1}$ und $t_{rcv-nav} < t_{start-nav} + n_{nav-rec} \cdot f_{rec-nav}^{-1} + 75 \text{ ms}$. Diese Annahmen besagen, dass der Zeitpunkt des Empfangs der Information nach dem Zeitpunkt der Messung sein muss sowie dass der Empfang maximal 75 ms nach der Messung erfolgt. Die 75 ms setzen sich dabei aus dem

Messintervall von 50 ms bis zur nächsten Messung und einer maximalen Zeit von 25 ms für die Übertragung und den Empfang der seriellen Information zusammen. Wird eine dieser Annahmen verletzt, wird die Messfrequenz $f_{rec-nav}$ neu berechnet, so dass sich aus der ersten Annahme die Messfrequenz aus dem Gleichheitsfall $f_{rec-nav} = n_{nav-rec} / (t_{rcv-nav} - t_{start-nav})$ ergibt und im zweiten Fall die Frequenz $f_{rec-nav}$ vergrößert wird, so dass sich der Zeitpunkt der Messung $t_{nav-rec} = n_{nav-rec} \cdot f_{rec-nav}^{-1}$ um 25 ms verkleinert. Da vor allem bei mehreren Polling-Abfragen pro Messung die Information direkt nach der Messung übertragen wird, sollte $t_{rcv-nav}$ nur minimal größer als $t_{nav-rec}$ sein. Damit die Frequenz $f_{rec-nav}$ schnellstmöglich zu diesem Idealfall konvergiert, wird nach jeder Messung die Frequenz $f_{rec-nav}$ um 0,0001 Hz vergrößert. Dadurch wird die regelmäßige Verletzung der ersten Bedingung provoziert und die Differenz zwischen $t_{nav-rec}$ und $t_{rcv-nav}$ wird so klein gehalten. Somit pendelt sich für die Messfrequenz $f_{rec-nav}$ bereits nach wenigen Sekunden ein Wert ein und es kann der Zeitpunkt der Messung $t_{nav-rec}$ abgeschätzt werden.

Die Aufnahme der Daten findet über einen Zeitraum von mindestens 2 Stereoskopbildern statt, so dass das Positionsmesssystem eine zusätzliche Zeitspanne von im Durchschnitt 16,7 ms benötigt, die bisher nicht berücksichtigt wurde und am Ende von der Aufnahmezeit abgezogen werden muss. Die außerdem für die Bildauswertung und Berechnung benötigte Zeit ist unbekannt, liegt jedoch wahrscheinlich im Bereich von wenigen Millisekunden. Ebenso variiert die für die serielle Übertragung benötigte Zeit je nach Anzahl der sichtbaren Lokalisatoren. Da jedoch die Übertragungsrates mit 115200 Baud pro Sekunde bekannt ist, ergibt sich für die Dauer der Übertragung eine Zeit zwischen 5 und 15 ms. Unter Berücksichtigung aller dieser Faktoren ist die Aufnahmezeit somit $t_{nav-rec} = t_{rcv-nav} - 40$ ms.

Messzeitbestimmung der Ultraschallsonde

Die Ermittlung des Zeitpunkts der Messung des Ultraschallbildes ist stark von den verwendeten Komponenten zur Digitalisierung des Ultraschallbildes abhängig. Je nach angeschlossener Sonde findet entweder eine Übertragung über FireWire und eine Berechnung des Ultraschallbildes in der Recheneinheit statt oder es wird ein unabhängiges Ultraschallsystem verwendet, dessen Bild über S-Video, VGA oder per DVI an einen Framegrabber übertragen, dort digitalisiert und via USB an die Recheneinheit übertragen wird.

Im Fall der FireWire-Ultraschallsonde kann die Zeitspanne zwischen der Aufnahme der Information durch die Sensoren innerhalb der Ultraschallsonde und dem Empfang der Informationen in der Recheneinheit leicht abgeschätzt werden, da alle Komponenten definiert sind. Es können dabei bis zu 50 Ultraschallbilder pro Sekunde angezeigt werden. Aufgrund der verwendeten Übertragungsart in Form von FireWire können die Daten sehr viel schneller als bei einer seriellen Übertragung und somit mit einer geringeren zeitlichen Verzögerung übertragen werden. Bei FireWire werden die Daten in allen beteiligten Schnittstellen bis einschließlich der Software gepusht, so dass diese regelmäßig empfangen werden. Eine unnötige Verzögerung aufgrund von Polling besteht nicht, dadurch unterscheidet sich die Empfangszeit $t_{rcv-img}$ nur um einen konstanten Wert vom Aufnahmezeitpunkt $t_{img-rec}$. Insgesamt kann im Fall der integrierten FireWire-Ultraschallsonde eine Zeit von 10 ms zwischen der Aufnahme und dem Empfang in der Recheneinheit angenommen werden, wodurch sich für den Aufnahmezeitpunkt $t_{img-rec} = t_{rcv-img} - 10$ ms ergibt.

Beim Anschluss eines eigenständigen Ultraschallsystems über eine Videoschnittstelle kann keine derartige Abschätzung der Verzögerung zwischen der Aufnahme der Ultraschallinformationen und dem Empfang der Informationen in der Recheneinheit angegeben werden. Das Ultraschallbild wird zuerst im Ultraschallsystem erzeugt und über die Videoschnittstelle mit

einer Frequenz von 20 – 60 Hz übertragen. Danach muss es vom Framegrabber noch einmal empfangen und verarbeitet werden, bevor es wiederum von der Recheneinheit via USB-Schnittstelle empfangen und verarbeitet werden kann. Insgesamt wird dafür eine längere Zeit von geschätzten 50 bis 100 ms vergehen. Ähnlich wie bei der integrierten Ultraschallsonde findet bei der Übertragung kein Polling statt. Nur die Kommunikation zwischen Systemtreiber und Software innerhalb der Software läuft durch ein Pollingverfahren ab. Die Frequenz von 100 Hz ist im Vergleich zum Positionsmesssystem jedoch ungleich höher, so dass keine signifikanten Verzögerungen auftreten. Zwischen den Zeitpunkten $t_{rcv-img}$ und $t_{img-rec}$ kann deshalb von einer konstanten Differenz ausgegangen werden, die aufgrund der zusätzlichen Verarbeitung 50 ms beträgt. Demzufolge ist im Fall der Übertragung der Ultraschallbilder von einem Ultraschallsystem über die Videoschnittstelle $t_{img-rec} = t_{rcv-img} - 50$ ms.

Verknüpfung von Ultraschall mit Positionsmessung

Die nahe liegende Variante der Verknüpfung von Ultraschallbildern und Positionsmessungen ist, das jeweils zuletzt empfangene Ultraschallbild mit der zuletzt empfangenen Lage zu verwenden. Üblicherweise, da die Zwischenspeicherung der Navigationsinformation einfacher ist, wird ein gerade empfangenes Ultraschallbild mit der zuletzt empfangenen Position verknüpft und beides als zusammengehörende Daten gemeinsam abgespeichert. Dabei können jedoch besonders im Fall einer integrierten Ultraschallsonde größere Abweichungen zwischen dem Ultraschallbild und dessen zugeordneter Lage entstehen.

Aus diesem Grund muss die Aufnahmezeit der jeweiligen Information $t_{img-rec}$ und $t_{nav-rec}$ beachtet werden und somit jedes Ultraschallbild mit der Positionsinformation mit dem zeitlich geringsten Abstand verknüpft werden. Da somit die Ultraschallbilder verzögert werden müssten, um auf die zugehörige Lagemessung zu warten, wäre auch die Darstellung der Ultraschallbilder stärker verzögert. Dies ist jedoch ein sehr starker Nachteil für die Interpretation der Ultraschallbilder durch den Chirurgen. Aus diesem Grund muss die Visualisierung mit der zuletzt empfangenen Information der Lagemessung erfolgen, da zeitliche Verzögerung dabei eine größere Rolle als die Abweichung der räumlichen Lage spielt. Da die Berechnung während der Registrierung im Gegensatz zur Visualisierung nicht sofort erfolgen muss, wird hierbei eine bestmögliche Zuordnung von Ultraschallbild und räumlicher Lage anhand der Zeitpunkte der Messungen vorgenommen. Somit wird eine höhere Genauigkeit erreicht. Dementsprechend müssen Ultraschallbilder und Navigationsinformationen jeweils in einer Liste mit ihren Aufnahmezeitpunkten gespeichert werden. Die Berechnungen zur Registrierung dürfen dabei erst durchgeführt werden, wenn das nächste Ultraschallbild und die nächste Lageinformation empfangen wurde. Erst dann kann eine Zuordnung des Ultraschallbildes zu einer Lagemessung mit möglichst geringer Differenz $|t_{recus} - t_{rec-nav}|$ gemacht werden.

5.3.2 Bestimmung der Position der Leber durch reflektierende Marker

Um die Position der Leber während des gesamten Registrierungsprozesses und der Instrumentennavigation bestimmen zu können, wird die Oberfläche der Leber mit reflektierenden Markern versehen, deren jeweilige räumliche Position ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}$ durch das optische Positionsmesssystem gemessen werden kann. Im Gegensatz zu einem Lokalisator liegen die einzelnen Marker nicht in einer festen Geometrie zueinander, weshalb das Positionsmesssystem die Lage der Leber nicht in Form einer Transformationsmatrix angeben kann. Deshalb wird in einem zusätzlichen Rechenschritt ein Koordinatensystem lvr auf Basis der einzelnen Marker berechnet, welches die momentane Lage der Leber relativ zum optischen Positionsmesssystem beschreibt.

Die reflektierenden Marker sind relativ flach, um die Resektion der Leber nicht zu behindern. Sie bestehen aus einer retroreflektierenden Folie mit einem Durchmesser von 8 mm, die in einem 3 mm hohen Metallgehäuse eingefasst ist (Abbildung 36). Die Folie ist durch eine 0,5 mm dicke Glasplatte bedeckt, die zusammen mit dem Metallgehäuse die Folie komplett von der Umgebung abdichtet, so dass der Marker biokompatibel für den kurzzeitigen Kontakt mit verletztem Gewebe ist.

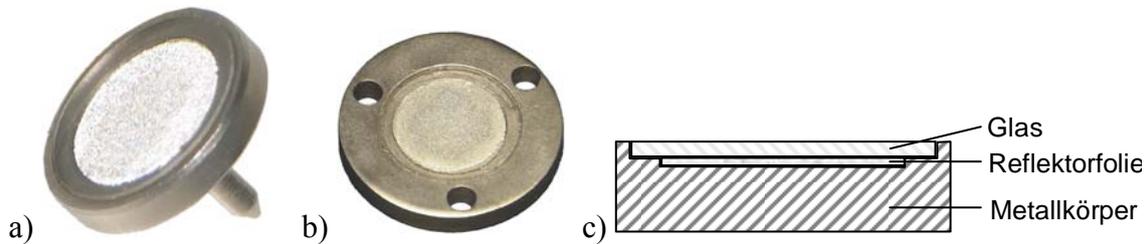


Abbildung 36: a) Reflektormarker mit Spitze b) Reflektormarker mit Nähösen c) Aufbau der Reflektormarker.

Für die Befestigung der Marker auf der Leberoberfläche existieren zwei Alternativen. Zum einen kann der Marker mit einer auf der Rückseite des Markers befindlichen Nadel mit 30 mm Länge und einem Durchmesser von 1 mm in das Lebergewebe eingesteckt werden. Zum anderen wurde der Durchmesser des Markers von 11 mm auf 16 mm vergrößert und drei Ösen am Rand des Markers integriert. Somit kann der Chirurg den Marker auf der Leberoberfläche festnähen. Für die Bestimmung der Position der Leber sind minimal 4 reflektierende Marker notwendig, ideal sind je nach Größe der Leber zwischen 6 und 8 Marker.

Das optische Positionsmesssystem bestimmt für jeweils einen an der Leberoberfläche befestigten Reflektormarker nur eine räumliche Position. Um aus den einzelnen Positionen ein Koordinatensystem zu erzeugen, welches die Lage der Leber beschreibt, müssen die Positionen der Marker für jede Messung des optischen Positionsmesssystems analysiert werden. Da der Chirurg direkt über der Leberoberfläche arbeitet, ist ein Teil der Marker meistens verdeckt und kann nicht in der Berechnung der Lage der Leber einbezogen werden. Außerdem ist das Gewebe der Leber stark verformbar, so dass sich der Abstand zwischen den Markern ständig ändert. Eine Positionsbestimmung der Leber muss in diesen Fällen dennoch möglich sein, da sie sonst für den Chirurgen nicht nutzbar ist.

Filtern von Phantompunkten der Reflektorpositionen

Die vom Positionsmesssystem gelieferte Liste der Positionen der reflektierenden Marker muss zuerst gefiltert werden, da darin nicht existierende Phantompunkte enthalten sind. Diese entstehen aus der fehlerhaften Zuordnung zweier Reflektionen im linken und rechten Kamerabild sowie Positionen reflektierender Kugeln von teilweise verdeckten Lokalisatoren. Im Fall eines Phantompunktes wird die Abbildung eines Markers A im linken Kamerabild der Abbildung eines anderen Markers B im rechten Kamerabild zugeordnet (Abbildung 37). Der daraus entstehende Phantompunkt befindet sich an einer räumlichen Position, an der sich in Wirklichkeit kein Reflektormarker oder reflektierende Kugel eines Lokalisators befindet. Phantompunkte werden in der Regel bereits durch das optische Positionsmesssystem herausgefiltert, kommen aber besonders bei zwei oder mehreren Reflektormarkern vor, die sich auf einer annähernd horizontal verlaufenden Gerade befinden.

Phantompunkte können durch von räumlichen und zeitlichen Bedingungen herausgefiltert. Sie können aufgrund ihrer Lage in einer Brennpunktebene erkannt werden. Hierbei liegen drei oder mehr vom Positionsmesssystem erkannte Punkte auf einer Ebene zusammen mit den Brennpunkten der beiden Kameras. Dabei befindet sich auf der Geraden zwischen jedem

Phantompunkt und jedem Brennpunkt jeweils ein echter Marker. Da die reflektierenden Marker auf der Leberoberfläche ungefähr in einer Ebene liegen, die in einem Winkel von mindestens 45° zur z-Achse der Kamera steht, befinden sich alle echten Punkte im ungefähr gleichem Abstand zum Ursprung der Kamera. Demzufolge ist jeder Punkt, für den zwei andere Punkte existieren, die auf der jeweiligen Verbindungsgerade zu den Brennpunkten liegen, ein Phantompunkt, wenn auf den Verbindungsgeraden kein weiterer Punkt näher oder weiter entfernt vom Brennpunkt liegt. Demzufolge müssen zuerst Punkte auf Phantompunkte untersucht werden, die besonders weit oder besonders nah zur Kamera liegen.

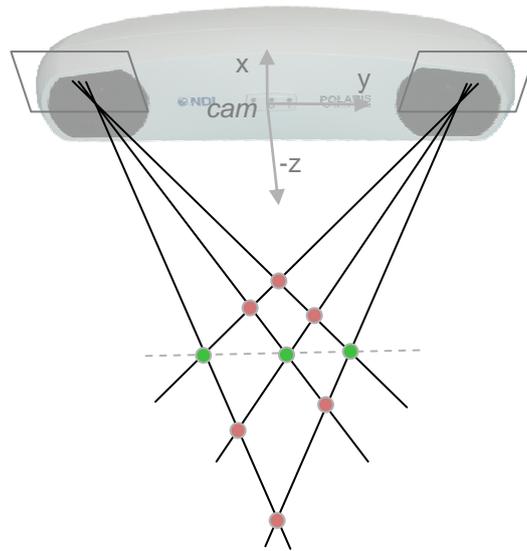


Abbildung 37: Phantompunkte (rot) entstehen durch eine falsche Zuordnung der Abbildung der Reflektorpunkte (grün) im linken Kamerabild zur Abbildung der Reflektorpunkte im rechten Kamerabild.

Die Brennpunkte unterscheiden sich für jedes Positionsmesssystem und liegen bei einer NDI Polaris Vicra jeweils im Bereich $(0 \pm 10, \pm 100 \pm 5, 13 \pm 5)$ und bei einer NDI Polaris Spectra im Bereich $(-10 \pm 10, \pm 250 \pm 10, -30 \pm 10)$ des *cam*-Koordinatensystems. Die genauen Koordinaten können anhand mehrerer Phantompunkte berechnet werden. Jedoch kann bereits mit hoher Wahrscheinlichkeit festgestellt werden, ob ein Phantompunkt vorhanden ist, wenn zwei Geraden durch einen Punkt und jeweils einen weiteren Punkt annähernd durch den angegebenen Brennpunktbereich verlaufen.

Berechnung der Lage des Koordinatensystems *lvr*

Aus den Reflektorpositionen ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}$ wird im nächsten Schritt das Koordinatensystem ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}$ berechnet, welches für die weitere Registrierung und Navigation verwendet wird. Das Koordinatensystem *lvr* wird möglichst gleichmäßig aus allen Reflektoren $fid(i)$ gebildet, damit bei einer Deformation der Leber keiner der Marker einen übermäßigen Einfluss hat. Für die Berechnung des Koordinatensystems über eine orthogonale Basis werden 3 Punkte benötigt, da jedoch mehr Reflektoren vorhanden sind, muss eine Mittelung zwischen den Basen aus je drei Punkten vorgenommen werden. Um eine Menge von Marker-Tripeln zu erhalten, wird die Menge der Reflektorpositionen durch eine Triangulation in ein Dreiecksnetz umgewandelt, welches durch die Menge der Tripel $D = \{(i, j, k)\}$ beschrieben wird, wobei jeweils ein Tripel (i, j, k) ein Dreieck mit den drei Punkten ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}, {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(j)}, {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(k)}$ repräsentiert. Bei der Verwendung des Delaunay-Algorithmus (Lee et al., 1980) besitzen diese Dreiecke möglichst große Innenwinkel und die Leberoberfläche wird in ein sehr regelmäßiges Netz zerlegt. Für jedes dieser Dreiecke wird nun eine orthogonale Basis bestimmt, welche dann in einem zweiten Schritt zur orthogonalen Basis des Koordinatensystems *lvr* gemittelt wird. Der Nor-

malenvektor jedes Dreiecks (i,j,k) wird durch das Kreuzprodukt zweier seiner Kantenvektoren bestimmt. Der Normalenvektor des Dreiecks wird dabei stets in Richtung der z-Achse des Koordinatensystems cam orientiert, d.h. das Kreuzprodukt wird negiert, wenn dessen z-Komponente kleiner 0 ist. Als zweiter Vektor der orthogonalen Basis wird in jedem Dreieck eine der Winkelhalbierenden verwendet. Da der Vektor einer zufällig ausgewählten Winkelhalbierenden in eine zufällige Richtung zeigen kann und somit negative Auswirkungen auf der Mittelung der Basen aller Dreiecke auftreten, wird diejenige Winkelhalbierende oder deren entgegengesetzter Vektor gewählt, welche mit der x-Achse des Koordinatensystems cam einen Winkel von maximal 45° einschließt. Dementsprechend sind die drei Koordinatenachsen der orthogonalen Basis $(\vec{b}_x \ \vec{b}_y \ \vec{b}_z)$ mit dem Ursprung \vec{b}_0 eines Dreieckes (i,j,k) :

$$\begin{aligned} \vec{b}_x(i,j,k) &= \frac{{}^{cam}\mathbf{P}_{fid(j)} + {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(k)} - {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}}{2} \quad \text{mit} \quad \text{acos}\left(\frac{\vec{b}_x(i,j,k) \cdot \vec{e}_x}{|\vec{b}_x(i,j,k)|}\right) \leq 45^\circ \\ \vec{b}_z(i,j,k) &= ({}^{cam}\mathbf{P}_{fid(j)} - {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}) \times ({}^{cam}\mathbf{P}_{fid(k)} - {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}) \quad \text{mit} \quad \text{acos}\left(\frac{\vec{b}_z(i,j,k) \cdot \vec{e}_z}{|\vec{b}_z(i,j,k)|}\right) \leq 90^\circ \\ \vec{b}_y(i,j,k) &= \vec{b}_z(i,j,k) \times \vec{b}_x(i,j,k) \\ \vec{b}_0(i,j,k) &= \frac{{}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)} + {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(j)} + {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(k)}}{3} \end{aligned} \quad (15)$$

Bei der Mittelung der orthogonalen Basen aller Dreiecke wird die Verteilung der Reflektorpositionen ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}$ im Raum berücksichtigt. Damit die Basen sehr nahe beieinander liegender Punkte eine geringere Gewichtung bekommen, wird für jede orthogonale Basis eines Dreiecks (i,j,k) der Delaunay-Triangulation ein Gewichtungsfaktor aus der Fläche des Dreieckes berechnet und durch die Summe der Flächeninhalte aller Dreiecke geteilt.

$$g(i,j,k) = \frac{\frac{1}{2} |({}^{cam}\mathbf{P}_{fid(j)} - {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}) \times ({}^{cam}\mathbf{P}_{fid(k)} - {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)})|}{\sum_{(l,m,n)} \frac{1}{2} |({}^{cam}\mathbf{P}_{fid(n)} - {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(l)}) \times ({}^{cam}\mathbf{P}_{fid(m)} - {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(l)})|} \quad (16)$$

Für die Mittelung werden die aus den Basen $\vec{b}_x, \vec{b}_y, \vec{b}_z$ (i,j,k) gebildeten Rotationsmatrizen in Einheitsquaternionen $q(i,j,k)$ umgerechnet. Die Quaternion ${}^{cam}\mathbf{q}_{lvr}$ wird schließlich durch eine gewichtete Aufsummierung der Quaternionen $q(i,j,k)$ aller Dreiecke der Delaunay-Triangulation D gebildet. Ebenso wird der Ursprung ${}^{cam}\mathbf{t}_{lvr}$ des Koordinatensystems lvr berechnet.

$${}^{cam}\mathbf{q}_{lvr} = \sum_{(i,j,k) \in D} g(i,j,k) \cdot q(i,j,k) \quad {}^{cam}\mathbf{P}_{lvr} = \sum_{(i,j,k) \in D} g(i,j,k) \cdot \vec{b}_0(i,j,k) \quad (17)$$

Die Einheitsquaternion ${}^{cam}\mathbf{q}_{lvr}$ wird in eine Rotationsmatrix ${}^{cam}\mathbf{R}_{lvr}$ umgewandelt und bildet schlussendlich zusammen mit der Translation ${}^{cam}\mathbf{P}_{lvr}$ die Transformationsmatrix ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}$.

Damit das Koordinatensystem lvr für die Navigation verwendet werden kann, muss es die Voraussetzung erfüllen, dass es ortsfest in der Leber liegt. Hierfür muss das Koordinatensystem mit dem oben beschriebenen Weg auf immer die exakt gleiche Art und Weise berechnet werden, d.h. es müssen dieselben Marker in der gleichen Reihenfolge mit dem gleichen Dreiecksnetz D verwendet werden. Da das optische Messsystem aber in der aktuellen Messung k nicht zwingend alle Marker der Messung $k-1$ sehen kann, muss ein zusätzlicher Rechenschritt

durchgeführt werden, um die Transformationsmatrix ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k)$ zu dem in der Leber ortsfesten Koordinatensystem lvr zu erhalten. Während der Registrierung wird die initiale Transformationsmatrix ${}^{cam0}\mathbf{T}_{lvr}(k_0)$ anhand der Reflektorpositionen ${}^{cam0}\mathbf{P}_{fid(i)}(k_0)$ berechnet. Können in den darauf folgenden Messungen k nicht alle Reflektoren gemessen werden oder liegt eine geänderte Delaunay-Triangulierung D' vor, so wird anhand der Reflektorpositionen ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}(k)$ und der Triangulierung D' zuerst die Transformationsmatrix ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr'}(k)$ bestimmt. Außerdem wird anhand der initialen Reflektorpositionen ${}^{cam0}\mathbf{P}_{fid(i)}(k_0)$ unter Verwendung der geänderten Triangulierung D' die Transformationsmatrix ${}^{cam0}\mathbf{T}_{lvr'}(k_0)$ berechnet. Somit kann die Transformationsmatrix ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k)$ für die Messung k letztendlich mit folgender Formel ausgerechnet werden:

$${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k) = {}^{cam}\mathbf{T}_{lvr'}(k) \cdot ({}^{cam0}\mathbf{T}_{lvr'}(k_0))^{-1} \cdot {}^{cam0}\mathbf{T}_{lvr}(k_0) \quad (18)$$

Zuordnung der Reflektorpositionen zweier Messungen

Eine wesentliche Voraussetzung für die Berechnung von ${}^{cam0}\mathbf{T}_{lvr'}$ ist die korrekte Zuordnung der Positionen der Reflektoren $P_j(k) = {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(j)}(k)$ der aktuellen Messung zu den Positionen $P_i(k_0) = {}^{cam0}\mathbf{P}_{fid(i)}(k_0)$ der initialen Messung. Da das optische Messsystem die Reflektorpositionen in beliebiger Reihenfolge zurückliefert, d.h. der Index der Position eines Reflektors in der Messung k_0 unterscheidet sich möglicherweise vom Index der Position desselben Reflektors in der Messung k , muss jeder Reflektorposition $P_j(k)$ eine initiale Reflektorposition $P_i(k_0)$ zugeordnet werden. Dabei müssen die zusätzlichen Fälle berücksichtigt werden, dass ein Reflektor in der Messung k nicht sichtbar ist und somit keine Position bestimmt werden kann oder dass eine Position einer Reflektion $P_j(k)$ gemessen wird, die nicht durch einen initial vorhandenen Reflektor erzeugt wurde. Erschwerend kommt hinzu, dass sich die Positionen der Reflektoren ändern können sowie der Abstand der Reflektoren zueinander durch eine Deformation des Lebergewebes geändert werden kann. Da jedoch eine falsche Zuordnung eine falsche Berechnung der Matrix ${}^{cam0}\mathbf{T}_{lvr'}$ zur Folge hat, muss unbedingt sichergestellt werden, dass die aktuell gemessenen Reflektoren korrekt zu den initial gemessenen Positionen zugeordnet werden.

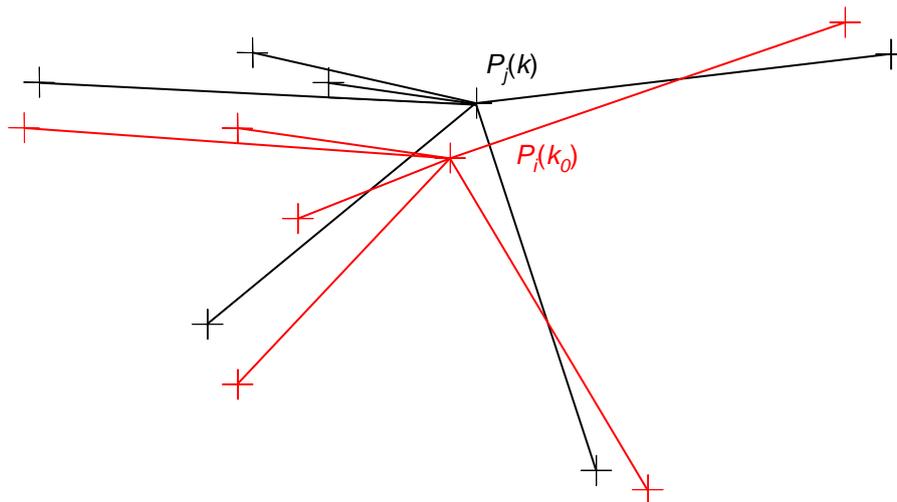


Abbildung 38: Abstand-Winkelspektrum der Punkte $P_j(k)$ und $P_i(k_0)$ zu jeweils allen anderen Punkten derselben Messung.

Aus diesem Grund wird nicht die erstbeste Zuordnung der Positionen der Reflektoren $\{P_j(k)\}$ der neuen, aktuellen Messung zu den Positionen $\{P_i(k_0)\}$ aus der initialen Messung verwendet, sondern es wird eine Vielzahl $\{Z_1, Z_2, \dots\}$ von Lösungsalternativen für das Zu-

ordnungsproblem erzeugt (Abbildung 38). Aus dieser Menge von Lösungsalternativen wird dann die Zuordnung $Z(k) = \{(P_j(k), P_i(k_0))\}$ bestimmt, die anhand der im Folgenden definierten Strategien mit hoher Wahrscheinlichkeit auch wirklich korrekt ist und kein falsches Zuordnungspaar enthält.

Die Zuordnung der Punkte aus der Messung k zu den Punkten aus der Messung k_0 basiert auf dem Abstands-Winkelspektrum eines jeden Punktes (Abbildung 39). Darin ist die Annahme enthalten, dass sich die Abstände sowie die Winkel eines Punktes $P_j(k)$ zu allen anderen Punkten nur innerhalb bestimmter Grenzen ändern. Deshalb wird für die Abstandsänderung eine absolute Abweichung von 20 mm und eine relative Abweichung von 20% zugelassen.

Für den gerichteten Winkel einer Kante zwischen zwei Punkten wird eine Differenz von maximal 30° zum Drehwinkel zwischen beiden Messungen erlaubt. Kanten zwischen zwei Punkten, die kürzer als 10 mm sind oder eine Länge von 100 mm überschreiten, werden dabei aus dieser Bewertung herausgehalten. Bei der Zuordnung der einzelnen Punkte zueinander werden verschiedene Strategien angewandt, um die zueinander gehörenden Punkte schnellstmöglich zu identifizieren, ohne alle möglichen Kombinationen auszuprobieren.

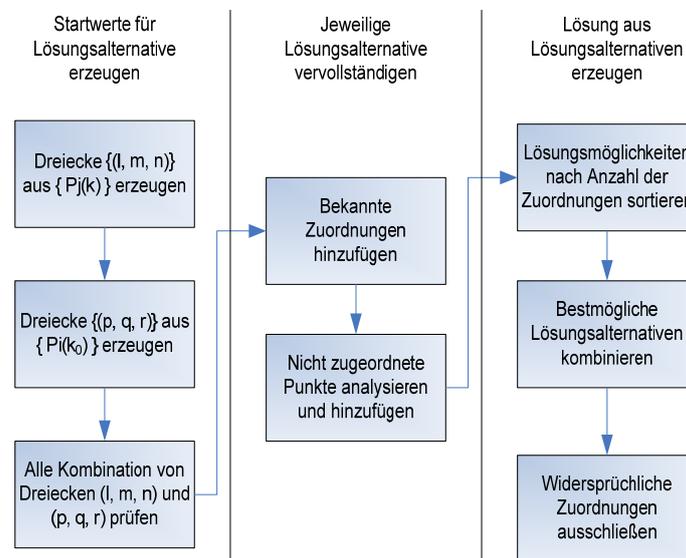


Abbildung 39: Verfahren zur Zuordnung von Punkten durch Erzeugung von Lösungsalternativen und Kombination der Gesamtlösung.

Um eine Lösungsmöglichkeit zu erzeugen, werden zuerst immer mindestens 3 Zuordnungen benötigt, um danach sukzessive weitere Zuordnungen zu der Lösungsmöglichkeit hinzufügen zu können. Bei der Annahme, dass jeweils n Reflektorpositionen in den beiden Messungen k und k_0 vorkommen, existieren $n^3 \cdot n^3$ viele Variationen, um jeweils 3 Punkte von $P_i(k_0)$ zu 3 Punkten von $P_j(k)$ zuzuordnen. Davon sind jedoch höchstens $\frac{n!}{2 \cdot (n-3)!}$ Variationen korrekt, was zum Beispiel schon bei $n = 6$ ein Verhältnis von 46656 : 120 bedeutet. Um die Anzahl der zu testenden Variationen stark zu reduzieren, wird eine Heuristik verwendet. Diese liegt der Annahme zu Grunde, dass drei möglichst eng beieinander liegende Punkte mit hoher Wahrscheinlichkeit auch in der initialen Messung k_0 zu finden sind. Deshalb werden ausgehend von den kleinsten Abständen zwischen $P_l(k)$ und $P_m(k)$ die Dreiecke (l, m, n) mit den kleinsten Umfängen gesucht, solange bis für jeden Punkt $\{P_i(k)\}$ der Messung k mindestens ein Dreieck gefunden ist (Abbildung 39).

Jedes dieser Dreiecke (l, m, n) aus den Punkten der Messung k wird jetzt probeweise allen möglichen Dreiecken (p, q, r) aus den Punkten $\{P_i(k_0)\}$ der Messung k_0 zugeordnet, wobei

auch die jeweilige Zuordnung der Punkte l, m, n zu p, q, r variiert wird. Für jede diese Zuordnungen wird geprüft, ob die folgenden Bedingungen erfüllt sind. Falls ja, bilden die beiden zugeordneten Dreiecke die Ausgangsbasis für eine Zuordnung, zum Beispiel $Z_2 = \{ (m,p), (l,q), (n,r) \}$. Dafür darf sich jedoch der Abstand von jeweils zwei Punkten um nicht mehr als 20 mm oder nicht mehr als 20% gegenüber dem ursprünglichen Abstand während der Messung k_0 ändern.

$$\begin{aligned} & | | P_m(k) - P_n(k) | - | P_p(k_0) - P_q(k_0) | | \leq 20 \text{ mm} && \text{oder} \\ & | | P_m(k) - P_n(k) | - | P_p(k_0) - P_q(k_0) | | \leq 20\% \cdot | P_p(k_0) - P_q(k_0) | \end{aligned} \quad (19)$$

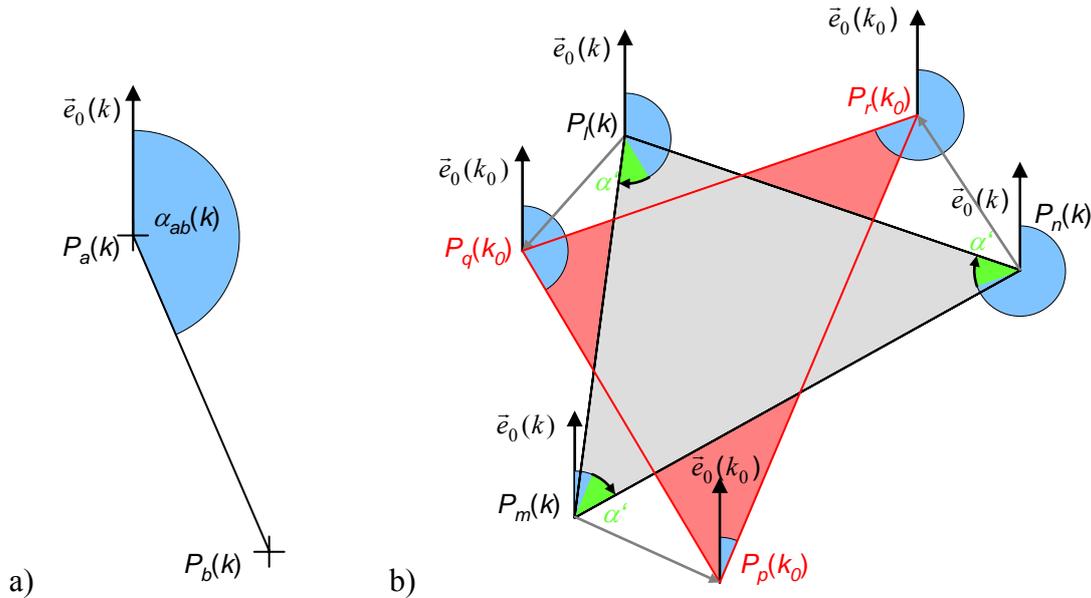


Abbildung 40: a) Der gerichtete Winkel $\alpha_{ab}(k)$ für die Kante zwischen den Punkten $P_a(k)$ und $P_b(k)$ wird bezüglich der Haupttrichtung $\vec{e}_0(k)$ bestimmt. b) Die durchschnittliche Änderung der gerichteten Winkel zwischen den Dreiecken (l, m, n) und (q, p, r) ist α' .

Als weitere Bedingung wird der gerichtete Winkel jeweils zwischen den Kanten des Dreiecks l, m, n und des Dreiecks p, q, r geprüft. Der gerichtete Winkel $\alpha_{ab}(k)$ wird dabei für jede Kante zwischen den Punkten $P_a(k)$ und $P_b(k)$ bezüglich des Haupttrichtungsvektors $\vec{e}_0(k)$ berechnet (Abbildung 40a). Bei allen zugeordneten Kanten der Dreiecke (l, m, n) und (p, q, r) sollte sich der gerichtete Winkel in etwa um den gleichen Betrag ändern (Abbildung 40b).

$$| \alpha_{mn}(k) - \alpha_{pq}(k_0) - \alpha' | \leq 30^\circ \quad (20)$$

Der Winkel α' beschreibt dabei die durchschnittliche Änderung der gerichteten Winkel der jeweils zugeordneten Kanten der beiden Dreiecke. Es darf sich dementsprechend der Winkel einer Kante zwischen der Messung k_0 und der Messung k nur innerhalb des Intervalls $\alpha' \pm 30^\circ$ ändern.

Eine Vorbedingung für die Berechnung der gerichteten Winkel aller Kanten, welche zwischen den Punkten $\{ P_j(k) \}$ und zwischen den Punkten $\{ P_i(k_0) \}$ verlaufen, ist die Berechnung der Haupttrichtungsvektoren $\vec{e}_0(k)$ beziehungsweise $\vec{e}_0(k_0)$. Der Haupttrichtungsvektor ist dabei parallel zur Ebene, in der sich alle Punkte $\{ P_j(k) \}$ beziehungsweise $\{ P_i(k_0) \}$ näherungsweise befinden. Die Ebennormalen $\vec{n}(k)$ und $\vec{n}(k_0)$ werden hierbei aus dem Durchschnitt der Normalvektoren aller möglicher Dreiecke aus den Punkten $\{ P_j(k) \}$ oder $\{ P_i(k_0) \}$ bestimmt. Zusätzlich wird der Normalenvektor eines jeden Dreiecks so bestimmt, dass er mit der z-Achse des Koordinatensystems cam des optischen Messsystems einen Winkel von weniger

als 90° bildet. Andernfalls wird der Normalenvektor negiert. Der Hauptrichtungsvektor wird danach anhand von $\vec{e}_0(k) = (0 \ 1 \ 0)^T \times \vec{n}(k)$ beziehungsweise anhand von $\vec{e}_0(k_0) = (0 \ 1 \ 0)^T \times \vec{n}(k_0)$ berechnet. Für die Berechnung des gerichteten Winkels $\alpha_{ab}(k)$ der Kante zwischen den beiden Punkten $P_a(k)$ und $P_b(k)$ wird der Richtungsvektor $\Delta\vec{p}_{ab} = P_b(k) - P_a(k)$ in ein Koordinatensystem transformiert, in welchem $\vec{e}_0(k)$ die x-Achse und $\vec{n}(k)$ die z-Achse bilden.

$$\begin{aligned} {}^e\mathbf{R}_{cam}(k) &= (\vec{e}_0(k) \quad \vec{n}(k) \times \vec{e}_0(k) \quad \vec{n}(k)) \\ \vec{e}_{ab}(k) &= {}^e\mathbf{R}_{cam}(k) \cdot \Delta\vec{p}_{ab}(k) \end{aligned} \quad (21)$$

Die Berechnung des gerichteten Winkels erfolgt nunmehr nur noch anhand der x- und der y-Komponente des Vektors $\vec{e}_{ab}(k) = (x \ y \ z)$ entsprechend der Berechnung des Winkels von Polarkoordinaten durch die programmtechnische Funktion atan2 oder die arctan-Funktion und eine Fallunterscheidung.

$$\alpha_{ab(k)} = \begin{cases} \arctan\left(\frac{x}{y}\right) & \text{für } x > 0 \text{ und } y \geq 0 \\ \arctan\left(\frac{x}{y}\right) + 2\pi & \text{für } x < 0 \text{ und } y \geq 0 \\ \arctan\left(\frac{x}{y}\right) + \pi & \text{für } x < 0 \\ \frac{1}{2}\pi & \text{für } x = 0 \text{ und } y > 0 \\ \frac{3}{2}\pi & \text{für } x = 0 \text{ und } y < 0 \\ 0 & \text{für } x = 0 \text{ und } y = 0 \end{cases} \quad (22)$$

Wenn die Differenz zweier oder der Durchschnitt mehrerer gerichteter Winkel berechnet wird, muss beachtet werden, dass der gerichtete Winkel stets im Intervall $[0; 2\pi)$ bleibt. Werte kleiner 0 oder größer gleich 2π müssen durch die Addition beziehungsweise Subtraktion von 2π wieder in den gültigen Wertebereich gebracht werden. Außerdem muss beim Bilden des Durchschnitts α_{12} zweier Winkel α_1 und α_2 , deren Wert sich um mehr als π oder 180° unterscheidet, beachtet werden, dass das Ergebnis noch um 180° gedreht wird (Abbildung 41b).

$$\alpha_{12} = \begin{cases} \frac{\alpha_1 + \alpha_2}{2} & \text{für } |\alpha_1 - \alpha_2| \leq \pi \\ \frac{\alpha_1 + \alpha_2 + 2\pi}{2} & \text{für } |\alpha_1 - \alpha_2| > \pi \end{cases} \quad (23)$$

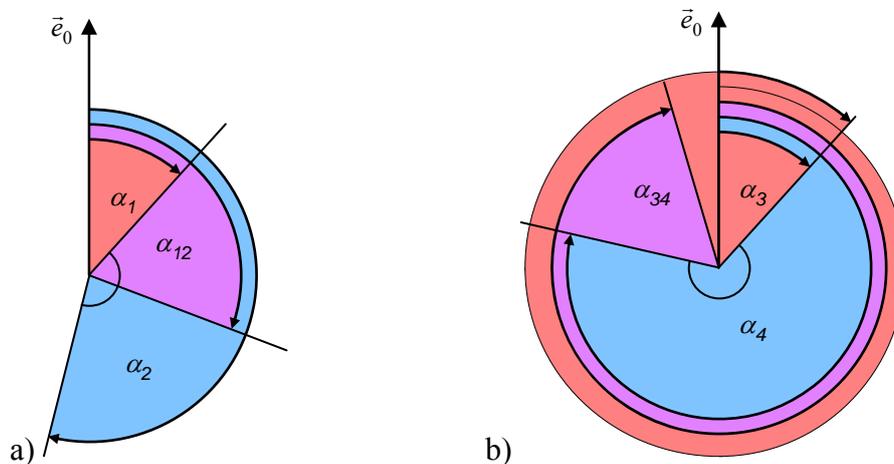


Abbildung 41: a) Bei zwei gerichteten Winkeln, die einen Winkel kleiner 180° einschließen, erfolgt die Durchschnittsbildung normal. b) Andernfalls muss der kleinere Wert um 2π vergrößert werden.

Im Fall der Durchschnittsbildung von mehreren gerichteten Winkeln muss bei der Aufsummierung aller Winkel das Intervall von $[0; 2\pi)$ für jede Addition der mittleren Winkel aller bisherigen Werte mit dem nächsten Winkel sichergestellt werden (Abbildung 41b).

Für eine Zuordnung S_n von Punkten aus der Menge $\{P_j(k)\}$ zu Punkten der Menge $\{P_i(k_0)\}$ erfolgt die Berechnung des durchschnittlichen Drehwinkels $\alpha'(S_n)$ aus der jeweiligen Differenz der gerichteten Winkel aller möglichen Kanten aus $\{P_j(k)\}$ und der gerichteten Winkel aller möglichen Kanten aus $\{P_i(k_0)\}$. Dabei müssen die obigen Rechenregeln für gerichtete Winkel stets beachtet werden.

$$\alpha'(S_n) = \mathcal{O}(\alpha_{ik}(k_0) - \alpha_{jl}(k)) \quad \forall (i,j) \times (k,l) \in S_n \times S_n \quad (24)$$

Dabei wird die Annahme gemacht, dass für eine korrekte Zuordnung S_n der Punkte der Messung k_0 zu den Punkten der Messung k der gerichtete Winkel für alle möglichen Kanten der Zuordnung um nicht mehr als 30° vom Wert $\alpha'(S_n)$ abweicht.

Falls eine Zuordnung eines Dreiecks aus drei beliebigen Punkten aus $\{P_j(k)\}$ zu einem der aus der Menge der Punkte $\{P_i(k_0)\}$ gebildeten Dreiecke die Bedingungen für die Längenänderung und Winkelabweichung erfüllt, wird diese Zuordnung im Folgenden durch S_n bezeichnet. Diese Zuordnung, die bisher nur die drei durch die beiden Dreiecke gebildeten Paare enthält, wird nun in mehreren Schritten erweitert. Zuerst werden bekannte Zuordnungen aus den Messungen $k-1$ hinzugefügt, deren Positionen sich nur geringfügig geändert haben. Hierbei wird angenommen, dass sich ein Reflektor auf der Leberoberfläche nur mit maximal 2 cm pro Sekunde im Koordinatensystem *cam* des optischen Messsystems bewegt. Basierend auf der Zeitdifferenz $t(k) - t(k-1)$ der letzten beiden Messungen ergibt sich die maximal mögliche Verschiebung eines Reflektors $\Delta d_{max} = 20 \text{ mm/s} \cdot (t(k) - t(k-1))$. Ist der Abstand zweier Punkte $P_l(k)$ und $P_m(k-1)$ kleiner als Δd_{max} und sind die Abstände des Punktes $P_l(k)$ zu allen anderen Punkten aus $\{P_n(k-1)\}$ gleichzeitig größer als Δd_{max} , so wird entsprechend der bekannten Zuordnung $(P_m(k-1), P_i(k_0))$ die Zuordnung $(P_l(k), P_i(k_0))$ zur Menge S_n hinzugefügt.

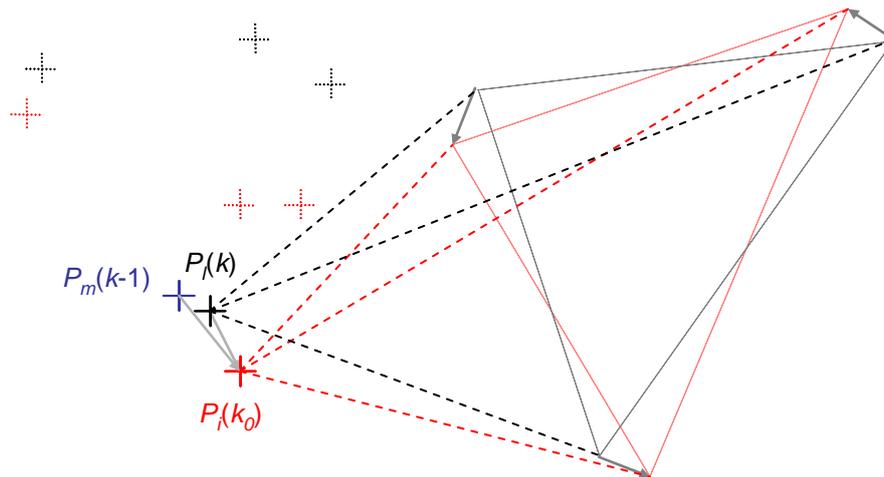


Abbildung 42: Beim Einfügen der neuen Zuordnung $(P_l(k), P_i(k_0))$, die über die Zuordnung des Punktes $P_m(k-1)$ der vorherigen Messung bekannt ist, werden alle Kanten (gestrichelte Linien) zu den bereits in S_n enthaltenen Zuordnungen auf ihre maximale Längen- und Winkeländerung überprüft.

Beim Hinzufügen jeder Zuordnung zur Menge S_n wird geprüft, ob alle Kanten zwischen $P_i(k_0)$ beziehungsweise $P_l(k)$ und den restlichen in S_n bereits zugeordneten Punkten die oben definierte maximale Längenänderung und Winkelabweichung einhalten (Abbildung 42). Andernfalls wird die Zuordnung $(P_l(k), P_i(k_0))$ nicht zu S_n hinzugefügt. Nachdem alle aus der vorher-

reduziert. Erst danach oder bei gar keinem gefundenen Kandidaten für alle noch nicht zugeordneten Punkte aus $\{P_j(k)\}$ wird die Analyse abgebrochen.

Die durch diese Vorgehensweise erzeugte Menge von Zuordnungen S_n wird jeweils als Lösungsalternative abgespeichert. Alle auf Basis der Kombination der Dreiecke erzeugten Lösungsalternativen werden nach der Anzahl der Zuordnungen sortiert. Danach werden alle Lösungsalternativen mit den meisten Zuordnungen betrachtet. Diese werden auf mehrfach gefundene Zuordnungen von Punkten der Messung k zu Punkten der Messung k_0 und widersprüchlich zugeordnete Punkte untersucht. Eine Zuordnung zwischen einem Punkt $P_j(k)$ und einem Punkt $P_i(k_0)$ wird erst dann als gültig akzeptiert, wenn sie in mindestens zwei Lösungsalternativen gefunden und keine widersprüchliche Zuordnung festgestellt wurde, in der der Punkt $P_j(k)$ zu verschiedenen Punkten aus $\{P_i(k_0)\}$ zugeordnet wurde (oder umgekehrt).

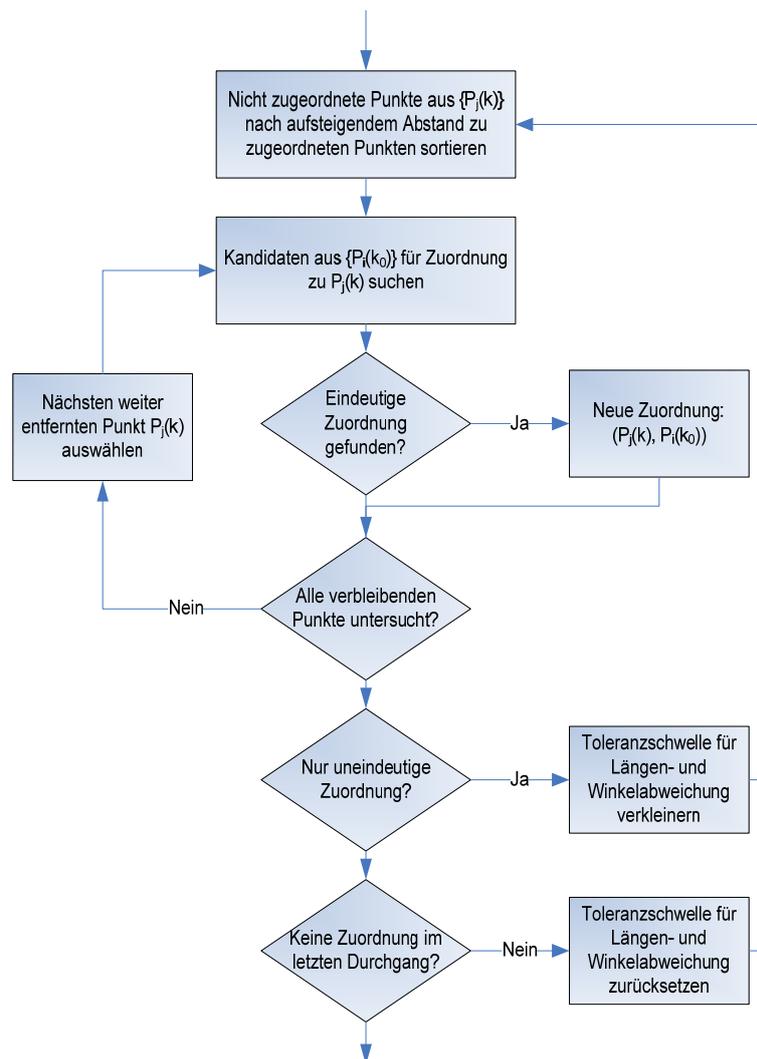


Abbildung 44: Bei der Analyse noch nicht zugeordneter Punkte werden Punkte nahe den bereits zugeordneten zuerst untersucht. Dabei werden eindeutige Zuordnungen sofort zu S_n hinzugefügt.

Falls widersprüchliche Zuordnungen existieren, muss für diesen Punkt mindestens eine korrekte Zuordnung für jede widersprüchliche Zuordnung zusätzlich in den Lösungsalternativen vorkommen, andernfalls wird die Zuordnung als nicht korrekt betrachtet. Falls in den Lösungsmöglichkeiten mit den meisten Zuordnungen keine eindeutige Lösung gefunden werden kann, werden die Lösungsalternativen mit den zweit- und drittmeisten Zuordnungen nacheinander dazugenommen. Kann für mehr als die Hälfte der momentan sichtbaren Reflektormar-

ker $\{{}^{cam}\mathbf{P}_{fid(j)}(k)\}$ keine Zuordnung gefunden werden, kann die Lage der Leber ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k)$ nicht bestimmt werden und die Leber wird als nicht sichtbar definiert.

Existieren für die Mehrzahl der Positionen ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(j)}(k)$ ausreichend viele übereinstimmende Lösungsalternativen wird schlussendlich eine Menge $Z(k)$ von Zuordnungen der Punkte aus der Messung k zu den Punkten aus der Messung k_0 gefunden. Mit diesen zugeordneten Punktpaaren kann durch die oben beschriebene Methode die Koordinatentransformation ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}$ berechnet werden.

5.3.3 Registrierung zwischen präoperativer Bildgebung und intraoperativer Lage

Die Registrierung hat das Ziel, eine räumliche Zuordnung zwischen dem Planungsmodell und der Leber des Patienten zu definieren, so dass die Lage der Instrumente relativ zur Leber im Planungsmodell angezeigt werden kann. Die wichtigste Voraussetzung hierfür ist die Messung der räumlichen Lage mittels des optischen Positionsmesssystems. Die Position der Instrumente kann dann durch die bei der Registrierung bestimmte Transformation auf eine Position im Koordinatensystem des Planungsmodells *mod* übertragen werden.

Während der Registrierung erfolgt die Bestimmung der Transformation dabei durch die eindeutige Zuordnung mehrerer identischer Punkte, so genannter Landmarken, an der Leber und im Planungsmodell oder alternativ der Definition einer identischen räumlichen Lage an der Leber und im Planungsmodell. Da es sehr schwierig und in vielen Fällen unmöglich ist, mehrere im Planungsmodell definierte Landmarken auf der Leberoberfläche exakt wieder zu finden, wird stattdessen ein Ultraschallbild gewählt, um eine im Planungsmodell und an der Leber identische Lage zu definieren. Mithilfe des Ultraschalls ist es möglich, die Lage von Blutgefäßen in der Leber zueinander zu erkennen. Diese beschreibt eine bestimmte räumliche Position in der Leber wesentlich genauer als ein Punkt auf der glatten, unstrukturierten Oberfläche der Leber. Die im Ultraschallbild abgebildeten Blutgefäße können anhand ihrer Entfernung zueinander die Lage des Ultraschallbildes im Planungsmodell definieren, indem im Planungsmodell eine Bildebene gefunden wird, welche die Blutgefäße so schneidet, dass sie die gleiche Entfernung zueinander haben. Hierfür eignen sich vor allem Ultraschallbilder, die eine Verzweigung von Gefäßen abbilden und somit eine eindeutige und genaue räumliche Zuordnung der Bildebene des Ultraschallbildes erlauben.

Aus technischer Sicht muss für den Registrierungsvorgang ein Ultraschallbild aufgenommen werden, dessen räumliche Lage zur Leber bekannt ist. Dieses muss danach im Planungsmodell so ausgerichtet werden, dass die im Ultraschallbild abgebildeten Blutgefäße mit den durch die Bildebene geschnittenen Gefäßen im Planungsmodell übereinstimmen. Da der Chirurg eine gute Kenntnis der Struktur der Blutgefäße besitzt, kann er die im Ultraschallbild abgebildeten und im Planungsmodell dargestellten Blutgefäße einander zuordnen. Mittels der 6D-Maus ist der Benutzer außerdem in der Lage, eine räumliche Lage zu definieren, indem das Ultraschallbild im Planungsmodell verschoben und gedreht wird, so dass die im Ultraschallbild sichtbaren Strukturen mit denen im Planungsmodell übereinstimmen (Abbildung 45).

Während eines chirurgischen Eingriffs stellt das Ausrichten und Verschieben des Ultraschallbildes innerhalb des Planungsmodells jedoch eine große Anforderung an den Chirurgen dar, da gleichzeitig sowohl die Stelle der Leber bestimmt werden muss, als auch eine genügend genaue Ausrichtung des Ultraschallbildes erreicht werden muss.

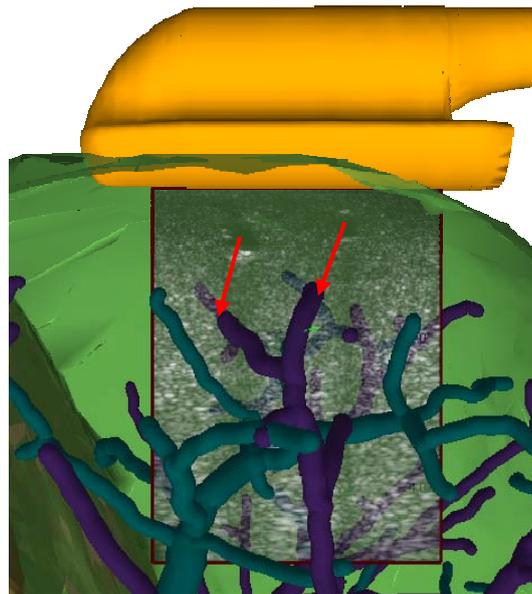


Abbildung 45: Ausrichten eines Ultraschallbildes im Planungsmodell. Die im Ultraschallbild sichtbaren Blutgefäße werden mit den Blutgefäßen im Planungsmodell in Übereinstimmung gebracht.

Aus diesem Grund wird der Registrierungsprozess in mehrere Schritte unterteilt, bei denen der Chirurg zuerst eine grobe Registrierung herstellt, die danach präzisiert wird. Zusätzlich werden verschiedene Aufgaben ausgeführt, die notwendig sind, um die navigierten Instrumente zu verwenden und damit eine ausreichend genaue Registrierung zu erreichen (Abbildung 46).

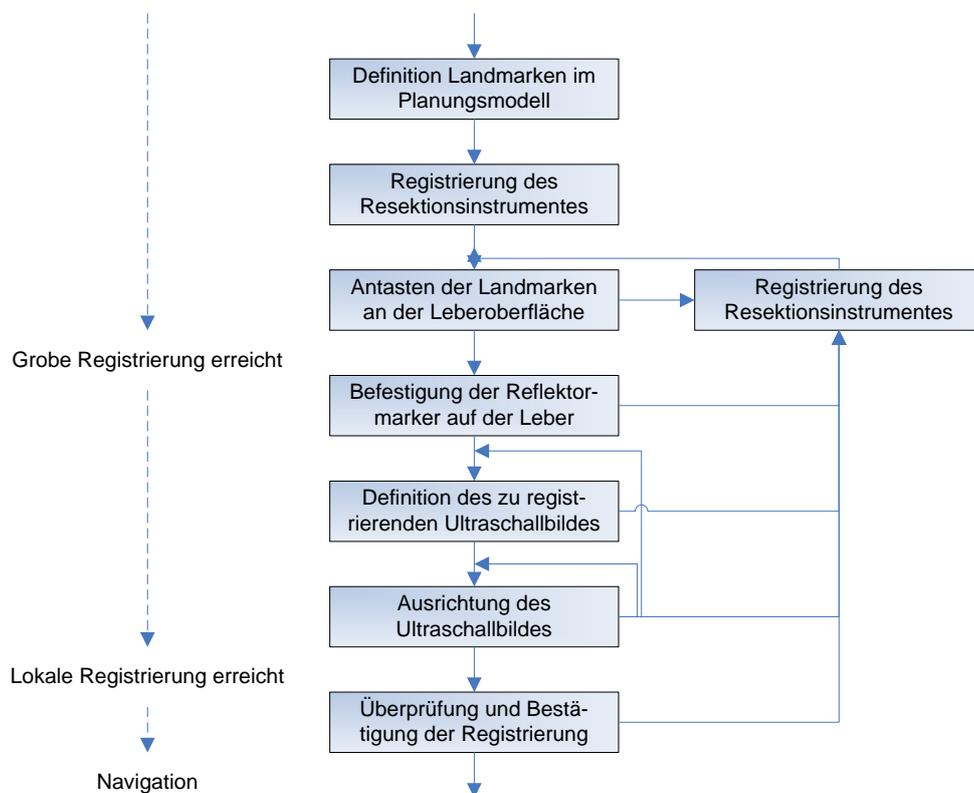


Abbildung 46: Ablauf der Registrierung in Einzelschritten. Durch die Registrierung des Resektionsinstrumentes kann die Registrierung jederzeit von vorn begonnen werden.

Die Registrierung beginnt mit dem Wechsel in den Bedienabschnitt Registrierung. Die Reihenfolge der Registrierungsschritte ist in Tabelle 25 aufgeführt. Der Benutzer wird durch eine Meldung mit dem jeweils durchzuführenden Registrierungsschritt durch den Registrierungsvorgang geleitet.

Im ersten Schritt werden die Landmarken im Planungsmodell definiert, indem der Chirurg auf die entsprechende Stelle am Touch-Bildschirm drückt. Alle nachfolgenden Schritte erfolgen durch Interaktion mittels der navigierten Instrumente.

Die Registrierung des Resektionsinstrumentes wird durchgeführt um die korrekte Kalibrierung des Resektionsinstrumentes zu überprüfen. Mit diesem Schritt wird die Registrierung der präoperativen Bildgebung mit der Lage der Leber eingeleitet. Im späteren Verlauf kann dieser Schritt jederzeit wiederholt werden, um die Registrierung von vorn zu beginnen.

Die Registrierung der Lage der Leber mit dem Planungsmodell erfolgt in drei Schritten. Zuerst wird eine grobe Registrierung erreicht, indem die vorher definierten anatomischen Landmarken auf der Leberoberfläche angetastet werden. Die damit erreichte Registrierung wird durch die folgende Registrierung eines Ultraschallbildes noch präzisiert. Zuerst legt der Chirurg das für die Registrierung zu verwendende Ultraschallbild fest. Durch ein kurzes Stillhalten der Ultraschallsonde wird die Anzeige der Ultraschallbilder angehalten. Damit kann im Folgenden Schritt das ausgewählte Ultraschallbild durch die 6D-Maus im Planungsmodell ausgerichtet werden.

Die Registrierung wird durch die Bestätigung durch den Chirurgen, dass eine korrekte Registrierung erreicht wurde, abgeschlossen.

Tabelle 25: Schritte zur Durchführung der Registrierung.

| Registrierungsschritt | Beschreibung |
|---|--|
| Definition der Landmarken im Planungsmodell | 4 Landmarken werden auf der Leberoberfläche im Planungsmodell mithilfe des Touchs festgelegt |
| Registrierung des Resektionsinstrumentes | Kalibrierung des Dissektor-Handstücks wird überprüft, indem die Spitze des Resektionsinstrumentes in die Mulde im Lokalisator der Ultraschallsonde gehalten wird |
| Registrierung der Landmarken auf der Leber | Messung der 4 Landmarken auf der Oberfläche der Leber mittels dem Resektionsinstrument |
| Befestigung der Reflektormarker an der Leber | Befestigung von 5 bis 10 Reflektormarkern auf der Leberoberfläche |
| Definition des zu registrierenden Ultraschallbildes | Bestimmung eines Ultraschallbildes für die Registrierung durch Halten der Ultraschallsonde |
| Registrierung des Ultraschallbildes | Ausrichtung des Ultraschallbildes im Planungsmodell mithilfe der 6D-Maus |
| Bestätigung der Registrierung | Bestätigung der Registrierung durch Halten des Resektionsinstrumentes auf der Leberoberfläche |

Im Folgenden werden die einzelnen Registrierungsschritte beschrieben.

Definition der Landmarken

Die vier Landmarken werden auf der Leberoberfläche des Planungsmodells definiert und somit die Positionen ${}^{mod}\mathbf{P}_{mrk(i)}$ festgelegt (Abbildung 47). Der Chirurg wählt hierfür besonders markante Punkte wie den Einschnitt des Ligamentum falciforme oder die untere (kaudale) Spitze der Leber. Die Landmarken werden im Planungsmodell durch Kugeln dargestellt. Diese können über ein Antippen des Touchs an der entsprechenden Stelle auf dem Planungsmodell platziert werden. Durch die Unterscheidung zwischen Antippen (kurz, eine Position) und Verschieben (lang, Verschieben des Fingers auf dem Touch) kann das Planungsmodell auch während der Definition der Landmarken gedreht werden, um die richtige Stelle zu finden. Nach dem Platzieren der Landmarken können diese auf der Oberfläche der Leber des Planungsmodells verschoben werden.

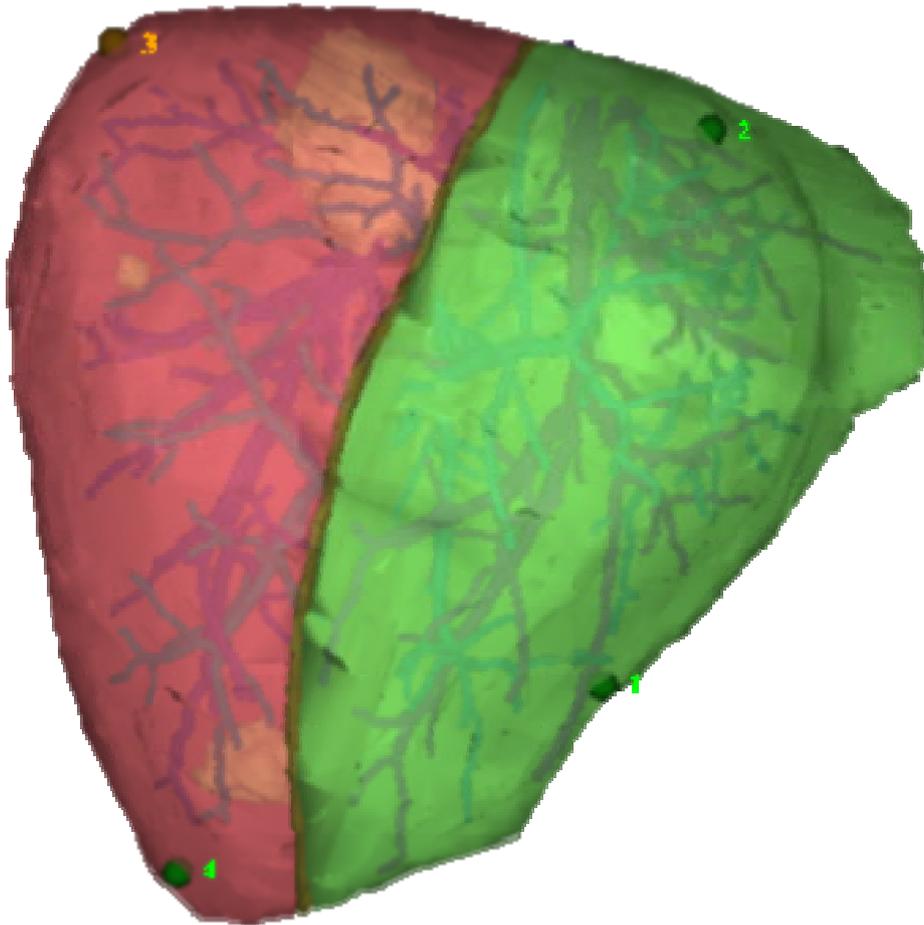


Abbildung 47: Landmarken werden im Planungsmodell als grüne Kugeln dargestellt. Der Chirurg kann die gerade anzutastende Landmarke am orangen Blinken erkennen.

Registrierung des Resektionsinstrumentes

Die Lagebeziehung ${}^{ins}\mathbf{T}_{tcp}$ zwischen dem Lokalisator des Resektionsinstrumentes und dessen Spitze wird einmalig durch eine Kalibrierung bestimmt. Um auszuschließen, dass die Spitze des Instrumentes verformt ist oder ein anderes Instrument verwendet wird, wird diese Kalibrierung überprüft. Hierfür befindet sich im Lokalisator der Ultraschallsonde eine Mulde an der Stelle ${}^{us}\mathbf{P}_{reg}$ (Abbildung 48). Zum Registrieren wird die Spitze des Resektionsinstrumentes in die Mulde gehalten. Somit kann die Position der Spitze des Dissektor-Handstücks sowohl über den Lokalisator der Ultraschallsonde als auch über den Lokalisator des Handstücks bestimmt werden. Im Idealfall gilt ${}^{cam}\mathbf{T}_{us} \cdot {}^{us}\mathbf{P}_{reg} = {}^{cam}\mathbf{T}_{ins} \cdot {}^{ins}\mathbf{T}_{tcp} \cdot (0 \ 0 \ 0 \ 1)^T$. Aufgrund von

möglichen Messungenauigkeiten und einer kleinen Verbiegung der Instrumentenspitze wird eine Abweichung von maximal 3 mm zugelassen. Dementsprechend gilt:

$$|{}^{cam}\mathbf{T}_{us} \cdot {}^{us}\mathbf{P}_{reg} - {}^{cam}\mathbf{T}_{ins} \cdot {}^{ins}\mathbf{T}_{tcp} \cdot (0 \ 0 \ 0 \ 1)^T| \leq 3 \text{ mm} \quad (26)$$

Das System erkennt diesen Zustand über die Positionsmessung automatisch und zeigt eine entsprechende Meldung mit einer Fortschrittsanzeige an, die nach 2 Sekunden komplett ist. Wurde die oben genannte Bedingung immer erfüllt, wird die Registrierung des Resektionsinstrumentes abgeschlossen.

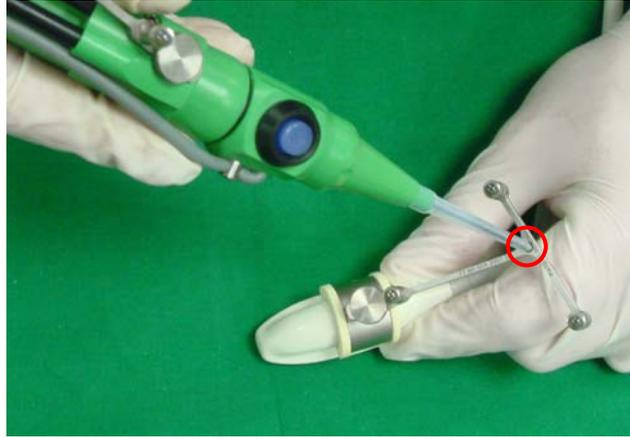


Abbildung 48: Registrierung der Spitze des Resektionsinstrumentes in der Mulde des Lokalisators an der Ultraschallsonde.

Eine Registrierung des Resektionsinstrumentes kann während des gesamten Bedienabschnittes der Registrierung durchgeführt werden und hat eine Zurücksetzung des Registrierungs Vorganges bis zu diesem Punkt zur Folge, d.h. alle Schritte der Landmarkenregistrierung müssen wiederholt werden. Auch während der Navigation kann eine Registrierung des Resektionsinstrumentes durchgeführt werden, wobei der Bedienabschnitt in die Registrierung wechselt und eine erneute Bestätigung der Registrierung erforderlich ist. Erst durch eine zweite Registrierung des Resektionsinstrumentes wird der komplette Registrierungs Vorgang ab diesem Punkt von vorn begonnen.

Landmarkenregistrierung

Um eine grobe räumliche Zuordnung zwischen Planungsmodell und der Leber des Patienten zu erreichen, wird eine Landmarkenregistrierung durchgeführt. Hierfür werden auf dem Planungsmodell 4 Landmarken ${}^{mod}\mathbf{P}_{mrk1}$, ${}^{mod}\mathbf{P}_{mrk2}$, ${}^{mod}\mathbf{P}_{mrk3}$ und ${}^{mod}\mathbf{P}_{mrk4}$ positioniert, die danach auf der Leberoberfläche in der vorgegebenen Reihenfolge mit der Spitze des Dissektor-Instrumentes angetastet werden. Das Antasten wird durch das System automatisch erkannt, wenn alle Bedingungen für die Interaktion Halten des Resektionsinstrumentes erfüllt sind. In diesem Fall wird eine Meldung über die Registrierung der Landmarke für $t(k_{mes1}) - t(k_{mes0}) = 2$ Sekunden zusammen mit einer Fortschrittsanzeige angezeigt. Dann wird der Punkt ${}^{cam}\mathbf{P}_{mrk(i)}$ anhand der Messungen k_{mes0} bis k_{mes1} des Positionsmesssystems wie folgt berechnet:

$${}^{cam}\mathbf{P}_{mrk(i)} = \frac{1}{k_{mes1} - k_{mes0} + 1} \sum_{i=k_{mes0}}^{k_{mes1}} {}^{cam}\mathbf{T}_{ins}(i) \cdot {}^{ins}\mathbf{T}_{tcp} \cdot (0 \ 0 \ 0 \ 1)^T \quad (27)$$

Nachdem die erste Landmarke registriert wurde, werden für alle folgenden Landmarken die Abstände zu den bisher angetasteten Landmarken überprüft. Da der Chirurg die auf dem Planungsmodell definierten Landmarken nicht genau auf der Leberoberfläche wieder finden kann, lässt die Landmarkenregistrierung der Leber eine Ungenauigkeit zu. Der Abstand der neu registrierten Landmarke zu einer bereits registrierten Landmarke darf dabei 66% des Abstands zwischen diesen Landmarken im Planungsmodell nicht unterschreiten und 150% dieses Abstands nicht überschreiten. Der Abstand $d_{ist} = |{}^{cam}\mathbf{P}_{mrk(i)} - {}^{cam}\mathbf{P}_{mrk(j)}|$ zwischen der gerade angetasteten Landmarke i und der bereits angetasteten Landmarke j ist abhängig vom vorgegebenen Abstand $d_{soll} = |{}^{mod}\mathbf{P}_{mrk(i)} - {}^{mod}\mathbf{P}_{mrk(j)}|$. Die Position der neuen Landmarke ist zulässig, falls die folgende Bedingung erfüllt ist:

$$\frac{2}{3}d_{soll} \leq d_{ist} \leq \frac{3}{2}d_{soll} \quad (28)$$

Wenn die vierte Landmarke registriert wird, werden außerdem die Winkel zwischen den Kanten, welche zwischen den Landmarken im Planungsmodell liegen und den Kanten zwischen den registrierten Landmarken auf der Leber verglichen. Eine Abweichung von mehr als 30° wird dabei nicht zugelassen. Wird während der Registrierung einer Landmarke die Abstandsbedingung verletzt oder der Grenzwert für die Winkeländerung überschritten, wird dem Benutzer eine Meldung angezeigt, solange das Resektionsinstrument still gehalten wird. Somit erhält der Benutzer eine Rückmeldung, warum die durch ihn angetastete Landmarke nicht registriert wird.

Die Transformation ${}^{cam}\mathbf{T}'_{mod}$ wird mittels eines Optimierungsalgorithmus nach dem Down-Hill-Simplex-Verfahren berechnet, der die aufsummierte, quadratische Entfernung zwischen ${}^{cam}\mathbf{P}_{mrk(i)}$ und ${}^{cam}\mathbf{T}'_{mod} \cdot {}^{mod}\mathbf{P}_{mrk(i)}$ für alle vier Landmarken minimiert.

$$\sum_{i=1}^4 \left| {}^{cam}\mathbf{T}'_{mod} \cdot {}^{mod}\mathbf{P}_{mrk(i)} - {}^{cam}\mathbf{P}_{mrk(i)} \right|^2 \xrightarrow{{}^{cam}\mathbf{T}'_{mod}} \min \quad (29)$$

Die durch die Landmarkenregistrierung zulässige Genauigkeit ist von der Definition der Landmarken am Planungsmodell abhängig. Diese werden normalerweise am Ligamentum falciforme, als am besten zu findende Landmarke, sowie an den äußeren Extrempunkten abhängig von der von vorn sichtbaren Kontur der Leber definiert. Je nach Größe der Leber kann die maximale Abweichung somit im Bereich von mehreren Zentimetern liegen. Die Prüfung der oben genannten Bedingung wird aus diesem Grund auch nur zur Plausibilitätsprüfung verwendet, um eine fehlerhafte Landmarkenregistrierung auszuschließen, nicht um eine bestimmte Genauigkeit zu erreichen. Allein der Chirurg kann das genaue Antasten der Landmarken beeinflussen. Hierbei wird eine Genauigkeit von zwei Zentimetern für jede Landmarke angenommen. Dies resultiert aufgrund der Verwendung von vier Landmarken durchschnittlich jedoch in einer etwas geringeren Gesamtabweichung, die jedoch für die Instrumentennavigation trotzdem unzureichend ist. Die Landmarkenregistrierung dient somit ausschließlich dazu, eine ungefähre Registrierungsmatrix ${}^{cam}\mathbf{T}'_{mod}$ zu erreichen und die folgende Registrierung des Ultraschallbildes zu vereinfachen. Da das Koordinatensystem cam des Positionsmesssystems als Basis für die Landmarkenregistrierung dient, darf das Positionsmesssystem während der Landmarkenregistrierung nicht verschoben werden. Erst nachdem im nächsten Registrierungsschritt die Reflektormarken auf der Leber befestigt wurden, können die erfassten Landmarken in das Koordinatensystem der Leber lvr übertragen werden.

Befestigung der Reflektormarker an der Leber

Der Chirurg befestigt die Reflektormarker auf der Leberoberfläche, entweder durch Einstecken der Nadeln in das Lebergewebe oder alternativ durch Vernähen der Ösen auf der Leber. Jede Reflektormarke wird vom Positionsmesssystem als räumliche Position ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}$ bestimmt und in einer Liste von vorhandenen Reflektormarken erfasst, wenn sich dessen Position für mindestens 5 Sekunden um weniger als $\Delta x < 3$ mm (mit $k_{avg} = 20$) verändert. Die Reflektormarken werden dabei in den aufeinanderfolgenden Messungen des Positionsmesssystems über die oben beschriebene Zuordnung identifiziert. Im Gegensatz zur späteren Positionsbestimmung der Leber wird der Zustand der Reflektormarken der direkt vorangegangenen Messung $k-1$ immer als initialer Zustand k_0 betrachtet. Durch dieses Vorgehen wird auch eine Änderung einer Position einer Reflektormarke gegenüber den anderen erfasst.

Der Chirurg bekommt die Position des Reflektors auf der Leber im Planungsmodell angezeigt. Er erhält damit ein direktes Feedback über die bereits von der Recheneinheit erfassten Reflektormarken, insbesondere über deren Sichtbarkeit durch das optische Positionsmesssystem.

Reflektormarken, die für mehr als 30 Sekunden nicht sichtbar sind, werden aus der Liste der erfassten Reflektoren gestrichen, wenn gleichzeitig die beiden am nächsten liegenden Reflektormarken sichtbar sind. Wenn mehr als 5 sichtbare Reflektoren erfasst wurden, wird dem Benutzer eine Meldung angezeigt, dass er mit der Definition des Ultraschallbildes fortfahren kann. Werden dagegen mehr als 10 Reflektormarken durch das optische Messsystem aufgenommen, wird der Benutzer aufgefordert, Reflektormarken wieder zu entfernen. Ebenso wird eine Meldung auf dem Bildschirm angezeigt, wenn Reflektormarken mit einem Abstand von weniger als 30 mm auf der Leber platziert wurden.

Sobald 5 Reflektormarken durch die Recheneinheit festgestellt werden, wird mit der kontinuierlichen Berechnung der Transformationsmatrix ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k)$ aus den einzelnen Positionen der Reflektormarken ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(1)}$, ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(2)}$, usw. begonnen. Die initialen Positionen der Reflektormarken ${}^{cam0}\mathbf{P}_{fid(i)}$ werden zusammen mit der initialen räumlichen Lage der Leber ${}^{cam0}\mathbf{T}_{lvr}$ zum Zeitpunkt k_{reg} der Definition des zu registrierenden Ultraschallbildes gespeichert.

Definition des zu registrierenden Ultraschallbildes

Im nächsten Schritt schallt der Chirurg die Leber, um ein für die Registrierung geeignetes Ultraschallbild zu finden. Dieses sollte sich nahe der Position befinden, an der die Leber später reseziert wird. Auf diesem Ultraschall sollte außerdem eine markante Gefäßverzweigung abgebildet sein, die der Chirurg eindeutig identifizieren kann (Abbildung 49). Nur durch das exakte Wissen des Chirurgen, welche Gefäße im Ultraschallbild zu sehen sind und wo sich diese Gefäße im Planungsmodell befinden, kann das Ultraschallbild im Planungsmodell ausgerichtet und somit registriert werden.

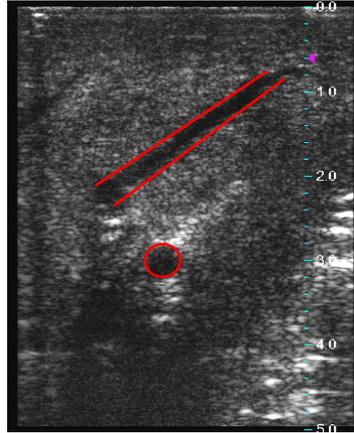


Abbildung 49: Ein für die Registrierung geeignetes Ultraschallbild enthält mehrere Blutgefäße, die durch das Ultraschallbild sowohl gerade als auch schräg angeschnitten werden.

Schon während des Schallens wird die Lage der Ultraschallsonde im Planungsmodell angezeigt. Hierfür wird die vorläufige Registrierungsmatrix ${}^{cam}T_{mod}$ aus der Landmarkenregistrierung verwendet. Das Ultraschallbild wird durch die folgende Formel in das Koordinatensystem des Planungsmodells übertragen.

$${}^{mod}T_{img}(k) = {}^{cam}T_{mod}^{-1} \cdot {}^{cam}T_{us}(k) \cdot {}^{us}T_{img} \quad (30)$$

Das Ultraschallbild wird innerhalb des Planungsmodells als halbtransparente Ebene angezeigt, welche das Ultraschallbild enthält. Entsprechend dem Transparenzmodell der Visualisierung überdecken helle Bereiche des Ultraschallbildes das Planungsmodell stärker als dunkle Bereiche.

Für die Registrierung wählt der Chirurg vorzugsweise eine Gefäßverzweigung der Lebervene, so dass im Ultraschallbild mindestens zwei Blutgefäße abgebildet sind. Dabei sollte eines der Gefäße in einem Längsschnitt abgebildet sein, das andere quer. In diesem Fall kann die Position des Ultraschallbildes gegenüber dem Planungsmodell relativ präzise definiert werden. Hat der Chirurg ein solches Ultraschallbild aufgefunden, hält er die Ultraschallsonde an einem solchen Punkt ruhig, solange bis die akustische Bestätigung kommt, dass die Lage der Ultraschallsonde bestimmt wurde. Zu diesem Zeitpunkt $t(k_{reg})$ wird die räumliche Position des Ultraschallbildes ${}^{cam}T_{us}(k_{reg}) \cdot {}^{us}T_{img}$ in Form der Position im Koordinatensystem des Planungsmodells ${}^{mod}T_{img}(k_{reg})$ zusammen mit der Lage der Leber ${}^{cam}T_{lvr}(k_{reg})$ gespeichert. Gleichzeitig wird das auf der rechten Seite des Bildschirms dargestellte Ultraschallbild $I_{IMG}(k_{reg})$ eingefroren.

$${}^{mod}T_{img}(k_{reg}) = {}^{cam}T_{mod}^{-1} \cdot {}^{cam}T_{us}(k_{reg}) \cdot {}^{us}T_{img} \quad (31)$$

Sobald die Ultraschallsonde jedoch weiter bewegt wird, wird wieder ein Live-Ultraschallbild angezeigt und die Ultraschallsonde an der momentanen Position im Planungsmodell dargestellt. Wird die Ultraschallsonde vom Situs wegbewegt und hat einen Abstand von mehr als 30 mm zur Leberoberfläche des Planungsmodells oder ist der Lokalisator der Ultraschallsonde für mehr als 3 Sekunden für das optische Positionsmesssystem nicht mehr sichtbar, wird das eingefrorene Ultraschallbild $I_{IMG}(k_{reg})$ angezeigt und die Ultraschallsonde an der Position ${}^{mod}T_{img}(k_{reg})$ im Planungsmodell dargestellt. Parallel dazu fordert ein Meldungsfenster zum nächsten Schritt, der Ausrichtung des Ultraschallbildes mit der 6D-Maus, auf.

Registrierung mittels eines Ultraschallbildes

Die Landmarken-Registrierung vor der Registrierung des Ultraschallbildes hat eine sehr grobe Registrierung mit einer Genauigkeit von einigen Zentimetern zur Folge. Damit kann jedoch eine ausreichende Ausrichtung erreicht werden, so dass der Chirurg die Bewegung seines navigierten Instrumentes in der Darstellung des Planungsmodells nachvollziehen kann. Für die vollständige Registrierung der Leber gegenüber dem Planungsmodell ist nunmehr nur eine kleine Korrektur erforderlich und das Ultraschallbild muss nicht mehr im gesamten Planungsmodell verschoben oder gedreht werden. Zusätzlich muss der Chirurg die im Ultraschallbild zu sehenden Gefäße nicht mehr innerhalb der ganzen Leber identifizieren, sondern er kann diese mit den Blutgefäßen im Planungsmodell in der lokalen Umgebung des dargestellten Ultraschallbildes vergleichen. Aus diesem Grund kann die Registrierung des Ultraschallbildes stark eingeschränkt werden, so dass das Ultraschallbild nur noch in einem lokalen Bereich ausgerichtet wird. Damit sind die Landmarken-Registrierung und die Ultraschallbild-Registrierung abhängig voneinander und sie werden gegenseitig verifiziert.

Das Ziel der Registrierung des Ultraschallbildes ist die Berechnung der endgültigen Registrierungsmatrix ${}^{lvr}\mathbf{T}_{mod}$. Diese wird anhand der vorläufigen Registrierungsmatrix ${}^{cam}\mathbf{T}_{mod}$, der Lage der Leber zum Zeitpunkt der Definition des Ultraschallbildes ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k_{reg})$ sowie der zusätzlichen Transformation ${}^0\mathbf{T}_k$ zusammengesetzt.

$${}^{lvr}\mathbf{T}_{mod} = {}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k_{reg})^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{mod} \cdot {}^0\mathbf{T}_k \quad (32)$$

Die Matrix ${}^0\mathbf{T}_k$ wird dabei durch die interaktive Ausrichtung des Ultraschallbildes im Planungsmodell durch den Chirurgen mithilfe der 6D-Maus bestimmt. Das im vorherigen Schritt definierte Ultraschallbild wird initial an der folgenden Position dargestellt.

$${}^{mod}\mathbf{T}_{img}(0) = {}^{cam}\mathbf{T}_{mod}^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{img}(k_{reg}) \quad (33)$$

Durch die 6D-Maus wird das Ultraschallbild schrittweise verschoben und gedreht, so dass nach erfolgter Registrierung des Ultraschallbildes die Matrix ${}^0\mathbf{T}_k = {}^0\mathbf{T}_{k-1} \cdot {}^{k-1}\mathbf{T}_k$ (mit ${}^0\mathbf{T}_0 = I$) entsteht.

Damit der Benutzer die im Ultraschallbild abgebildeten Gefäße in der dreidimensionalen Darstellung zusammen mit dem Planungsmodell erkennen kann, muss die Darstellung während der Registrierung auf das Ultraschallbild ausgerichtet und vergrößert werden (Abbildung 50b). Da der Benutzer bei einem plötzlichen Umschalten der Darstellung den räumlichen Bezug zwischen Ultraschallbild und Planungsmodell verlieren würde, muss die Darstellung langsam in Form einer Animation von der normalen Ansicht (Abbildung 50a) auf die Ultraschallbildansicht schwenken. Damit wird das Ultraschallbild mittig auf dem Bildschirm ausgerichtet. Eine Bewegung der 6D-Maus verschiebt und/oder dreht nun das Planungsmodell, während das Ultraschallbild immer an der gleichen Stelle dargestellt wird. Der Rotationsmittelpunkt wird hierbei mittig in das Ultraschallbild gelegt.

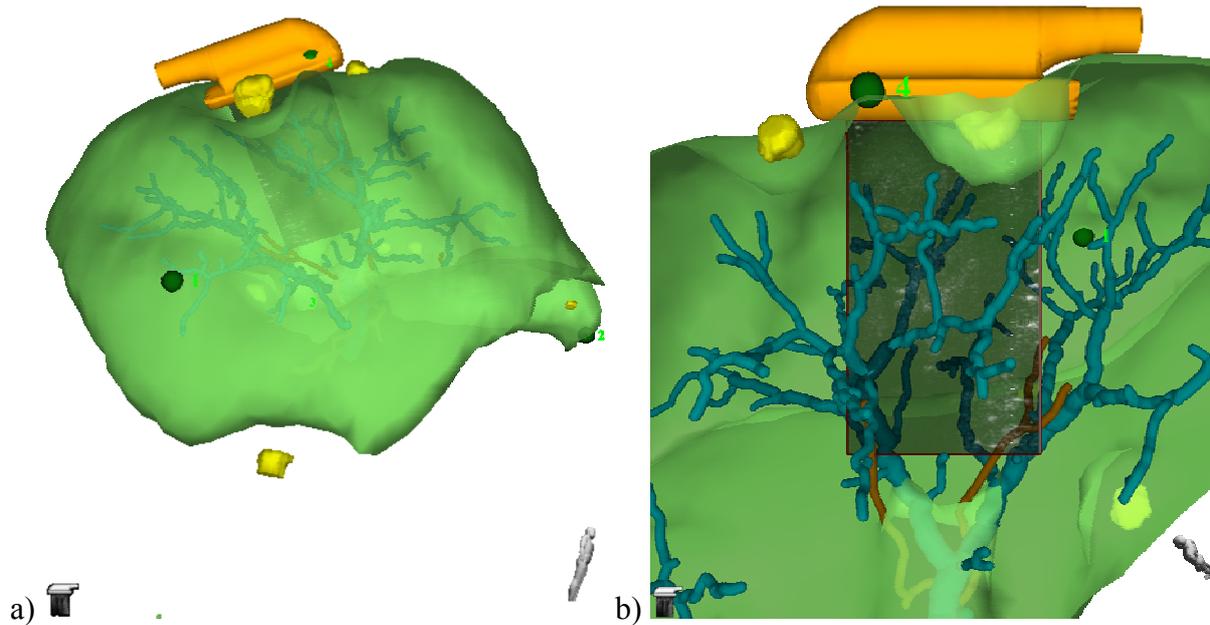


Abbildung 50: a) Während der Definition des zu registrierenden Ultraschallbildes wird das Ultraschallbild relativ zum Planungsmodell angezeigt. b) Für die Ausrichtung des Ultraschallbildes wird das Ultraschallbild vergrößert und parallel zur Darstellungsebene angezeigt, so dass die Strukturen im Bild gut erkannt werden können.

Die Verschiebung des Ultraschallbildes gegenüber dem Planungsmodell wird auf einen kugelförmigen Bereich mit einem Radius von $d_{max} = 20$ mm beschränkt (Abbildung 51). Das Ultraschallbild kann nicht aus diesem Bereich heraus geschoben werden, da die Bewegung des Ultraschallbildes relativ zum Planungsmodell eingeschränkt wird.

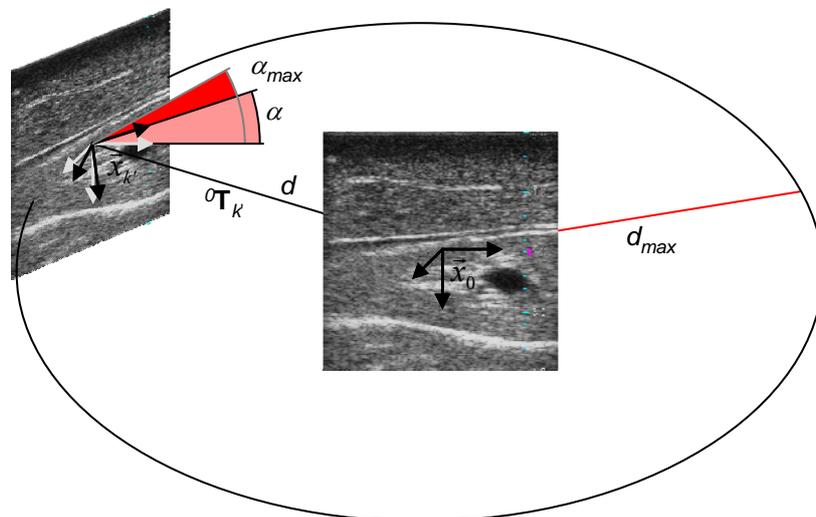


Abbildung 51: Beschränkung der Ausrichtung des Ultraschallbildes auf eine Positionsänderung d_{max} und eine Änderung des Winkels α_{max} . Die maximale Distanz d_{max} ist deutlich vergrößert dargestellt.

Somit wird zum einen verhindert, dass der Chirurg die bisher erreichte Registrierung durch ein versehentliches Verschieben des Ultraschallbildes wieder zerstört. Zum anderen kann durch die Beschränkung des zulässigen Bereiches die Ausrichtung viel genauer erfolgen, indem die durch die 6D-Maus vorgegebene Translation und Rotation auf 30% verkleinert wird.

Hierbei muss der Benutzer die Beschränkung des Bewegungsraumes erkennen können, da das Feedback auf die durch die 6D-Maus erzeugten Bewegungen ausschließlich visuell erfolgt.

Deshalb darf die durch die Beschränkung bedingte Grenze des Bewegungsraumes die Verschiebung des Ultraschallbildes nicht einfach stoppen, da in diesem Fall die Ursache des Stopps für den Benutzer nicht eindeutig erkennbar ist. Vielmehr muss die Bewegung des Ultraschallbildes nur in Normalenrichtung zur Grenze eingeschränkt werden.

Eine Bewegung über die Grenze hinaus muss eine leichte Verschiebung des Ultraschallbildes entsprechend der projizierten Richtung an der Grenze entlang bewirken. Dies wird durch das folgende Berechnungsmodell erreicht, in der die vom Nutzer über die 6D-Maus vorgegebene Translation und Rotation abhängig von der Verschiebung des Ultraschallbildes begrenzt werden. Die durch die 6D-Maus verursachte Translation kann dabei durch einen Kraftvektor \vec{F}_{input} repräsentiert werden. Bei Überschreiten der Grenze wirkt ein Kraftvektor \vec{F}_{oppose} senkrecht zur Grenze der durch die 6D-Maus bewirkten Verschiebung entgegen. Diese wird durch die Funktion f definiert.

$$\vec{F}_{oppose} = \vec{f}(x_{k'}) = \begin{cases} 0 & \text{wenn } |\vec{x}_{k'} - \vec{x}_0| < d_{max} \\ D \cdot (\vec{x}_{k'} - \vec{x}_0 - l) & \text{wenn } |\vec{x}_{k'} - \vec{x}_0| \geq d_{max} \end{cases} \quad (34)$$

Die Gegenkraft wird hierbei abhängig von der Distanz zur initialen Position bestimmt. Wird das Ultraschallbild weiter als die neutrale Länge $d_{max} = 20$ mm verschoben, steigt die Gegenkraft proportional zur Entfernung an.

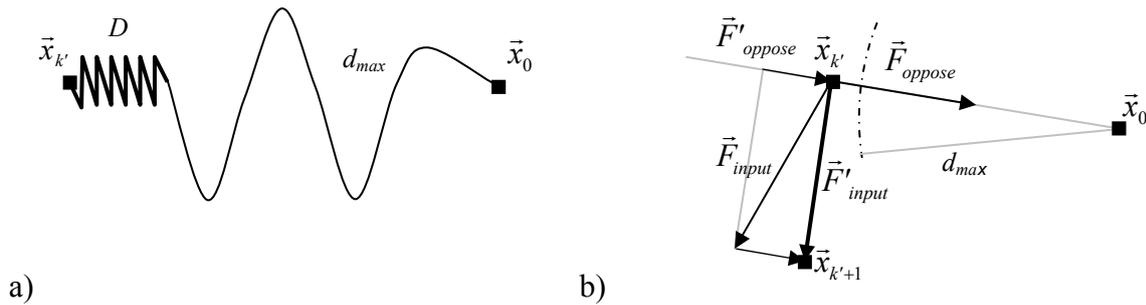


Abbildung 52: a) Physikalisches Modell zur Beschreibung der Begrenzung der Translation durch einen Faden der Länge d_{max} und eine Feder. b) Berechnung der resultierenden Bewegungskraft \vec{F}'_{input} .

Dies kann durch das in Abbildung 52a gezeigte Modell veranschaulicht werden. Darin wird die Länge d_{max} durch einen Faden beschrieben und der Proportionalitätsfaktor D durch eine Feder. Im nächsten Schritt wird der Anteil von \vec{F}_{oppose} berechnet, der auf die vorgegebene Kraft \vec{F}_{input} wirkt. Dieser wird anhand des Skalarproduktes zwischen beiden Kraftvektoren bestimmt.

$$p = \frac{\vec{F}_{input} \cdot \vec{F}_{oppose}}{|\vec{F}_{oppose}|}$$

$$\vec{F}'_{oppose} = \begin{cases} 0 & \text{für } p > 0 \\ -\frac{\vec{F}_{oppose}}{|\vec{F}_{oppose}|} \cdot p & \text{für } p \leq 0 \end{cases} \quad (35)$$

Die Gegenkraft wirkt dabei nur, falls dieses Skalarprodukt negativ ist, so dass der Kraftvektor \vec{F}'_{oppose} nie auch nur anteilmäßig in Richtung \vec{F}_{input} zeigt. Die letztendlich für die Bewegung des Ultraschallbildes verwendete Kraft \vec{F}'_{input} ergibt sich nun aus dem vom Benutzer über die 6D-Maus vorgegebenen Kraftvektor \vec{F}_{input} abzüglich der Gegenkraft \vec{F}'_{oppose} . Diese Kraft

\vec{F}'_{oppose} zeigt, sobald die Position x die Grenze überschritten hat, zum Teil entweder in Richtung des Mittelpunktes x_0 oder im Extremfall tangential entlang der Grenze (Abbildung 52b).

$$\vec{F}'_{input} = \vec{F}_{input} - \vec{F}'_{oppose} \quad (36)$$

Der adaptierte Kraftvektor \vec{F}'_{input} wird anschließend wieder als Verschiebung des Ultraschallbildes beschrieben. Diese Verschiebung wirkt schrittweise auf das Ultraschallbild im Planungsmodell ausgehend von der gemessenen Position des Ultraschallbildes ${}^{mod}\mathbf{T}'_{img}(k_{reg})$. Dabei wird davon ausgegangen, dass das Ultraschallbild im Planungsmodell parallel zur Bildschirmenebene dargestellt wird. Hier ist die weiter unten beschriebene Rotation noch nicht berücksichtigt.

$${}^0\mathbf{T}'_k = {}^0\mathbf{T}'_{k-1} + {}^0\mathbf{R}'_{k-1} \cdot \Delta\vec{x} \quad (37)$$

Die Einschränkung der Bewegung kann analog zur Translation auch auf die Rotation übertragen werden. Hierbei wird der Winkel gegenüber der initialen Lage auf 18° eingeschränkt. Da die Einschränkung für alle drei Achsen gelten soll, wird mit Winkel α der Winkel gewählt, der die Drehung des gesamten Koordinatensystems gegenüber seiner initialen Lage beschreibt. Hierfür wird die Rotationsmatrix ${}^0\mathbf{R}'_k$ in einen Rotationsvektor r und den dazugehörigen Winkel α zerlegt, wodurch die Drehung der Rotationsmatrix eindeutig beschrieben werden kann. Wird dieser Winkel auf einen Wert $\alpha_{max} = 18^\circ$ beschränkt, so wird kein Vektor inklusive der Hauptachsen innerhalb der Matrix ${}^{mod}\mathbf{T}'_{img}(k_{reg} + k')$ um mehr als α_{max} gegenüber der Matrix ${}^{mod}\mathbf{T}'_{img}(k_{reg})$ gedreht. Die Beschränkung erfolgt im Gegensatz zur Translation nach der Anwendung der durch den Benutzer mittels der 6D-Maus vorgegeben Drehung um die Achse $\vec{r}'_{input} = (r'_{ix}, r'_{iy}, r'_{iz})^T$ und den Winkel φ in positiver Richtung. Hierfür wird die folgende Drehmatrix aus der Rotationsachse \vec{r}'_{input} und dem Winkel φ bestimmt:

$${}^{k'-1}\mathbf{R}'_{k'} = \begin{pmatrix} \cos \varphi + r'^2_{ix} \cdot (1 - \cos \varphi) & r'_{ix} r'_{iy} \cdot (1 - \cos \varphi) - r'_{iz} \cdot \sin \varphi & r'_{ix} r'_{iz} \cdot (1 - \cos \varphi) + r'_{iy} \cdot \sin \varphi \\ r'_{iy} r'_{ix} \cdot (1 - \cos \varphi) + r'_{iz} \cdot \sin \varphi & \cos \varphi + r'^2_{iy} \cdot (1 - \cos \varphi) & r'_{iy} r'_{iz} \cdot (1 - \cos \varphi) - r'_{ix} \cdot \sin \varphi \\ r'_{iz} r'_{ix} \cdot (1 - \cos \varphi) - r'_{iy} \cdot \sin \varphi & r'_{iz} r'_{iy} \cdot (1 - \cos \varphi) + r'_{ix} \cdot \sin \varphi & \cos \varphi + r'^2_{iz} \cdot (1 - \cos \varphi) \end{pmatrix} \quad (38)$$

Die dabei angewendete Rotationsachse \vec{r}'_{input} und der Winkel φ stehen in keinem Zusammenhang mit dem Gesamtdrehwinkel α und somit muss dieser aus der vorläufigen Rotationsmatrix ${}^0\mathbf{R}'_{k'} = {}^0\mathbf{R}'_{k'-1} \cdot {}^{k'-1}\mathbf{R}'_{k'}$ ermittelt werden. Die Berechnung erfolgt mithilfe der Eigenwertzerlegung der Rotationsmatrix, da deren Eigenvektor stets gleich der Rotationsachse \vec{r} ist, um die mit dem Winkel α gedreht werden muss. Demzufolge kann der Winkel α über die Spur der Matrix bestimmt werden:

$$\cos \alpha = \frac{\text{Spur}({}^0\mathbf{R}'_{k'}) - 1}{2} = \frac{{}^0\mathbf{R}'_{k'xx} + {}^0\mathbf{R}'_{k'yy} + {}^0\mathbf{R}'_{k'zz} - 1}{2} \quad (39)$$

Danach kann mit einem einfachen Vergleich festgestellt werden, ob der Winkel α den maximal zulässigen Winkel α_{max} überschreitet. Ist dies der Fall, muss die Gesamtdrehung auf den Winkel α_{max} begrenzt werden. Da α bereits die Rotation für das gesamte Koordinatensystem angibt, muss nur noch die dazugehörige Rotationsachse \vec{r} bestimmt werden. Diese ist gleich dem Eigenvektor der Matrix ${}^0\mathbf{R}'_{k'+1}$ für den Eigenwert 1. Demzufolge gilt für $0^\circ < \alpha < 180^\circ$ unter Verwendung der Einheitsmatrix I :

$$({}^0\mathbf{R}'_{k'} - I) \cdot r = 0 \quad (40)$$

Da ${}^0\mathbf{R}'_k$ eine Rotationsmatrix ist, kann folgende Berechnungsvorschrift angewendet werden:

$$\vec{r} = \frac{\left({}^0\mathbf{R}'_{k'zy} - {}^0\mathbf{R}'_{k'yz}, {}^0\mathbf{R}'_{k'xz} - {}^0\mathbf{R}'_{k'+1zx}, {}^0\mathbf{R}'_{k'yx} - {}^0\mathbf{R}'_{k'xy} \right)^T}{\sqrt{\left({}^0\mathbf{R}'_{k'zy} - {}^0\mathbf{R}'_{k'yz} \right)^2 + \left({}^0\mathbf{R}'_{k'xz} - {}^0\mathbf{R}'_{k'zx} \right)^2 + \left({}^0\mathbf{R}'_{k'yx} - {}^0\mathbf{R}'_{k'xy} \right)^2}} \quad (41)$$

Mit der Kenntnis von \vec{r} und α muss im Fall $\alpha \geq \alpha_{max}$ nun noch um den Winkel $\alpha - \alpha_{max}$ um die Rotationsachse \vec{r} zurückgedreht werden. Somit ist die maximale Gesamtroation von α_{max} wieder hergestellt. Analog zu ${}^{k-1}\mathbf{R}'_k$ ergibt sich aus der Rotationsachse \vec{r} und dem Winkel $\alpha - \alpha_{max}$ die Rotationsmatrix ${}^k\mathbf{R}'_k$, die angewendet wird, wenn der Gesamtdrehwinkel α_{max} überschritten wird. Andernfalls ist die Matrix ${}^k\mathbf{R}'_k = I$. Die Rotation des Ultraschallbildes wird immer mit der Mitte des Ultraschallbildes als Rotationszentrum ausgeführt. Hierbei wird das Koordinatensystem *img* um den Vektor $(\frac{1}{2} \cdot w_{IMG}, \frac{1}{2} \cdot h_{IMG}, 0)$ in das Koordinatensystem *ctr* verschoben. Demzufolge ergibt sich die Gesamttransformation des Ultraschallbildes entsprechend der folgenden Formel.

$${}^0\mathbf{T}'_k = {}^0\mathbf{T}'_{k-1} \cdot {}^{mod}\mathbf{T}'_{ctr} \cdot {}^{k-1}\mathbf{R}'_k \cdot {}^k\mathbf{R}'_k \cdot {}^{mod}\mathbf{T}'_{ctr}{}^{-1} + {}^0\mathbf{R}'_{k-1} \cdot \Delta\vec{x} \quad (42)$$

Für den Benutzer ergibt sich dadurch eine begrenzte Ausrichtung des Ultraschallbildes im Planungsmodell. Dabei wird die Einschränkung der Translation und Rotation nicht als abrupte Grenze wahrgenommen, sondern vielmehr als Führung, um unbeabsichtigt starke Bewegungen der 6D-Maus zu begrenzen. Ferner wird damit sichergestellt, dass die durch die Landmarkenregistrierung erreichte ungefähre Registrierung nicht wieder zerstört wird, indem zum Beispiel ein falsches Blutgefäß im Ultraschallbild zugeordnet wird.

Eine zusätzliche Begrenzung der Ausrichtung des Ultraschallbildes an anatomischen Grenzen des Planungsmodells würde auf der Annahme basieren, dass die Ultraschallsonde immer auf der Leberoberfläche aufliegt. Somit könnte die Oberseite des Ultraschallbildes an der Oberfläche des Planungsmodells der Leber ausgerichtet werden, indem der Abstand zwischen Bildoberkante und Oberfläche minimiert wird. Aufgrund der Deformation der Leber und insbesondere der starken Kompression des Lebergewebes unter der Ultraschallsonde durch den Auflagedruck des Chirurgen ergibt sich jedoch eine zu starke Abweichung. Aus diesem Grund kann diese zusätzliche Information nicht genutzt werden.

Sobald die 6D-Maus für länger als 1 Sekunde nicht mehr bewegt wird, wird das Planungsmodell in die ursprüngliche Ansicht zurück animiert. Das Ultraschallbild und die Ultraschallsonde befinden sich dann an der wie folgt berechneten Position.

$${}^{mod}\mathbf{T}'_{img}(k') = {}^{cam}\mathbf{T}'_{mod}{}^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}'_{img}(k_{reg}) \cdot {}^0\mathbf{T}'_k \quad (43)$$

Zusammen mit der Lage der Leber ${}^{cam}\mathbf{T}'_{lvr}(k_{reg})$ zum Zeitpunkt der Definition des Ultraschallbildes ergibt sich die endgültige Registrierungsmatrix.

$${}^{lvr}\mathbf{T}'_{mod} = {}^{cam}\mathbf{T}'_{lvr}(k_{reg}){}^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}'_{img}(k_{reg}) \cdot {}^0\mathbf{T}'_k{}^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}'_{img}(k_{reg}){}^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}'_{mod} \quad (44)$$

Außerdem wird der Koordinatenursprung des zur Registrierung verwendeten Ultraschallbildes auf Basis des Koordinatensystems *lvr* gespeichert.

$${}^{lvr}\mathbf{P}'_{img0}(k_{reg}) = {}^{cam}\mathbf{T}'_{lvr}(k_{reg}){}^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}'_{us}(k_{reg}) \cdot {}^{us}\mathbf{T}'_{img} \cdot (0 \ 0 \ 0 \ 1)^T \quad (45)$$

Ist der Chirurg mit der Registrierung noch nicht zufrieden, kann er die Ausrichtung des bereits definierten Ultraschallbildes weiter fortsetzen. Ebenso ist die Neudefinition des für die

Registrierung zu verwendenden Ultraschallbildes beliebig oft möglich. Andernfalls wird die Registrierung mit dem folgenden Schritt abgeschlossen.

Bestätigung der Registrierung

Die Registrierung des Planungsmodells mit der Leber des Patienten in Form der Matrix ${}^{lvr}T_{mod}$ kann sowohl durch die navigierte Ultraschallsonde als auch das navigierte Dissektor-Handstück überprüft werden. Nach der Durchführung aller bisherigen Registrierungsschritte wird die Ultraschallsonde mit einem Ultraschallbild an der Position ${}^{lvr}T_{mod}^{-1} \cdot {}^{cam}T_{lvr}(k)^{-1} \cdot {}^{cam}T_{us}(k) \cdot {}^{usr}T_{img}$ sowie das Resektionsinstrument an der Stelle ${}^{lvr}T_{mod}^{-1} \cdot {}^{cam}T_{lvr}(k)^{-1} \cdot {}^{cam}T_{ins}(k) \cdot {}^{insr}T_{tcp}$ dargestellt.

Anhand dieser Darstellung kann der Chirurg die Registrierung prüfen, indem er die Position eines Instrumentes relativ zur Leber des Patienten mit der entsprechend dargestellten Position im Planungsmodell vergleicht. Hierfür bewegt er das Instrument zu markanten Positionen an der Leber wie dem Ligamentum falciforme oder dem unteren (kaudalen) Ende der Leber oder dem Ende des linken Leberlappens. Auch durch ein Abtasten der Leberoberfläche mit der Spitze des navigierten Dissektor-Handstücks kann die Qualität der Registrierung eingeschätzt werden. Allerdings ist dabei zu beachten, dass die Leber in Richtung der Schwerkraft zusammengedrückt ist und die Leberoberfläche somit abgeflacht ist.

Wenn der Chirurg eine ausreichende Registrierung festgestellt hat, kann er die Registrierung bestätigen, indem er das Dissektor-Handstück mit der Spitze auf die Leberoberfläche setzt und solange ruhig hält, bis das akustische Bestätigungssignal kommt. Dabei wird überprüft, ob die Spitze des Dissektors maximal 20 mm von der Leberoberfläche des Planungsmodells entfernt ist. Andernfalls kann die Registrierung nicht bestätigt werden. Nach der Bestätigung der Registrierung schaltet das System automatisch in den Bedienabschnitt Navigation um. Falls die navigierten Instrumente für mehr als 5 Minuten nicht verwendet werden, muss die Bestätigung wiederholt werden. Dies wird dem Benutzer durch eine Meldung angezeigt.

Durch die Bestätigung der Registrierung wird der Chirurg zum einen gezwungen, das Ergebnis der Registrierung zu überprüfen. Zum anderen wird durch die Bestätigung der Registrierung ein Situationsbewusstsein geschaffen, dass die Darstellung der navigierten Instrumente nur das Ergebnis der Registrierung und dementsprechend fehlerbehaftet ist.

5.4 Funktionalitäten und Nutzung der Navigation in der Leberchirurgie

Nach einer erfolgreichen Registrierung der präoperativen Bildgebung in Form des Planungsmodells mit der intraoperativen Lage der Leber können die navigierten Instrumente prinzipiell angewendet werden. Aufgrund der Verformbarkeit des Lebergewebes kann das Gewebe auch nach der Registrierung verschoben werden, so dass Maßnahmen zur Berücksichtigung der Deformierbarkeit durchgeführt werden müssen. Für die Übertragung der Resektionsplanung aus dem Planungsmodell auf die Leber werden außerdem die Hilfsfunktionen zur Unerstützung bei dieser Aufgabe beschrieben. Schlussendlich wird mit der Vermessung der Resektionsfläche eine neuartige Funktionalität für ein Assistenzsystem in der Leberchirurgie beschrieben, welche eine Auswertung des chirurgischen Eingriffs ermöglicht.

5.4.1 Berechnung der Deformation der Leberoberfläche

Nach Abschluss der Registrierung ist die Transformationsmatrix ${}^{mod}T_{lvr}$ bekannt, mit der eine räumliche Position an der Leber in das Planungsmodell übertragen werden kann. Mit der

allgemeinen Transformation der Leber ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}$ werden jedoch auch die Positionen der Reflektoren ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}$ auf der Leberoberfläche kontinuierlich gemessen. Anhand dieser kann eine spezifische Transformation in der Umgebung einer Reflektormarke berechnet werden. Aufgrund der Deformierbarkeit der Leber kann sich diese Transformation von einer, an einer anderen Position an der Leber, unterscheiden.

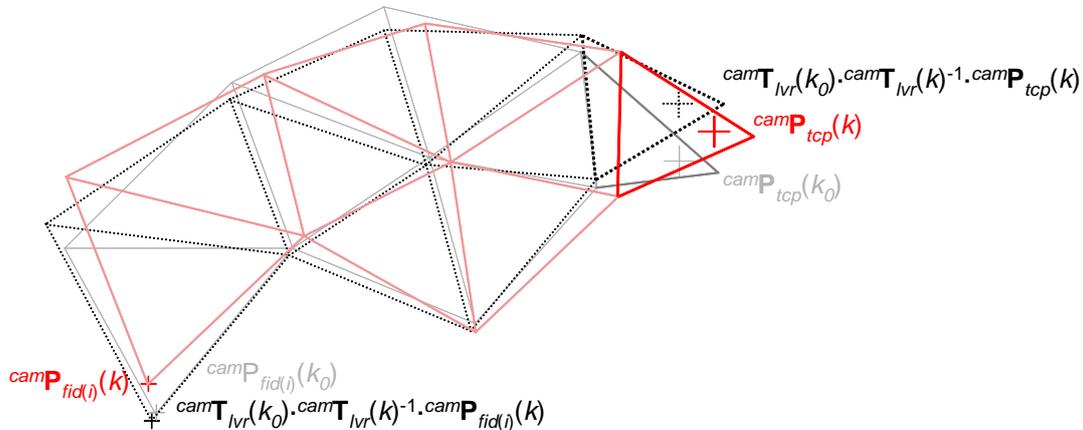


Abbildung 53: Das gepunktete Dreiecksnetz stellt die aktuellen Reflektorpositionen ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}(k)$ (rot) transformiert (ortsunabhängig) auf die initiale Lage der Leber (grau). Aufgrund der lokalen Deformation besteht eine große Abweichung zwischen der initialen Position von ${}^{cam}\mathbf{P}_{tcp}(k_0)$ und der transformierten Position des zur Leber ortsfesten Punktes.

Durch die Berücksichtigung einer ortsspezifischen Transformation ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}({}^{cam}\mathbf{P}_{tcp})$ für die Spitze des Resektionsinstrumentes oder ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}({}^{cam}\mathbf{P}_{img})$ für die linke, obere Ecke eines Ultraschallbildes kann die Verformung der Leber nach der Registrierung für die Darstellung der navigierten Instrumente berücksichtigt werden.

Die ortsspezifische Transformation wird nicht mittels aller auf der Leber befestigten Reflektormarker ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}$ berechnet, sondern nur mit drei Reflektormarken ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(l)}$, ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(m)}$ und ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(n)}$ bestimmt, welche die entsprechende Position ${}^{cam}\mathbf{P}_{tcp}$ oder ${}^{cam}\mathbf{P}_{us}$ umgeben. Um die für die Berechnung verwendeten Reflektormarken l, m und n auszuwählen, wird ein aus den Reflektorpositionen gebildetes Dreiecksnetz verwendet (Abbildung 53). Dieses wird wieder mithilfe der Delaunay-Triangulation gebildet. Es werden dafür alle Positionen der momentan sichtbaren Reflektormarken ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}(k)$ verwendet. Zusätzlich werden momentan nicht sichtbare Reflektorpositionen ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}(k_{last(i)})$ benutzt, solange $k - k_{last(i)} \leq 200$ (maximal 10 Sekunden nicht sichtbar) ist und sich der Abstand zwischen den drei Reflektormarken, welche die nicht sichtbare Reflektormarke umgeben, in der aktuellen Messung k im Vergleich zur Messung $k_{last(i)}$ um jeweils nicht mehr als 3 mm geändert hat. Somit wird sichergestellt, dass Reflektormarken nahe der Instrumentenspitze, die am wahrscheinlichsten momentan verdeckt werden, in die Deformationsbestimmung mit einbezogen werden, aber dass sich deren Position nicht unbemerkt wesentlich verschieben kann.

Aus allen diesen momentan oder gerade eben noch sichtbaren Reflektormarken werden diejenigen l, m und n ausgewählt, deren Dreieck aus der Triangulation die Position ${}^{cam}\mathbf{P}_{tcp}$ (${}^{cam}\mathbf{P}_{img}$ analog) am besten enthält. Dafür wird für jedes zu untersuchende Dreieck der Punkt ${}^{cam}\mathbf{P}_{tcp}$ auf die Ebene des Dreiecks projiziert und anschließend der Abstand dieses Punktes ${}^{cam}\mathbf{P}_{tcp}$ in der Dreiecksebene zur eigentlichen Dreiecksfläche berechnet. Liegt der Punkt innerhalb des Dreiecks, so ist der Abstand 0, andernfalls wird der minimale Abstand zu einer der Kanten des Dreiecks verwendet. Aus allen Dreiecken der Triangulation wird das Dreieck (l, m, n) mit dem geringsten Abstand oder falls der projizierte Punkt jeweils innerhalb von mehreren, schräg zueinander stehenden Dreiecke liegt, das Dreieck mit dem kleinsten Flächeninhalt

verwendet. Ist der Abstand zwischen dem Punkt ${}^{cam}\mathbf{P}_{tcp}$ und ${}^{cam}\mathbf{P}'_{tcp}$ jedoch größer als 30 mm oder die Entfernung von ${}^{cam}\mathbf{P}'_{tcp}$ zur Dreiecksfläche größer als 30 mm wird keine ortsspezifische Transformation berechnet, sondern nur die Matrix ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}$ für alle Reflektormarken verwendet. Wird eine momentan nicht sichtbare Reflektormarke ausgewählt, so muss deren Position ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}(k_{last(i)})$ aus der Messung $k_{last(i)}$ in die Messung k übertragen werden. Hierfür wird ein Verfahren analog dem unten beschriebenen Verfahren basierend auf einer Linearkombination aus den drei, die Position ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}$ umgebenden Reflektormarken verwendet.

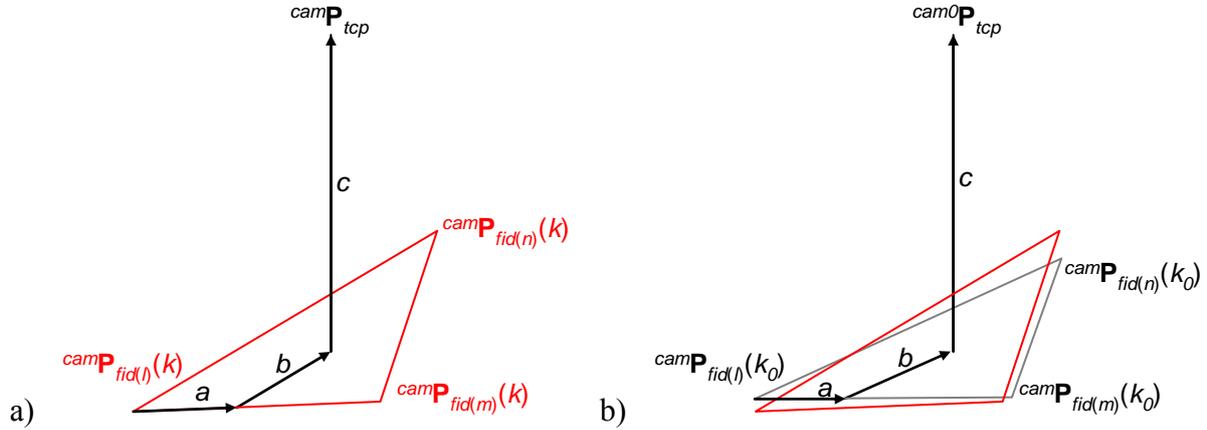


Abbildung 54: a) Der Punkt ${}^{cam}\mathbf{P}_{tcp}(k)$ wird in eine Linearkombination (a, b, c) aus den drei Punkten ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(l)}(k)$, ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(m)}(k)$ und ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(n)}(k)$ zerlegt. b) Die Position ${}^{cam0}\mathbf{P}_{tcp}$ wird aus der Linearkombination (a, b, c), jedoch mit den drei Punkten ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(l)}(k_0)$, ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(m)}(k_0)$ und ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(n)}(k_0)$, neu berechnet.

Da die Delaunay-Triangulation Dreiecke mit ähnlich langen Kanten erzeugt, ist mit dem beschriebenen Auswahlverfahren sichergestellt, dass die Verschiebung des Punktes ${}^{cam}\mathbf{P}_{tcp}$ aufgrund der Deformation der Leber gut durch die Verschiebung der Punkte ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(l)}$, ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(m)}$ und ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(n)}$ beschrieben werden kann.

Die Berechnung der ortsspezifischen Transformation erfolgt durch eine Umrechnung des Punktes ${}^{cam}\mathbf{P}_{tcp}(k)$ in eine Linearkombination (a, b, c) aus den Punkten ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(l)}$, ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(m)}$ und ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(n)}$ sowie des Normalenvektors der Ebene, die diese drei Punkte enthält (Abbildung 54a). Der Faktor c entspricht dem Abstand des Punktes ${}^{cam}\mathbf{P}_{tcp}(k)$ von der Ebene des Dreiecks. Somit erhält man den in der Ebene liegenden Punkt ${}^{cam}\mathbf{P}'_{tcp}(k)$.

$$\begin{aligned} \vec{n}(k) &= \frac{(\mathbf{P}_{fid(m)}(k) - \mathbf{P}_{fid(l)}(k)) \times (\mathbf{P}_{fid(n)}(k) - \mathbf{P}_{fid(l)}(k))}{\left| \mathbf{P}_{fid(m)}(k) - \mathbf{P}_{fid(l)}(k) \right| \cdot \left| \mathbf{P}_{fid(n)}(k) - \mathbf{P}_{fid(l)}(k) \right|} \\ c &= (\mathbf{P}_{tcp}(k) - \mathbf{P}_{fid(l)}(k)) \cdot \vec{n}(k) \\ {}^{cam}\mathbf{P}'_{tcp}(k) &= {}^{cam}\mathbf{P}_{tcp}(k) - c \cdot \vec{n}(k) \end{aligned} \quad (46)$$

Die Faktoren a und b erhält man aus der Lösung des folgenden Gleichungssystems.

$${}^{cam}\mathbf{P}'_{tcp}(k) = ({}^{cam}\mathbf{P}_{fid(l)}(k) \quad {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(m)}(k) - {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(l)}(k) \quad {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(n)}(k) - {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(l)}(k)) \cdot (1 \quad a \quad b)^T \quad (47)$$

Um die Position des Punktes ${}^{cam}\mathbf{P}_{tcp}(k)$ auf Basis der initialen Position der Reflektormarken zu erhalten, muss die Linearkombination (a, b, c) auf die Punkte ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(l)}(k_0)$, ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(m)}(k_0)$ und ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(n)}(k_0)$ angewendet werden (Abbildung 54b).

$$\begin{aligned}
 {}^{cam0}\mathbf{P}_{tcp}(k) = & a \cdot \left({}^{cam}\mathbf{P}_{fid(m)}(k_0) - {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(l)}(k_0) \right) \\
 & + b \cdot \left({}^{cam}\mathbf{P}_{fid(n)}(k_0) - {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(l)}(k_0) \right) \\
 & + c \cdot \bar{n}(k_0) \\
 & + {}^{cam}\mathbf{P}_{fid(l)}(k_0)
 \end{aligned} \tag{48}$$

Die Berechnung über eine Linearkombination ist ebenso möglich, wenn sich der Punkt ${}^{cam0}\mathbf{P}_{tcp}(k)$ außerhalb des Dreiecks ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(l)}(k)$, ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(m)}(k)$, ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(n)}(k)$ befindet. Mit ${}^{cam0}\mathbf{P}_{tcp}(k)$ ist nun die Position relativ zur initialen Lage der Reflektormarken während der Registrierung denkbar. Das Koordinatensystem cam0 bezeichnet dabei das Koordinatensystem cam während der Messung k_0 , obwohl die Position ${}^{cam0}\mathbf{P}_{tcp}(k)$ während der Messung k bestimmt wurde. Dementsprechend wird die Transformationsmatrix ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k_0)$ verwendet, um die Position der Instrumentenspitze bezüglich des Planungsmodells auszurechnen.

$${}^{mod}\mathbf{P}_{tcp}(k) = {}^{mod}\mathbf{T}_{lvr} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k_0)^{-1} \cdot {}^{cam0}\mathbf{P}_{tcp}(k) \tag{49}$$

Durch diesen Weg der Berechnung der Position ${}^{mod}\mathbf{P}_{tcp}$ hat die Deformation der Leber gegenüber dem Planungsmodell nach der Registrierung keinen Einfluss mehr. Aufgrund der Betrachtung der Reflektormarken ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(l)}$, ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(m)}$ und ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(n)}$ nahe der Position ${}^{cam}\mathbf{P}_{tcp}$ wird die Bestimmung der Lage der Leber auf den Teil in der Nähe der Instrumentenspitze eingeschränkt. Dagegen besteht bei der Berechnung ${}^{mod}\mathbf{P}_{tcp}(k) = {}^{mod}\mathbf{T}_{lvr} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k)^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{P}_{tcp}(k)$ die Möglichkeit einer Verschiebung eines Teils der Leber, die in der Bestimmung von ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k)$ unbemerkt bleibt. Um zusätzlich zum Punkt ${}^{mod}\mathbf{P}_{tcp}(k)$ die Lage des Resektionsinstrumentes ${}^{mod}\mathbf{T}_{tcp}(k)$ zu berechnen, wird die Berechnung der Linearkombination für die Punkte ${}^{cam}\mathbf{T}_{tcp}(k) \cdot (1 \ 0 \ 0 \ 1)^T$, ${}^{cam}\mathbf{T}_{tcp}(k) \cdot (0 \ 1 \ 0 \ 1)^T$ und ${}^{cam}\mathbf{T}_{tcp}(k) \cdot (0 \ 0 \ 1 \ 1)^T$ wiederholt und daraus eine orthonormale Basis aufgebaut. Die Berechnung der ortsspezifischen Transformationsmatrix des Ultraschallbildes erfolgt vollkommen analog.

Je nachdem ob die Position der Spitze des Resektionsinstrumentes oder der Lage des Ultraschallbildes ortsspezifisch bestimmt werden kann oder nicht, ergibt sich eine unterschiedliche Fehlerabschätzung für die Darstellung einer Position eines Instrumentes im Planungsmodell. Beide Varianten beinhalten einen Registrierungsfehler, der zum einen aus einer fehlerbehafteten Rotation und Translation in der Matrix ${}^{mod}\mathbf{T}_{lvr}$ besteht und zum anderen durch die unberücksichtigte Deformation zwischen dem Planungsmodell und der Leber während der Registrierung begründet ist. Dieser Fehler ist in der Nähe des für die Registrierung verwendeten Ultraschallbildes ${}^{lvr}\mathbf{P}_{img0}(k_{reg})$ am geringsten und steigt aufgrund der fehlerbehafteten Rotation und der Deformation der Leber mit der Entfernung vom Punkt ${}^{lvr}\mathbf{P}_{img0}(k_{reg})$ an.

Im Fall der ortsspezifischen Transformationsberechnung hat der Registrierungsfehler den größten Anteil am Gesamtfehler. Da für die Berechnung der Lage der Leber nur die Reflektormarken rund um die Spitze des Resektionsinstrumentes verwendet werden, ist nur der Abstand des Mittelpunktes des Dreiecks ${}^{lvr}\mathbf{P}_{fid(l)}(k)$, ${}^{lvr}\mathbf{P}_{fid(m)}(k)$, ${}^{lvr}\mathbf{P}_{fid(n)}(k)$ vom Registrierpunkt ${}^{lvr}\mathbf{P}_{img0}(k_{reg})$ maßgeblich für die Größe des gesamten Fehlers. Die Entfernung zwischen den drei Reflektormarken und der Spitze des Resektionsinstrumentes trägt nur unwesentlich zum Fehler bei. Im Bereich von 1 bis 2 Zentimetern rund um die Spitze des Resektionsinstrumentes ist die lokale Verformung des Lebergewebes von einigen Millimetern entscheidend, die nicht mittels Reflektormarken gemessen werden kann.

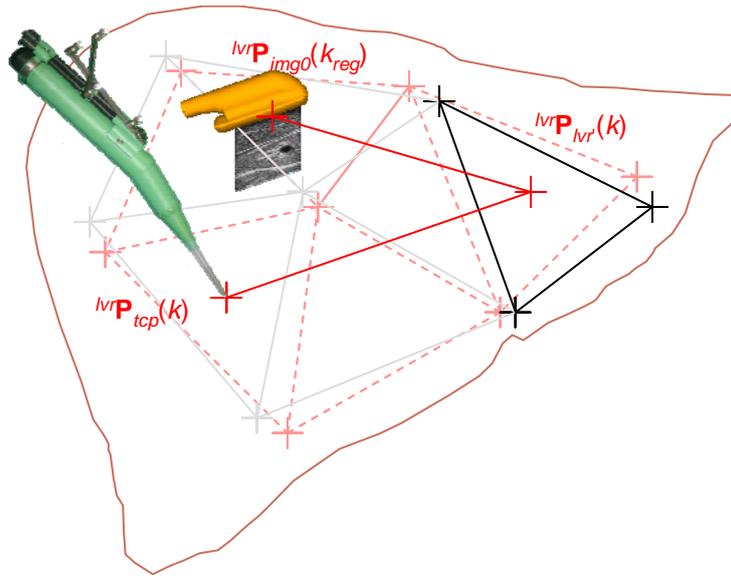


Abbildung 55: Im Fall einer ortsunspezifischen Berechnung kann der für den Fehler relevante Abstand sehr groß werden, wenn zum Beispiel die Spitze des Resektionsinstrumentes ${}^{lvr}\mathbf{P}_{tcp}(k)$ sich am unteren (kaudalen) Ende der Leber befindet, der Mittelpunkt der sichtbaren Reflektormarker ${}^{lvr}\mathbf{P}_{lvr'}(k)$ am linken Leberlappen liegt und die Registrierung im rechten Leberlappen durchgeführt wurde.

Bei einer ortsunabhängigen Lageberechnung der Leber ist ein wesentlich größerer Fehler möglich als im Vergleich zur ortsspezifischen Berechnung. Insbesondere, wenn die Reflektormarken in der Nähe des Instrumentes verdeckt sind, kann sich der Fehler sehr schnell vergrößern (Abbildung 55). In diesem Fall wird die Transformation ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k)$ mithilfe von Reflektormarken bestimmt, die an einem entfernt liegenden Teil der Leber befestigt sind. Die Bestimmung der Transformationsmatrix ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k)$ ist im Zentrum der sichtbaren Reflektormarken am genauesten. Diese Position wird während des Berechnungsverfahrens durch ${}^{cam}\mathbf{P}_{lvr'}(k)$ beschrieben. Zusätzlich zur Entfernung $|\mathbf{P}_{img0}(k_{reg}) - \mathbf{T}_{lvr}(k)^{-1} \cdot \mathbf{P}_{tcp}(k)|$ muss der Abstand zwischen ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k) \cdot \mathbf{P}_{img0}(k_{reg})$ und ${}^{cam}\mathbf{P}_{lvr'}(k)$ sowie zwischen ${}^{cam}\mathbf{P}_{lvr'}(k)$ und ${}^{cam}\mathbf{P}_{tcp}(k)$ als für den Gesamtfehler kritisch betrachtet werden.

Da der Benutzer keine Kontrolle über das verwendete Verfahren zur Berechnung der Lage des Instrumentes im Planungsmodell hat, kann er den möglichen Fehler zwischen realer und angezeigter Position des Instrumentes nicht einschätzen. Aus diesem Grund wird während der Darstellung der navigierten Instrumente der für den Fehler relevante Abstand berechnet und ein Grenzwert festgelegt.

$$d = \begin{cases} \left| \mathbf{P}_{img0}(k_{reg}) - \mathbf{T}_{lvr}(k)^{-1} \cdot \mathbf{P}_{tcp}(k) \right| & \text{für ortsspezifische Berechnung} \\ \left| \mathbf{P}_{img0}(k_{reg}) - \mathbf{T}_{lvr}(k)^{-1} \cdot \mathbf{P}_{tcp}(k) \right| \\ + \left| \mathbf{T}_{lvr}(k) \cdot \mathbf{P}_{img0}(k_{reg}) - \mathbf{P}_{lvr'}(k) \right| & \text{für ortsunabhängige Berechnung} \\ + \left| \mathbf{P}_{lvr'}(k) - \mathbf{P}_{tcp}(k) \right| \end{cases} \quad (50)$$

Ist dieser Abstand $d > 100$ mm wird für den Benutzer eine Warnmeldung angezeigt, die besagt, dass für das Instrument keine verlässliche Position im Planungsmodell angezeigt werden kann. Dieser Abstand wird für den Fall, dass die momentane Position der Instrumentenspitze vom nahen Bereich um das registrierte Ultraschallbild abweicht und die Reflektormarken fern der Instrumentenspitze für die Zuordnung zwischen initialer und aktueller Lage der Leber verwendet werden, sehr schnell erreicht. Dementsprechend ist eine lokale Navigation der

Instrumente in der Nähe der Position des registrierten Ultraschallbildes und in der Nähe von sichtbaren Reflektormarken von Vorteil.

5.4.2 Visualisierung während der Instrumentennavigation

Nach Abschluss der Registrierung kann der Chirurg die Verknüpfung zwischen dem Planungsmodell und der Leber des Patienten nutzen, um die Position seiner Instrumente relativ zum Planungsmodell und den darin enthaltenen Organstrukturen zu betrachten. Für die Darstellung der Instrumente wird fortlaufend die räumliche Lage der Ultraschallsonde ${}^{cam}\mathbf{T}_{us}(k)$, des Resektionsinstrumentes ${}^{cam}\mathbf{T}_{ins}$ und der Reflektormarken ${}^{cam}\mathbf{P}_{fid(i)}$ durch das optische Positionsmesssystem bestimmt. Aus der Berechnung der Lage der Leber ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k)$ basierend auf den Positionen der Reflektormarken und der Registrierungsmatrix ${}^{mod}\mathbf{T}_{lvr}$ ist damit die Darstellung der navigierten Instrumente im Planungsmodell möglich. Je nach sichtbaren Reflektormarken wird eine ortsunabhängige oder ortsspezifische Transformationsmatrix ${}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}$ verwendet.

$$\begin{aligned} {}^{mod}\mathbf{T}_{img}(k) &= {}^{mod}\mathbf{T}_{lvr} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k)^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{us}(k) \cdot {}^{usr}\mathbf{T}_{img} \\ {}^{mod}\mathbf{T}_{tcp}(k) &= {}^{mod}\mathbf{T}_{lvr} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{lvr}(k)^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{ins}(k) \cdot {}^{insr}\mathbf{T}_{tcp} \end{aligned} \quad (51)$$

Auf Basis dieser Visualisierung ist zum Beispiel die Übertragung der Resektionsgrenze aus dem Planungsmodell auf die Leberoberfläche möglich. Dabei richtet der Chirurg das Resektionsinstrument anhand der Darstellung im Planungsmodell aus und markiert mit diesem Instrument die Resektionsgrenze sukzessive auf der Leberoberfläche (Abbildung 56).

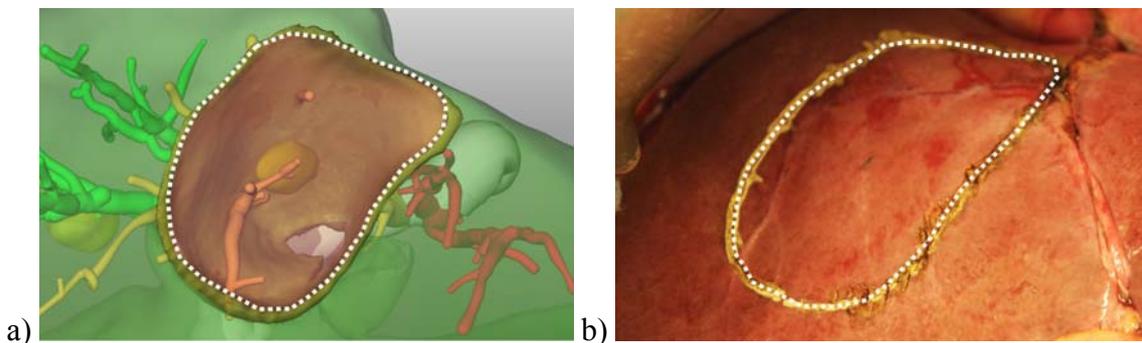


Abbildung 56: Übertragung der Resektionsgrenze vom a) Planungsmodell auf die Leber auf b) die Oberfläche der Leber durch Markierung mit dem navigierten Resektionsinstrument.

Die Darstellung des Planungsmodells inklusive der navigierten Instrumente kann vom Chirurgen immer wieder mit der 6D-Maus verändert werden, indem der Chirurg den Blickwinkel und die Vergrößerung der Visualisierung ändert. Idealerweise passt der Chirurg die Darstellung an seine Blickrichtung auf die Leber des Patienten an, so dass er zwischen der Anzeige und der realen Situation nicht umdenken muss.

Die räumliche Visualisierung des Planungsmodells erlaubt einen guten Überblick über die Szene, ermöglicht jedoch nur eine sehr begrenzte Abschätzung von Abständen oder Entfernungen, wie zwischen der Spitze des Resektionsinstrumentes und einzelnen Organstrukturen. Für diesen Fall wird eine besondere Visualisierung benötigt, welche die Spitze des Resektionsinstrumentes sowie das Planungsmodell in einem eingeschränkten Bereich zeigt. Der Chirurg wechselt in diese Darstellung, indem er das Resektionsinstrument für eine kurze Zeit still hält. In diesem Fall wird die Visualisierung auf die Spitze des Resektionsinstrumentes

geschwenkt, so dass die xz -Ebene des Koordinatensystems tcp in der Bildelebene liegt. Dabei wird das Resektionsinstrument von der Seite gezeigt (Abbildung 57).

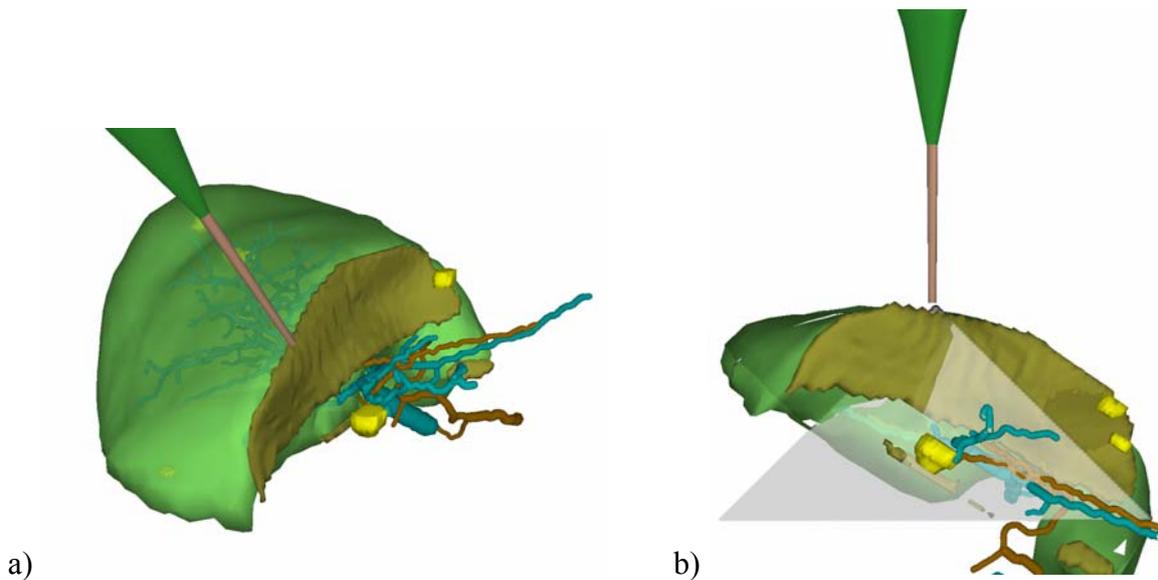


Abbildung 57: a) In der normalen 3D-Darstellung kann der Abstand zwischen Instrument und Modell nur schlecht abgeschätzt werden. b) In der Ultraschallbild-ähnlichen Darstellung wird die Lage der Instrumentenspitze zusätzlich durch eine halbdurchsichtige Orientierungsebene verdeutlicht.

Der Wechsel der Blickrichtung wird dabei durch eine langsame Animation zwischen den beiden Darstellungen für den Chirurgen nachvollziehbar. Die Darstellung des Planungsmodells und seiner Organstrukturen wird dabei auf einen Bereich von jeweils 2 cm vor und hinter der xz -Ebene des Koordinatensystems tcp beschränkt. Somit kann der Chirurg ähnlich einem Ultraschallbild alle Organstrukturen sehen, die vor der Spitze des Resektionsinstrumentes liegen. Die Darstellung wird entsprechend der aktuellen Position des Instrumentes im Planungsmodell ${}^{mod}T_{tcp}(k)$ aktualisiert und solange beibehalten, bis der Chirurg das Resektionsinstrument mit einer Geschwindigkeit von mehr als 5 cm/s bewegt, dessen Lokalisator für mehr als 10 Sekunden nicht sichtbar ist oder die Spitze des Instrumentes um mehr als 50 mm von der Oberfläche der Leber des Planungsmodells wegbewegt wird.

5.4.3 Intraoperative Vermessung der Resektionsfläche

Die Vermessung der Resektionsfläche ist durch verschiedene Methoden möglich. Im Gegensatz zur Messung des Resektatvolumens, das durch die Wasserverdrängung des entfernten Gewebes in einem Messbecher erfolgt, bedarf die Messung der Resektionsfläche eines höheren Aufwands. Für die genaue Erfassung der Form der Resektionsfläche ist ein Stereomesssystem mittels Streifenprojektion oder ähnliches notwendig. Da jedoch durch die Anwendung des Assistenzsystems ein optisches Positionsmesssystem am Situs vorhanden ist, kann dieses für die Erfassung der Resektionsfläche verwendet werden, ohne dass zusätzliche Geräte oder Instrumente nötig sind. Somit wird das navigierte Dissektorhandstück verwendet, um die Größe und Form der Resektionsfläche punktweise sukzessive abzutasten.

Im Vergleich zur bloßen Messung des Volumens des entfernten Gewebes kann damit außerdem die Größe der Resektionsfläche, d.h. die Menge des koagulierten oder vernarbten Gewebes bestimmt werden. Im Zusammenhang mit der Registrierung des Planungsmodells der Leber kann weiterhin aus dem Verlauf der Resektionsfläche eine Aussage über die getrennten Blutgefäße gemacht werden. Ebenso kann das Volumen des entfernten Gewebes berechnet werden, ohne dass die Messung durch den Blutverlust im Resektat beeinflusst wird.

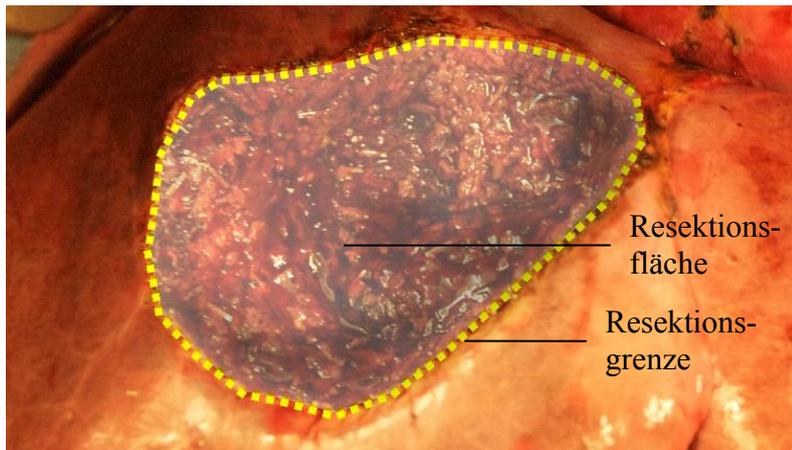


Abbildung 58: Die Resektionsgrenze bildet die Kante zwischen Resektionsfläche und unverletzter Oberfläche der Leber.

Da es während eines chirurgischen Eingriffes nicht praktikabel ist, eine Vielzahl von Punkten auf der Resektionsfläche der Leber einzeln zu messen, muss die Messung der Resektionsfläche in einen eigenen Bedienprozess überführt werden. Die Messung der Resektionsfläche erfolgt dabei automatisch, während der Chirurg die Spitze des Resektionsinstrumentes über die Resektionsfläche bewegt. Dabei muss die Recheinheit unterscheiden, ob der Chirurg das Instrument frei bewegt oder ob dessen Spitze momentan auf der Resektionsoberfläche aufliegt, da aufgrund des Bedienkonzeptes der Chirurg während der Messung keine weitere Taste drücken kann. Gleichzeitig benötigt der Chirurg eine Rückmeldung, welche Bereiche der Resektionsfläche noch abgetastet werden müssen und wann genügend Punkte für die Messung aufgezeichnet wurden. Als Voraussetzung hierfür muss bekannt sein, welcher Bereich vermessen werden soll, d.h. der Chirurg muss dem Assistenzsystem in einem ersten Schritt die Grenze der zu vermessenden Resektionsfläche angeben (Abbildung 58). Dann kann in einem zweiten Bedienschnitt die Abtastung der Resektionsfläche erfolgen und die Fläche auf eine genügende Dichte von Messpunkten geprüft werden. Das entsprechende Konzept der Resektionsflächenvermessung ist in Tabelle 26 dargestellt.

Tabelle 26: Abfolge der Bedienschritte der Messung der Resektionsfläche.

| Messphase | Beschreibung | Bedingung |
|---------------------------------------|--|--|
| Grenze der Resektionsfläche bestimmen | Grenze der Resektionsfläche wird mit Spitze des Resektionsinstrumentes definiert | Resektionsfläche wird in einem Zug umrandet |
| Form der Resektionsflächen bestimmen | Resektionsfläche wird mit Spitze des Resektionsinstrumentes abgefahren | Messpunkte liegen innerhalb der definierten Grenze |

Der erste Messschritt ist abgeschlossen, sobald die Resektionsfläche in einem Zug ohne Unterbrechung umrandet wurde und sich die Spitze des Resektionsinstrumentes wieder am Ausgangspunkt der umrandeten Resektionsgrenze befindet. Die Ortskurve der Instrumentenspitze vor dem Erreichen dieses Punktes wird als Grenze der Resektionsfläche angenommen. Somit kann in die zweite Phase der Messung gewechselt werden, in der die Oberflächenform der Resektionsfläche erfasst wird. Hier wird jeder Punkt, an dem sich die Spitze des Resektionsinstrumentes innerhalb der zuvor definierten Grenze befindet, als Punkt der Resektionsfläche

aufgenommen. Um jedoch im Gegensatz zur ersten Messphase eine freie Bewegung des Resektionsinstrumentes zu ermöglichen, werden Punkte, die sich oberhalb der bereits gemessenen Punkte der Resektionsfläche befinden, ignoriert. Die Messung wird automatisch beendet, wenn eine genügende Dichte von Punkten auf der Oberfläche erreicht wurde. Die genaue Berechnung wird in den folgenden Unterkapiteln beschrieben.

Vermessung der Grenze der Resektionsfläche

Um die Grenze der Resektionsfläche zu definieren, muss der Chirurg diese einmal in einem Zug gleichmäßig und ohne Unterbrechung mit der Spitze des Dissektor-Handstücks umranden. Da jedoch aufgrund einer eingeschränkten Sichtbarkeit des Lokalisators des Instrumentes durch das optische Positionsmesssystem oder aufgrund kurzzeitiger Verdeckung oder aber einer zu schneller Bewegung des Instrumentes größere Lücken in der aufgezeichneten Bewegungskurve entstehen, muss der Chirurg durch eine visuelle Rückkopplung ein Verständnis über die durchgeführte Messung bekommen. Hierfür wird zusätzlich zum navigierten Instrument die Bewegungskurve der Spitze des Instrumentes der letzten 60 Sekunden angezeigt (Abbildung 59). Zusätzlich wird der Benutzer über ein kurzes akustisches Signal informiert, wenn der Lokalisator verdeckt oder das Instrument zu schnell ($> 5 \text{ cm/s}$) bewegt wird und die aufgezeichnete Bewegungskurve deswegen unterbrochen wird.

Sobald der Lokalisator des Resektionsinstrumentes sichtbar ist, wird die Position seiner Spitze ${}^{mod}\mathbf{P}_{tcp}(k) = {}^{mod}\mathbf{T}_{lvr} \cdot {}^{lvr}\mathbf{T}_{cam}(k) \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{ins}(k) \cdot {}^{ins}\mathbf{T}_{tcp} \cdot (0 \ 0 \ 0 \ 1)^T$ aufgezeichnet. Hierbei wird der zuletzt aufgezeichnete Punkt ${}^{mod}\mathbf{P}_{tcp}(k_{last})$ durch den neueren ${}^{mod}\mathbf{P}_{tcp}(k)$ ersetzt, falls die Distanz zwischen den beiden zuvor aufgenommenen Punkten der Bewegungskurve $|\mathbf{P}_{tcp}(k_{last}) - \mathbf{P}_{tcp}(k_{prelast})|$ kleiner als 2 mm ist. Somit wird eine genügend dichte Bewegungskurve erzielt, deren Punktemenge dennoch auf ein sinnvolles Maß begrenzt ist. Die Begrenzung der Anzahl der Punkte ist vor allem für die spätere Echtzeit-Erkennung der Umschließung von Bedeutung. Aus diesem Grund werden auch aufgezeichnete Punkte, die älter als 60 Sekunden sind, wieder gelöscht.

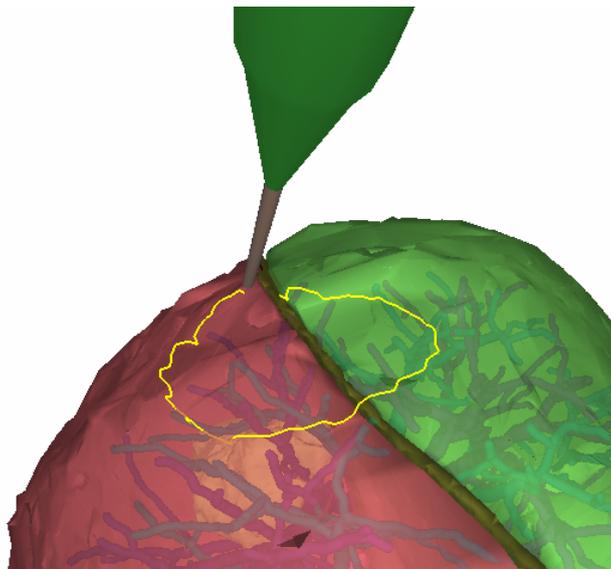


Abbildung 59: Die mit der Spitze des Resektionsinstrumentes bereits abgefahrte Resektionsgrenze wird im Planungsmodell durch eine gelbe Linie markiert.

Bei einem Abstand von mehr als 5 mm zwischen dem letzten Punkt ${}^{mod}\mathbf{P}_{tcp}(k_{last})$ und dem aktuellen Punkt ${}^{mod}\mathbf{P}_{tcp}(k)$ wird die Bewegungskurve unterbrochen und der neue Punkt als Beginn eines neuen Segmentes der Bewegungskurve gekennzeichnet. Im Fall einer nur kurz-

zeitigen Verdeckung des Lokalisators von weniger als 0,5 Sekunden ist ein Abstand von 10 mm zulässig. Durch die unterbrochene Bewegungskurve wird verhindert, dass die Bewegung des Instrumentes während der Lokalisator verdeckt war, nicht als gerade Verbindungslinie zwischen den noch und wieder sichtbaren Punkten wahrgenommen wird. Der Benutzer wird in diesem Fall durch ein kurzes akustisches Signal darauf aufmerksam gemacht, dass die Darstellung der Bewegungskurve unterbrochen ist. Er kann in dem Fall zu einer Stelle mit bereits aufgezeichneter Grenze der Resektionsfläche zurückkehren. Dieser Fall wird überprüft, indem der minimale Abstand d_{min} zu allen bisher aufgezeichneten Punkten bestimmt wird. Ist dieser Abstand geringer als 5 mm wird die Bewegungslinie an diesem Punkt fortgesetzt. Dabei können zwei mögliche Fälle auftreten. Zum einen kann die Resektionsgrenze nach einer kurzen Abweichung wieder weiterverfolgt werden, zum anderen kann die Resektionsgrenze auf eine alte, unbeabsichtigte Bewegungskurve treffen. Da die Recheneinheit diese beiden Fälle nicht explizit erkennen kann, wird als Heuristik die Anzahl der im aktuellen Segment und im getroffenen Segment aufgezeichneten Punkte gewählt. Je nachdem in welchem Segment mehr Punkte vorhanden sind, wird die Bewegungskurve dieses Segmentes ergänzt und das andere Segment gelöscht. Diese Heuristik geht von der Annahme aus, dass der Benutzer das Instrument bei einer Unterbrechung der Bewegungskurve kurz zurückschwenkt und danach die Umrandung der Resektionsfläche weiter fortsetzt. Ebenso sind damit Korrekturen der Grenze der Resektionsfläche möglich.

Befindet sich in der Nähe (Abstand < 5 mm) des aktuellen Punktes ${}^{mod}\mathbf{P}_{tcp}(k_{loop})$ mit $k_{loop} = k$ bereits ein vorher aufgezeichneter Punkt ${}^{mod}\mathbf{P}_{tcp}(k_{near})$ desselben Segmentes, ohne dass dazwischen eine Unterbrechung der Bewegungslinie existiert, gilt die Resektionsfläche als umschlossen. Das Zentrum der umschlossenen Fläche sowie der mittlere Radius werden durch folgende Formeln aus der Menge der Punkte der abgeschlossenen Bewegungskurve abgeschätzt, da sie für die weitere Vermessung benötigt werden. Für den Radius der Fläche wird ein minimaler Wert von 5 mm definiert, andernfalls wird die Vermessung der Grenze der Resektionsfläche fortgesetzt.

$$\begin{aligned}
 P_{brdr}(i) &= {}^{mod}P_{tcp}(j) \quad \text{für } i = 1, \dots, n_{brdr} \text{ und } j = k_{near}, \dots, k_{loop} \\
 M &= \frac{1}{n_{brdr}} \sum_{i=1}^{n_{brdr}} P_{brdr}(i) \\
 r &= \frac{1}{n_{brdr}} \sum_{i=1}^{n_{brdr}} |M - P_{brdr}(i)|
 \end{aligned} \tag{52}$$

Ein weiterer wichtiger Parameter zur Beschreibung der Grenze der Resektionsfläche ist die Ebene $E(\vec{n}_E, \vec{p}_E)$, die in alle Punkte der Umrandung am besten eingepasst ist. Diese Ebene wird durch Regression anhand des quadratischen Abstands aller Punkte der Bewegungskurve bestimmt, wobei die Berechnung auf ein Eigenwertproblem zurückgeführt wird (Schneider et al., 2003). Die Richtung des Normalenvektors \vec{n}_E diese Ebene ist in diesem Verfahren zufällig, muss aber so orientiert werden, dass er immer in Richtung der Leber zeigt. Hierfür wird für alle Punkte ${}^{mod}\mathbf{P}_{tcp}(i)$ zusätzlich der in Verlängerung der Spitze des Resektionsinstrumentes liegende Punkt ${}^{mod}\mathbf{T}_{tcp}(i) \cdot (0 \ 0 \ 1 \ 1)^T$ aufgezeichnet. Das sich das Instrument niemals innerhalb der Leber befinden kann, zeigt der mittlere Normalenvektor von der Grenze der Resektionsfläche aus gesehen stets in Richtung der Leber.

$$\vec{n}' = \sum_{i=k_{loop}}^k \vec{n}(i) = \sum_{i=k_{loop}}^k {}^{mod}\mathbf{T}_{tcp}(i) \cdot (0 \ 0 \ 1 \ 1)^T - {}^{mod}\mathbf{P}_{tcp}(i) \tag{53}$$

Die Normale der Ebene \vec{n}_E wird nun gegebenenfalls negiert, so dass folgende Bedingung gilt:

$$\arccos\left(\frac{\vec{n}_E \cdot \vec{n}'}{|\vec{n}_E| \cdot |\vec{n}'|}\right) < 90^\circ \quad (54)$$

Die vollständige Umrandung der Resektionsfläche wird dem Benutzer durch eine akustische Meldung verdeutlicht. Nach der Grenze der Resektionsfläche wird im nächsten Schritt deren Form abgetastet.

Vermessung der Oberflächenform der Resektionsfläche

Die Abtastung der Resektionsfläche dauert in der Regel länger als die Umrandung ihrer Grenze, so dass nicht vorausgesetzt werden kann, dass die Spitze des Dissektor-Handstücks ohne Unterbrechung über die Resektionsfläche geführt wird. Somit ist es in dieser Phase zulässig, die Messung zu unterbrechen und die Spitze des Dissektor-Handstücks von der Resektionsfläche zu entfernen. Dieser Zustand kann zwar nur erkannt werden, wenn sich die Spitze außerhalb der zuvor vermessenen Resektionsgrenze befindet, allerdings können aufgezeichnete Punkte durch solche näher an der Resektionsfläche überschrieben werden (Abbildung 60). Die erstgenannte Bedingung, dass sich ein aufzuzeichnender Punkt $\vec{p} = {}^{mod}\mathbf{P}_{tcp}(k)$ immer innerhalb der Resektionsgrenze befinden muss, wird nach der folgenden Vorschrift geprüft. Zuerst werden der Punkt \vec{p} und analog alle Punkte der Resektionsgrenze $\mathbf{P}_{brdr}(i)$ auf die Ebene projiziert.

$$\vec{\bar{p}} = \vec{p} - (\vec{p} - \vec{p}_E) \cdot \frac{\vec{n}_E}{|\vec{n}_E|} \cdot \vec{n}_E \quad \text{und} \quad \vec{\bar{P}}_{brdr}(i) = \mathbf{P}_{brdr}(i) - (\mathbf{P}_{brdr}(i) - \vec{p}_E) \cdot \frac{\vec{n}_E}{|\vec{n}_E|} \cdot \vec{n}_E \quad (55)$$

Als nächstes wird der Grenzpunkt $\vec{\bar{P}}_{brdr}(j)$ gesucht, der $\vec{\bar{p}}$ am nächsten ist. Der Punkt \vec{p} befindet sich innerhalb der Grenze der Resektionsfläche, wenn der Abstand zum Mittelpunkt M kleiner ist als der Abstand zwischen dem Mittelpunkt und dem Grenzpunkt $\vec{\bar{P}}_{brdr}(j)$. Die Zugabe von 10% stellt sicher, dass auch leicht konkave Flächenformen abgetastet werden können. Eine andere Bedingung besagt, dass der Punkt \vec{p} nicht zu weit über der durch die Ebene E repräsentierte Resektionsgrenze liegen darf. Je weiter der Punkt \vec{p} in der Mitte liegt, desto weiter darf er über der Ebene E liegen.

$$\begin{aligned} |M - \vec{\bar{p}}| &< |M - \vec{\bar{P}}_{brdr}(j)| \cdot 110\% \\ (\vec{p} - M) \cdot \vec{n}_E &> (\vec{\bar{P}}_{brdr}(j) - M) \cdot \vec{n}_E + |\vec{\bar{P}}_{brdr}(j) - \vec{\bar{p}}| \end{aligned} \quad (56)$$

Außerdem darf ein neu aufzuzeichnender Punkt nicht über einem schon bereits bestehenden Punkt der Resektionsfläche liegen. In diesem Fall kann sich die Spitze des Dissektor-Handstücks nicht direkt an der Resektionsfläche befinden, da bereits ein Punkt $\mathbf{P}_{srf}(i)$ näher zum Gewebe festgestellt und der Resektionsfläche zugeordnet wurde. Wenn ein Punkt näher am Gewebe festgestellt wird, werden bereits aufgezeichnete Punkte der Resektionsfläche $\{\mathbf{P}_{srf}(i)\}$ überschrieben, wenn ein Punkt näher dem Gewebe festgestellt wird. Somit kann das Dissektor-Handstück völlig frei bewegt werden, da die aufgenommene Punktwolke im zeitlichen Verlauf immer mehr gegen die Resektionsfläche konvergiert (Abbildung 60).

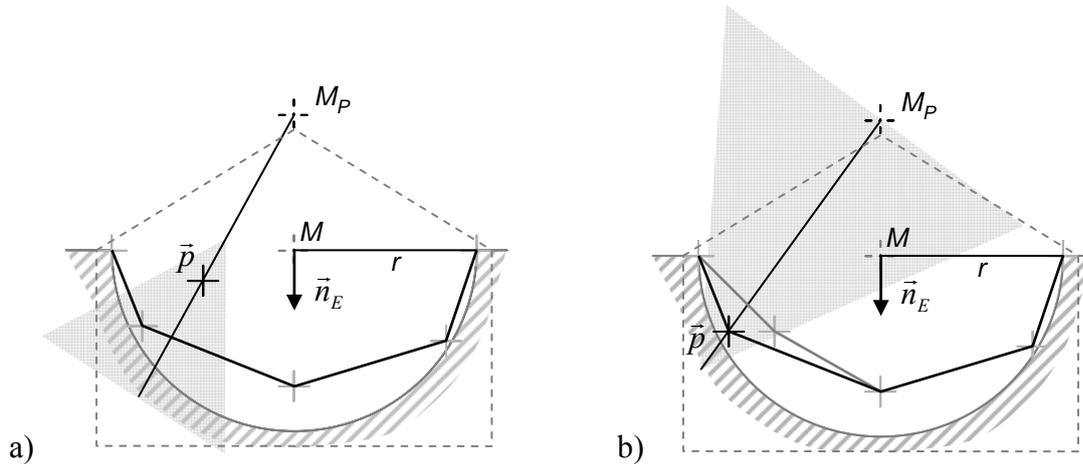


Abbildung 60: Suchkegel (graue Fläche) für die Überprüfung, ob a) Punkt \bar{p} weiter entfernt als bereits aufgenommene Punkte ist (Abweisung) oder b) bereits aufgenommene Punkte gelöscht werden müssen. Der Bereich zulässiger Punkte ist gestrichelt eingrahmt.

Zusätzlich zur Prüfung, ob ein gerade aufgenommener Punkt $\bar{p} = {}^{mod}P_{icp}(k)$ innerhalb der Resektionsgrenze liegt, wird getestet, ob nicht bereits ein Punkt $P_{srf}(i)$ der Resektionsfläche näher am Gewebe liegt. Als Suchbereich für den möglichen Punkt $P_{srf}(i)$ wird der Kegel verwendet, der sich ausgehend vom Punkt \bar{p} in Richtung der Resektionsfläche mit einem Winkel von 60° öffnet. Die Höhe der Mittelachse des Kegels liegt dabei auf dem Vektor zwischen dem Punkt \bar{p} und dem Projektionszentrum M_P , welches sich initial bei $M_P = M + 2 \cdot r \cdot \vec{n}_E$ befindet. Die Kegelspitze P_K liegt nicht direkt im Punkt \bar{p} , sondern wird um 4 mm in Richtung M_P verschoben, so dass sich auf Höhe des Punktes \bar{p} ein Suchbereich mit einem Radius von 2 mm ergibt. Somit werden auch Punkte $P_{srf}(i)$ neben dem Punkt \bar{p} gefunden. Sobald ein Punkt $P_{srf}(i)$ innerhalb des Kegels liegt, was durch die folgende Bedingung getestet wird, wird die Aufnahme des Punktes \bar{p} abgewiesen.

$$\arccos \left(\frac{(M_P - \bar{p}) \cdot (P_{srf}(i) - P_K)}{|M_P - \bar{p}| \cdot |P_{srf}(i) - P_K|} \right) < 30^\circ \quad (57)$$

Erfüllt kein Punkt $P_{srf}(i)$ die Bedingung, wird der neue Punkt \bar{p} angenommen und zur Menge $\{P_{srf}(i)\}$ hinzugefügt. Die Prüfung wird nun umgekehrt und alle bereits vorher aufgezeichneten Punkte der Resektionsfläche werden überprüft, ob der neue Punkt \bar{p} näher am Gewebe liegt. Hiefür wird der Suchkegel um 180° gedreht. Alle Punkte $P_{srf}(i)$ die nun analog zur obigen Formel innerhalb des Kegels mit der Richtung $\bar{p} - M_P$ liegen, werden gelöscht. Einzige Ausnahme hiervon bilden der neue Punkt \bar{p} selbst und auch der davor aufgenommene Punkt \bar{p}_{last} , um zu verhindern, dass bei einer langsamen Bewegung der Spitze des Resektionsinstrumentes über die Resektionsfläche jeder direkt zuvor aufgenommene Punkt sofort wieder gelöscht wird.

Übersteigt der Abstand zwischen dem neuen Punkt \bar{p} und dem Projektionszentrum M_P den Wert von $\sqrt{|M_P - M|^2 + r^2} + r \cdot 25\%$, so wird der Abstand zwischen M_P und M von initial $2 \cdot r$ bis auf minimal $r \cdot 50\%$ halbiert. Somit wird sichergestellt, dass der Suchkegel sowohl bei sehr flachen Resektionsflächen als auch bei tiefen, kegelförmigen Resektionen optimal positioniert ist. Andernfalls werden neue aufzunehmende Punkte nicht als solche erkannt oder zu viele bestehende Punkte wieder gelöscht.

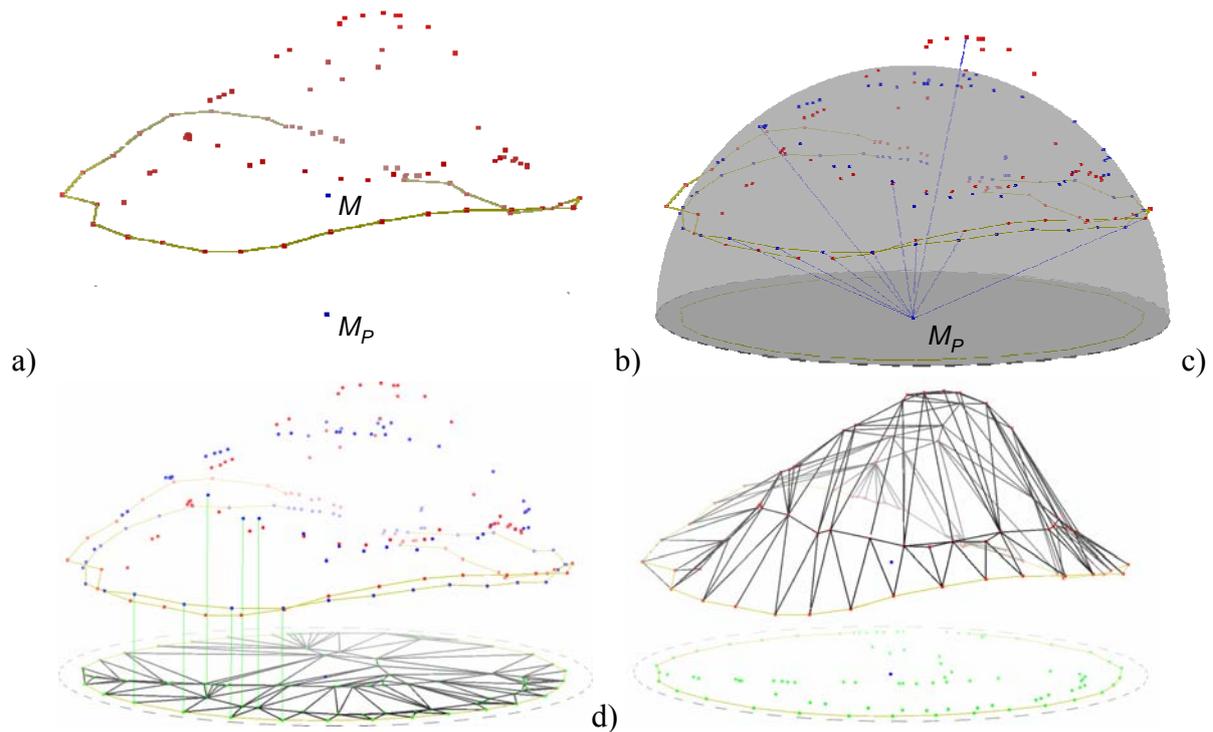


Abbildung 61: a) Die Resektionsgrenze (gelb) und die Punkte der Resektionsfläche (rot) wurden aufgezeichnet. a) Die aufgezeichneten Punkte der Resektionsfläche werden zuerst auf eine, den Messbereich umgebende Kugel projiziert, danach auf die Ebene E . b) Die projizierten Punkte auf der Ebene werden durch ein Dreiecksgitter vernetzt, welches dann c) die vermessene Resektionsfläche darstellt.

Damit der Benutzer ein Feedback bekommt, ob er die Resektionsfläche schon genügend abgetastet hat, müssen die aufgenommenen Punkte $\{P_{srf}(i)\} \cup \{P_{brdr}(i)\}$ als Fläche angezeigt werden. Dafür muss die Punktwolke zuerst vernetzt werden, um die Visualisierung in Form von Dreiecken zu ermöglichen. Die hierfür angewendete Delaunay-Triangulation arbeitet jedoch nur mit 2D-Punkten (Lee et al., 1980). Es ist dabei aber nicht dienlich, alle Punkte $P_{srf}(i)$ auf die Ebene E der Resektionsgrenze zu projizieren. Dabei werden leicht konkav liegende Punkte im Fall von tiefen Resektionskegeln falsch herum vernetzt. Deswegen werden alle Punkte $\{P_{srf}(i)\}$ und $\{P_{brdr}(i)\}$ (Abbildung 61a) zuerst auf die im Projektionszentrum M_P liegenden Halbkugel mit einem Radius von $\sqrt{|M_P - M|^2 + r^2}$ projiziert (Abbildung 61b), bevor diese von dort jeweils wiederum auf die Ebene projiziert werden (Abbildung 61c). Damit die Delaunay-Triangulation gleichmäßige Dreiecke erzeugt, müssen die auf die Ebene E projizierten Punkte noch durch eine Rotation auf die xy -Ebene gedreht werden, so dass die z -Komponente aller Punkte gleich null ist. Die Delaunay-Triangulation ist sehr effizient und kann für Punktemengen mit weniger als 1000 Punkten in Echtzeit ausgeführt werden. Da sie im Vergleich zur Entscheidung, ob ein Punkt $^{mod}P_{icp}(k)$ zur Menge $\{P_{srf}(i)\}$ hinzugefügt wird, jedoch mit Abstand die meiste Rechenzeit benötigt, sollte sie nur für die Visualisierung durchgeführt werden und von der restlichen Berechnung der Messung der Punkte $\{P_{srf}(i)\}$ entkoppelt werden.

Abhängig davon, wie dicht die Punkte $P_{srf}(i)$ liegen, wird das erzeugte Dreiecksgitter verschiedenfarbig eingefärbt (Abbildung 62). Hierfür wird für alle drei Kanten eines jeden Dreiecks die Länge berechnet und für jede betroffene Ecke des Dreiecks gewichtet nach dem Flächeninhalt des Dreiecks aufsummiert. Somit wird für jeden Punkt $P_{srf}(i)$ die durchschnittliche Kantenlänge der an dem Punkt liegenden Dreiecke bestimmt. Bei einem Wert von weniger als 7 mm wird der Punkt grün eingefärbt, bei mehr als 14 mm gelb, dazwischen linear interpoliert.

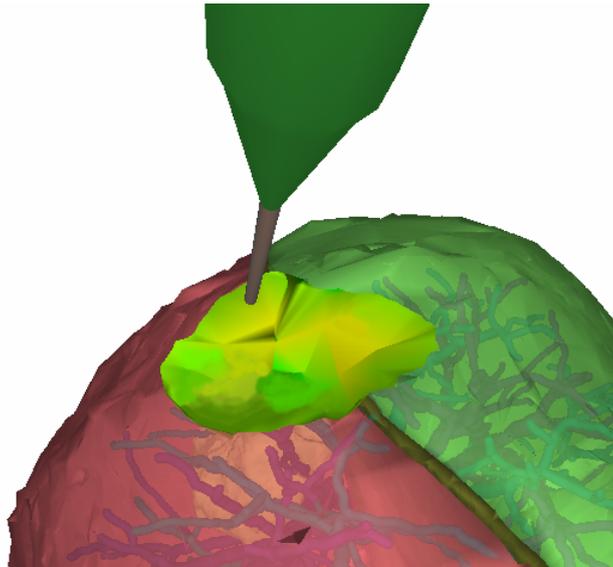


Abbildung 62: Vermessung der Form der Resektionsfläche. Gelb dargestellte Bereiche müssen noch abgetastet werden. In allen anderen Bereichen (grün) wurden bereits ausreichend viele Punkte aufgenommen.

Der Benutzer kann anhand der farbigen Markierung Bereiche der Resektionsfläche erkennen, an denen die Fläche noch nicht ausreichend dicht abgetastet wurde. Haben mehr als 80% der Punkte $P_{srf}(i)$ eine durchschnittliche Kantenlänge von weniger als 9 mm erreicht, gilt die Vermessung der Resektionsfläche als fertig und ein akustisches Signal ertönt. Dies wird abhängig von der Form und der Größe der Resektionsfläche nach insgesamt 30 bis 90 Sekunden erreicht. Diese Messzeit ist im Vergleich zur Bestätigung der Tumorfreiheit der Resektionsränder durch die Pathologie, für welche der Chirurg zwischen 10 und 30 Minuten warten muss, sehr gering.

Berechnung des Resektionsvolumens und Anpassung des Planungsmodells

Aus den aufgenommenen Punkten der Resektionsfläche $\{P_{srf}(i)\}$ und der Resektionsgrenze $\{P_{brdr}(i)\}$ kann am einfachsten die Größe der Resektionsfläche berechnet werden. Hierfür wird der Flächeninhalt aller durch die Triangulation erzeugten Dreiecke aufsummiert. Die Größe der Resektionsfläche ist für den Chirurgen ein Maß für die Menge des verletzten Gewebes, was durch die Resektionsflächenvermessung erstmals quantitativ erfasst werden kann. Ein für die Leberresektion sehr wichtiger Parameter ist das Volumen des entfernten Lebergewebes. Für keilförmige Resektionen kann dieses sehr einfach ermittelt werden, solange die Oberfläche der Leber durch die Ebene E der Resektionsgrenze angenähert werden kann. In diesem Fall wird das Volumen berechnet, welches durch die Ebene E und durch die Fläche der Punkte $\{P_{srf}(i)\}$ begrenzt wird. Hierfür wird das Volumen in gerade, dreieckige prismenartige Körper mit verschiedenlangen Seitenflächen eingeteilt, welche mit ihrer Grundfläche senkrecht auf der Ebene E stehen und durch ein Dreieck der triangulierten Resektionsfläche begrenzt werden. Die Grundfläche besteht demnach aus dem auf die Ebene E projiziertem Dreieck der Resektionsfläche. Das Volumen des Körpers des Dreiecks (i,j,k) aus den drei Punkten $P_{srf}(i)$, $P_{srf}(j)$ und $P_{srf}(k)$ wird ähnlich zum Prisma durch folgende Formel berechnet. Die Höhen h_i , h_j und h_k werden dabei als vorzeichenbehafteter Abstand des Punktes zur Ebene E bestimmt. Dadurch gehen Punkte über der Ebene E negativ in das Volumen ein, dies wird jedoch später bei der Anpassung des Modells wieder ausgeglichen.

$$V(i,j,k) = \text{sgn}(o) \cdot \frac{(P_{srf}(j) - P_{srf}(i)) \cdot (P_{srf}(k) - P_{srf}(i))}{2} \cdot \frac{h_i + h_j + h_k}{3} \quad (58)$$

$$h_i = (P_{srf}(i) - M) \cdot \frac{\vec{n}_E}{|\vec{n}_E|}$$

Einen wichtigen Aspekt nimmt die Orientierung des Dreiecks (i,j,k) ein, die in das Volumen über die Signum Funktion eingeht. Wenn die Außenseite des Dreiecks (i,j,k) der Resektionsfläche in Richtung der Ebene zeigt, wird o negativ. Somit kann auch das Volumen von konkaven Resektionsflächen berechnet werden. Zuvor muss jedoch zuerst die Flächennormale des Dreiecks (i,j,k) bestimmt werden. Diese kann bei konkaven Flächen beliebig zu \vec{n}_E orientiert sein. Aus diesem Grund wird vorher die Normale des Dreiecks aus den von $P_{srf}(i)$, $P_{srf}(j)$ und $P_{srf}(k)$ zuerst auf die Kugel $(M_P, \sqrt{|M_P - M|^2 + r^2})$ und dann auf die Ebene E projizierten Punkten berechnet. Diese Normale wird so festgelegt, dass sie gleich \vec{n}_E ist. Wird die Normale der Punkte $P_{srf}(i)$, $P_{srf}(j)$ und $P_{srf}(k)$ über das Kreuzprodukt in der gleichen Reihenfolge berechnet, wie die Normale der projizierten Punkte, so zeigt die Normale des Dreiecks (i,j,k) der Resektionsfläche stets nach außen. Über den Winkel zwischen dieser Normalen und \vec{n}_E kann festgestellt werden, ob o positiv ($< 90^\circ$) oder negativ ($> 90^\circ$) sein muss.

Das bisher berechnete Volumen ist nur für keilförmige Resektionen repräsentativ, bei der die Oberfläche mit Ausnahme der Resektionsfläche eben ist. Um das Volumen von resezierten Lebersegmenten zu berechnen, muss das Planungsmodell verwendet werden. Mittels der Registrierung der navigierten Instrumente kann die Resektionsgrenze auf die Leberoberfläche des Planungsmodells übertragen werden. Anschließend wird das Planungsmodell an dieser Grenze geteilt und das Volumen des der Resektionsfläche gegenüberstehenden Teils berechnet. Zusammen mit dem oben berechneten Volumen ergibt dies das Volumen des entfernten Gewebes der Leber. Da jedoch schon bereits bei einer geringfügigen Abweichung der Registrierung die Projektion der Punkte $P_{brdr}(i)$ auf das jeweils nächste Dreieck sehr aufwändig ist, muss zunächst der aufsummierte, quadratische Abstand der Punkte der Resektionsgrenze zur Oberfläche des Planungsmodells reduziert werden. Hierfür ist ein einfacher Simplex-Optimierungsalgorithmus geeignet, der für alle bei der Resektionsvermessung berechneten Punkte eine Korrekturmatrix ${}^{mod}T_{mod}$ bestimmen kann.

Um die für die Optimierung benötigte Zeit auf ein sinnvolles Maß von etwa einer halben Minute zu reduzieren, muss eine effiziente Abstandsberechnung zwischen Punkt und Dreiecksflächen implementiert werden. Dazu werden alle Dreiecke des Dreiecksgitters in Cluster eingeteilt, so dass die Abstandsberechnung nur für einen Teil der Dreiecke durchgeführt werden muss, wenn der andere Teil schon bereits durch die einfachere Abstandsberechnung zum Cluster ausgeschlossen werden kann. Als Cluster werden Kugeln gewählt, in denen die Dreiecke wiederum durch ihre Umkreise (Radius und Mittelpunkt von Kugeln) repräsentiert werden. Die Einteilung der Dreiecke in die Cluster erfolgt nach der Heuristik, dass ein Dreieck in das Cluster aufgenommen wird, wenn dessen Radius bei konstantem Mittelpunkt durch das zusätzliche Dreieck am geringsten erweitert werden muss. Existiert kein Cluster, dessen Radius auf weniger als r_{max} wachsen muss, wird durch das neue Dreieck ein neues Cluster erstellt, welches den Mittelpunkt und Radius des Umkreises des Dreieckes bekommt. Der Maximalradius r_{max} wird dabei auf 2% der größten Ausdehnung der Leberoberfläche gesetzt. Somit kann in der Regel eine Anzahl von Clustern erreicht werden, welche ungefähr 10% der Anzahl der Dreiecke entspricht. Bei einer Abstandsberechnung muss dann zwar zusätzlich der maximale Abstand zwischen dem Punkt und allen Clustern bestimmt werden, diese Berechnung ist jedoch im Vergleich zur Abstandsberechnung zwischen einem Punkt und einem Dreieck sehr viel einfacher. Letztendlich müssen im Endeffekt je nach Lage des Punk-

tes nur die Dreiecke von wenigen Clustern nach dem kürzesten Abstand untersucht werden, was in der Regel 1 bis 2% der ursprünglichen Anzahl der Dreiecke entspricht.

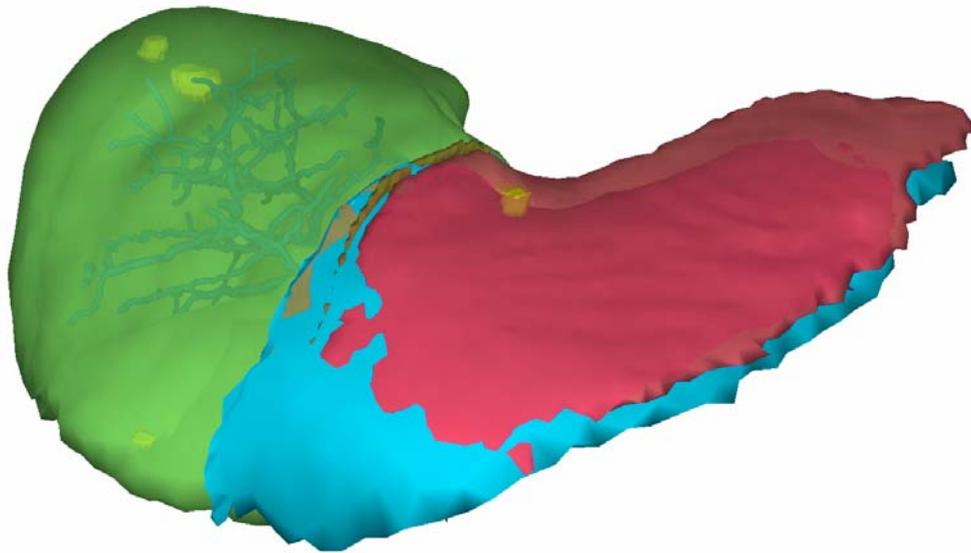


Abbildung 63: Vergleich des zu resezierenden Teils der Leber aus der Planung (hellrot) mit der Vermessung des am Phantom entfernten Teils (hellblau eingefärbt). Die leichte Verschiebung wurde durch die Registrierung verursacht.

Für die Trennung der Leberoberfläche des Planungsmodells wird anschließend jeder Punkt der Resektionsgrenze ${}^{mod}\mathbf{T}_{mod} \cdot P_{brdr}(i)$ auf das jeweils am nächsten liegende Dreieck des Oberflächengitters projiziert. Alle Ecken der betroffenen Dreiecke werden aus dem Oberflächengitter entfernt. Bei einer Repräsentation des Dreieckgitters als Graph mit den Kanten der Dreiecke als Kanten und den Eckpunkten als Knoten, kann der kürzeste Weg zwischen zwei bereits entfernten Eckpunkten durch eine Breitensuche gefunden werden. Dabei wird die Anzahl der Kanten auf dem Weg minimiert, so dass alle weiteren Dreiecke auf der Verbindungsstrecke zwischen zwei benachbarten Punkten ${}^{mod}\mathbf{T}_{mod} \cdot P_{brdr}(i)$ und ${}^{mod}\mathbf{T}_{mod} \cdot P_{brdr}(i+1)$ aus dem Dreiecksgitter entfernt werden können. Somit wird die Leberoberfläche entlang der Resektionsgrenze in zwei Teile geteilt. Durch eine Tiefensuche auf dem Graphen können die beiden Teile als Zusammenhangskomponenten gefunden werden. Durch einen Strahl ausgehend von M in Richtung $-\vec{n}_E$ kann der Teil des Oberflächengitters gefunden werden, der durch die Leberresektion entfernt wurde. Eine Vernetzung dieses Teils der Leberoberfläche mit den Punkten ${}^{mod}\mathbf{T}_{mod} \cdot P_{brdr}(i)$ und der vermessenen Resektionsfläche erlaubt eine Visualisierung des entfernten Teils der Leber (Abbildung 63).

Zusätzlich kann das Volumen des aus dem Planungsmodell entfernten Bereichs berechnet werden. Analog zur Resektionsfläche erfolgt die Berechnung auf Basis der aus den Dreiecken der Oberfläche gebildeten prismenartigen Körpern zusammen mit der Ebene, die durch den Punkt ${}^{mod}\mathbf{T}_{mod} \cdot M$ und der Normale $-\vec{n}_E$ bestimmt wird. Dieses Volumen ergibt zusammen mit dem bereits berechneten Volumen des Resektats das Gesamtvolumen des entfernten Lebergewebes. Zusammenfassend betrachtet nimmt die Korrektur der Registrierung die mit Abstand größte Rechenzeit der gesamten Resektionsflächenvermessung ein. Alle anderen Berechnungsschritte wie die Aufnahme der Punkte der Resektionsfläche und deren Vernetzung sowie das Durchtrennen des Oberflächengitters des Planungsmodells können bei einem Instrument wie zum Beispiel einer Fräse aufgrund der effizienten Abstandberechnung für das Dreiecksgitter in Echtzeit erfolgen.

6. Experimente

Die Evaluierung eines chirurgischen Assistenzsystems kann in zwei verschiedene Arten unterteilt werden. Zum einen muss eine technische Validierung durchgeführt werden, zum anderen muss das System klinisch evaluiert werden. Dabei steht die klinische Evaluierung im Vordergrund, da die Eigenschaften und Funktionen des Systems nur während einer realen Anwendung tatsächlich überprüfbar sind. Experimente mit technischem Hintergrund oder Experimente am Phantom haben eine beschränkte Aussagekraft, die sich rein auf die theoretisch möglichen Funktionalitäten bezieht.

Aus diesem Grund wird derzeit eine klinische Pilotstudie begonnen, in der das System durch Chirurgen angewendet wird, ohne dass eine intraoperative Hilfestellung durch technisches Personal besteht. Das Ziel der klinischen Prüfung ist, eine Aussage hinsichtlich der Anwendbarkeit des Assistenzsystems in der Leberchirurgie zu treffen.

Auch bereits während der Entwicklung wurde das Assistenzsystem in verschiedenen Entwicklungsstufen in klinischen Einsätzen evaluiert, um daraus zusätzliche Anforderungen und wichtige Eigenschaften für die weitere Entwicklung abzuleiten.

Zusätzlich wurde ein Experiment zur Validierung der Resektionsmessung und Volumenbestimmung des Resektats durchgeführt.

6.1 Klinische Evaluierung während der Entwicklung

Das System wurde in mehreren Einsätzen klinisch evaluiert. Dabei wurde das Assistenzsystem stets durch einen Chirurgen während einer Resektion der Leber angewendet, wobei ein technischer Assistent vor Ort Unterstützung in der Bedienung des Systems leistete.

Die Evaluierungen fanden am Virchow-Klinikum in der Klinik für Allgemein-, Visceral- und Transplantationschirurgie der Charité in Berlin, an der Klinik für Chirurgie des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein in Lübeck, an der Klinik für Allgemeinchirurgie, Viszeral- und Transplantationschirurgie am Universitätsklinikum Essen sowie am Allgemeinen Krankenhaus in Celle statt. Entsprechend des Entwicklungsstadiums wurden verschiedene Aspekte untersucht, die nachfolgend näher beschrieben sind.

6.1.1 Aufstellung des Assistenzsystems im OP-Raum

In der Viszeralchirurgie ist der Patient im OP-Raum von vielen Personen, zum Beispiel dem Chirurgen und seinen Assistenten, und vielen Geräten umgeben. Aus diesem Grund kommen für die Aufstellung des Assistenzsystems prinzipiell nur zwei Möglichkeiten in Betracht. Die erste Möglichkeit besteht in der Aufstellung an der Seite des OP-Tisches gegenüber dem Chirurgen, so dass dieser direkt geradeaus auf das System blickt. Alternativ dazu kann das System am Kopfende des OP-Tisches im Anästhesiebereich aufgestellt werden.

Von insgesamt 18 klinischen Einsätzen des Assistenzsystems wurde es siebenmal an der Seite des OP-Tisches aufgestellt und 11-mal stand das System im Anästhesiebereich. Für beide Varianten haben sich jeweils unterschiedliche Vor- und Nachteile ergeben.

Bei der Aufstellung des Assistenzsystems an der Seite des OP-Tisches überschneidet sich die Position des Systems mit der eines Assistenzarztes (Abbildung 64a). Oftmals verdeckt der Assistenzarzt die Sicht des Chirurgen auf das System. Außerdem kann das unsterile System aufgrund der beengten Platzverhältnisse sehr leicht vom sterilen Arzt berührt werden, was zur Unsterilität des Arztes führt. Alternativ dazu kann der Bildschirm des Assistenzsystem durch eine sterile Verpackung abgedeckt werden, dies verschlechtert jedoch die Bildqualität insbesondere des Ultraschallbildes. Ein größerer Abstand zwischen OP-Tisch und Assistenzsystem ist wegen dem vorgegebenen Abstand des optischen Positionsmesssystems vom Situs, welcher im Bereich zwischen 70 bis 100 cm liegen sollte, nicht möglich.

Die Aufstellung des Assistenzsystems im Anästhesiebereich ist nur aufgrund der schmalen Form des Systems und der kleinen Grundfläche möglich, da es auf Basis eines Infusionsständers gebaut wurde. Andernfalls würde es sonst den Zugang des Anästhesisten zum Patienten blockieren. Bei der Aufstellung des Systems im Anästhesiebereich, an der oberen, linken Ecke des OP-Tisches, ist eine Befestigung des Bildschirms in einer Höhe von mindestens 1,7 m notwendig, damit der Chirurg das Bild über die Trennwand zwischen Situs und Anästhesiebereich hinweg sehen kann (Abbildung 64b). Die Position des Systems ist dabei sowohl für die Sicht des Chirurgen auf den Bildschirm des Systems als auch für die Sichtbarkeit der Lokalisatoren an den Instrumenten für das optische Positionsmesssystem sehr günstig. Der Anästhesist wird nur während des Aufbaus des Systems am OP-Tisch behindert, ansonsten kann das gesamte OP-Personal seine Arbeit wie gewohnt ausführen.

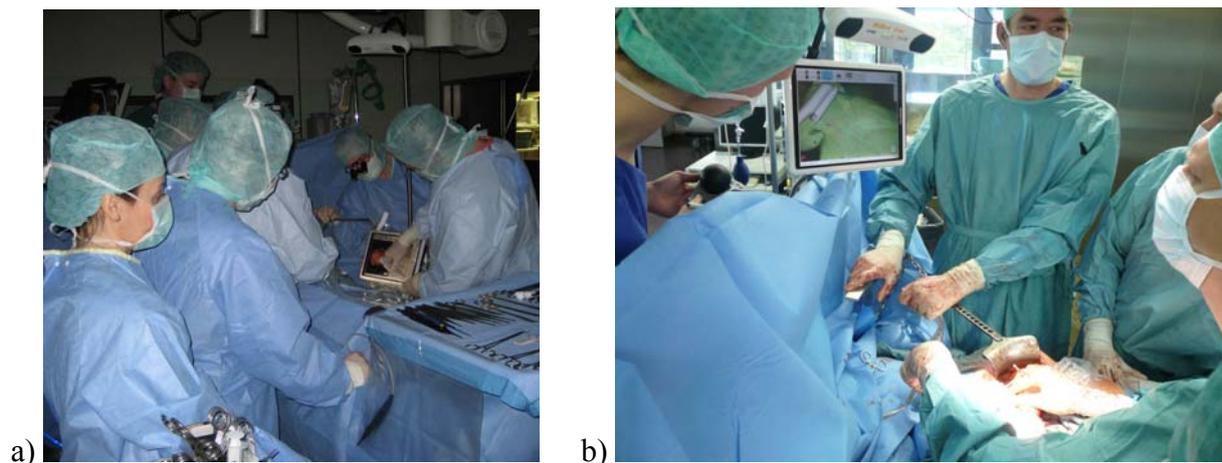


Abbildung 64: a) Das Assistenzsystem steht auf der Seite des OP-Tisches gegenüber dem Chirurgen. Durch eine sterile Verpackung des Touch-Bildschirms kann ein Assistenzarzt das System direkt bedienen. b) Bei einer Aufstellung des Assistenzsystems im Anästhesiebereich ist eine gute Sichtbarkeit des Bildschirms durch den Chirurgen und eine gute Sichtbarkeit der Lokalisatoren durch das optische Positionsmesssystem sichergestellt.

Die Aufstellung und der Abbau des Systems vor und nach den klinischen Einsätzen nahm für beide Varianten mit durchschnittlich jeweils 15 Minuten ähnlich viel Zeit in Anspruch. Dabei wurde jedoch die gesamte Dauer der Montage und der Demontage des Assistenzsystems gemessen. Falls das System bereits im OP-Trakt der Klinik steht, muss es nur noch in den OP-Raum gerollt werden und kann dort innerhalb von 5 Minuten auf- und abgebaut werden. Dabei sind aber für die Aufstellung im Anästhesiebereich einige Minuten zusätzlich nötig, die benötigt werden, um die Kabel des Assistenzsystems und die Schläuche der Anästhesie zu ordnen. Diese Aufgabe wurde während der Evaluierung von einem technischen Assistenten übernommen.

Für die zukünftige klinische Erprobung wurde das Assistenzsystem statt an einem rollbaren Stativ auf einem Gerätewagen befestigt. Dieser kann durch das klinische Personal leichter

gehandhabt werden und ermöglicht eine größere Flexibilität hinsichtlich der Recheneinheit und der daran anschließbaren Geräte. Das System kann damit nicht mehr im Anästhesiebereich aufgestellt werden, wurde jedoch für die Platzierung an der Seite des OP-Tisches optimiert. Insbesondere kann das optische Positionsmesssystem durch einen L-förmigen, drehbar gelagerten Haltearm näher an den Situs gebracht werden.

6.1.2 Handhabung der Instrumente mit den Lokalisatoren

Die Lagebestimmung der Instrumente während eines chirurgischen Eingriffes ist ein sehr bedeutender Aspekt des Assistenzsystems. Aus diesem Grund wurde die Anwendung der mit Lokalisatoren erweiterten Instrumente bereits in einer frühen Entwicklungsphase des Systems untersucht.

Dabei stellte die Handhabung der um die Lokalisatoren erweiterten Instrumente für die Chirurgen in den meisten Fällen kein Problem dar. Alle Chirurgen konnten die Instrumente wie gewohnt benutzen. Nur beim Schallen der oberen Seite der Leber in Richtung des Zwerchfelles (kranial) unterhalb des Rippenbogens stellte der Lokalisator an der Ultraschallsonde eine Behinderung dar. Diese kann jedoch durch ein Anheben der Leber durch Bauchtücher etwas abgemildert werden.

Für die Chirurgen ungewohnt war das Sicherstellen der Sichtbarkeit der Lokalisatoren der Instrumente für das optische Positionsmesssystem. Da die Lokalisatoren in Richtung des Messsystems zeigen müssen, um deren räumliche Lage zu bestimmen, muss der Chirurg der Ausrichtung der Lokalisatoren an den Instrumenten zusätzlich zur üblichen Anwendung der Instrumente Aufmerksamkeit widmen. Aus diesem Grund muss der Chirurg die Sichtbarkeit während der Registrierung und Navigation wiederholt mittels der Kontrollanzeige auf dem Bildschirm prüfen und das Instrument dann entsprechend drehen. Diese Einschränkung war für alle an der Evaluierung beteiligten Chirurgen ungewohnt, bedeutete jedoch keinen großen Nachteil. Während bei einer erstmaligen Anwendung des Assistenzsystems durch einen Chirurgen noch Hinweise von einem technischen Helfer bezüglich der Ausrichtung der Instrumente notwendig waren, achtete der Chirurg bei wiederholter Anwendung ohne weitere Hilfe darauf.

Da die Instrumente während eines chirurgischen Eingriffes vom sterilen Helfer vorbereitet werden, musste dieser die Montage der Lokalisatoren an den Instrumenten übernehmen. Da der sterile Helfer sehr oft, teilweise sogar auch während eines chirurgischen Eingriffes wechselt, mussten für die Montage der Lokalisatoren an den Instrumenten in der Regel Hinweise vom Chirurgen oder einem technischen Assistenten gegeben werden. Das Befestigen der Lokalisatoren an den Instrumenten mittels der Befestigungsschraube wurde dann meist ohne Probleme bewältigt. Komplexere Vorgänge, wie das versuchsweise durchgeführte Kalibrieren von Instrumenten im sterilen Bereich konnten nur mit einer direkten Anleitung durchgeführt werden. Aus diesem Grund ist die Durchführung der Kalibrierung des Resektionsinstrumentes oder der Ultraschallsonde während eines Eingriffes nicht praktikabel. Aus diesem Grund müssen die Instrumente einmalig und dauerhaft kalibriert sein.

Insgesamt musste die Anwendung des Systems in zwei von 18 Fällen abgebrochen werden, da die Lokalisatoren nicht auf den Instrumenten befestigt werden konnten. In einem Fall wurde der Lokalisator durch die sterile Verpackung von der Instrumentenbefestigung geschoben. Im anderen Fall wurde der Lokalisator sowie das Befestigungszubehör in der Zentralsterilisation falsch sortiert und stand somit während dem Eingriff nicht zur Verfügung. Deshalb ist es

notwendig die Lokalisatoren und Befestigungsschrauben in einem eigenen Sterilisationssieb aufzubewahren, so dass sie dem Assistenzsystem wieder zugeordnet werden können.

6.1.3 Durchführung der Registrierung

Die Registrierung des Planungsmodells mit der Lage der Leber des Patienten ist der technisch schwierigste Vorgang, der während der Anwendung des Assistenzsystems vom Chirurgen durchgeführt werden muss. Aus diesem Grund wurde eine Vielzahl verschiedener Ansätze getestet, von denen jedoch nur einige wenige überhaupt klinisch evaluiert wurden. Die Registrierung basiert hauptsächlich auf der Ausrichtung des Ultraschallbildes im Planungsmodell, so dass die im Ultraschallbild sichtbaren Gefäße mit denen im Planungsmodell übereinstimmen.

In mehreren klinischen Einsätzen musste das Ultraschallbild vom Chirurgen mithilfe der 6D-Maus von einer Position außerhalb des Planungsmodells an die korrekte Position innerhalb des Planungsmodells bewegt werden (Markert et al., 2007). Die Aufgabe konnte von den Chirurgen nur selten ausreichend erfüllt werden. Oftmals war beim Ausrichten des Ultraschallbildes Hilfe durch einen technischen Assistenten nötig. Insbesondere die Ansicht des Planungsmodells von außen erschwerte das Erkennen der Blutgefäße im Ultraschallbild und deren Zuordnung zu denen im Planungsmodell.

Um das Ausrichten des Ultraschallbildes zu erleichtern, wurde die Ansicht während der Registrierung auf das Ultraschallbild zentriert, so dass mithilfe der 6D-Maus das Planungsmodell gegenüber dem zentrierten Ultraschallbild bewegt wird. Diese Änderung ermöglichte ein einfacheres Erkennen der Blutgefäße im räumlich definierten Ultraschallbild. Dennoch war in der klinischen Anwendung das weite Verschieben des Ultraschallbildes im Vergleich zu dessen Größe problematisch und erforderte eine Menge Zeit.

Um eine korrekte Ausrichtung des Ultraschallbildes und somit eine Registrierung zu erreichen, wurde das Registrieren des Ultraschallbildes in 4 chirurgischen Eingriffen durch einen Radiologen an einem separaten Computer außerhalb des sterilen Bereichs vorgenommen. Auf diesem Weg konnte das Ultraschallbild präziser ausgerichtet werden, als dies mit den im Vergleich dazu eingeschränkten Interaktionsmöglichkeiten des Assistenzsystems möglich war. Diese Registrierungsmethode entsprach nicht den Anforderungen der Bedienung durch den Chirurgen, ermöglichte jedoch den Nachweis einer erfolgreich durchgeführten Resektion allein auf Basis von navigierten Instrumenten zusammen mit der präoperativen Planung (Oldhafer et al., 2008, Markert et al., 2008).

Als Fazit der klinischen Experimente zur Registrierung wurde festgestellt, dass die Registrierung für den Chirurgen sehr einfach durchführbar sein muss. Deswegen wurde die Registrierung in zwei Phasen, die Landmarkenregistrierung und die Registrierung des Ultraschallbildes aufgeteilt. Mit dem ersten Schritt wird eine grobe Registrierung erreicht. Das Antasten von vordefinierten Landmarken auf der Oberfläche der Leber mit dem Resektionsinstrument kann dabei von dem Chirurgen sehr schnell durchgeführt werden. Durch die Registrierung des Planungsmodells mit der Leber des Patienten über die Landmarken wird eine ungefähre Übereinstimmung der Orientierung zwischen der Darstellung und den navigierten Instrumenten erreicht. Dies vereinfacht die Ausrichtung des Ultraschallbildes im Vergleich zu den ersten klinischen Experimenten sehr stark. Durch die Einschränkung der Ausrichtung des Ultraschallbildes mit der 6D-Maus auf einen sehr begrenzten Bereich, wird nun verhindert, dass der Chirurg das Ultraschallbild durch eine ungewollte Bewegung der 6D-Maus zu stark ver-

schiebt. Dies ermöglicht im Endeffekt eine gleich lang dauernde oder sogar schnellere Registrierung als ein Registrierungsverfahren mit nur einem Schritt.

6.2 Validierung der Vermessung der Resektionsfläche

Mit der Funktionalität zur Vermessung der Resektionsfläche enthält das Assistenzsystem eine Funktionalität, die mit bereits bekannten Verfahren während eines chirurgischen Eingriffs nur eingeschränkt durchgeführt werden kann. Im Gegensatz zur intraoperativen Volumenmessung des Resektats durch die Wasserverdrängung wird das Volumen des entfernten Gewebes auf Basis der präoperativen Planung bestimmt und somit wird eine direkte Berechnung des Volumens des erhaltenen Gewebes ermöglicht. Zusätzlich können die Fläche der Resektion und damit die Größe des verletzten Gewebes bestimmt werden.

Da weder die Resektionsfläche noch das Volumen des Resektats direkt gemessen werden, muss überprüft werden, ob die Analyse der Bewegung der Spitze des Resektionsinstrumentes ausreichend ist, um Fläche und Volumen der Resektion zu bestimmen. Die Vermessung der Resektionsfläche ist dabei von der Registrierung des Planungsmodells abhängig. Aus diesem Grund wird der Registrierungsvorgang entsprechend des normalen Benutzungsablaufs mit in das Experiment einbezogen.

Material und Methode

Das Experiment beinhaltet die mehrfache Vermessung einer Resektionsfläche eines Phantoms. Für die Vermessung wird der intraoperative Benutzungsablauf durchgeführt, welcher die Registrierung des Leberphantoms und die anschließende Vermessung der Resektionsfläche umfasst.

Das Leberphantom wurde anhand der Planungsdaten eines realen Patienten hergestellt (Abbildung 65a). Die Planungsdaten bestehen aus dem Lebermodell basierend auf einer CT-Aufnahme und den Resektionsvorschlägen eines Radiologen. Aufgrund einer großen Anzahl von Läsionen in der Leber, wurde in diesem Fall eine ganze Reihe von separaten Resektionen vorgeschlagen, für die jeweils ein genauer Verlauf der Resektionsfläche definiert wurde. Das Leberphantom enthält alle diese Resektionen, obwohl während des chirurgischen Eingriffs nur ein kleiner Teil der Läsionen entfernt werden musste.

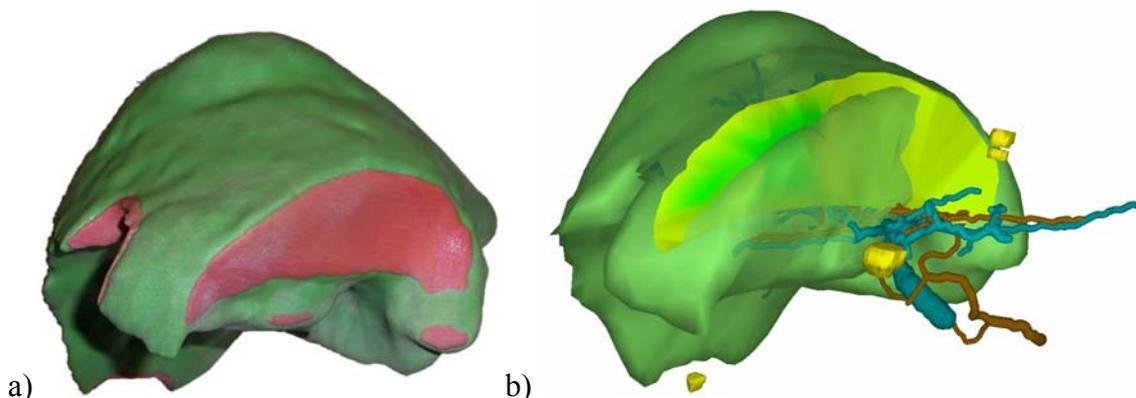


Abbildung 65: a) Leberphantom für die Resektionsvermessung mit der ebenen Resektionsfläche im Vordergrund b) Darstellung der Vermessung der Form der Resektionsfläche im Planungsmodell. Gelb dargestellte Bereiche müssen noch genauer vermessen werden.

Alle einzelnen Resektionsvorschläge wurden auf Basis der segmentierten Voxeldaten vereint, so dass das Phantom nur das bei allen Resektionen insgesamt erhaltene Gewebe enthält. Die

Grenzflächen zum entfernten Gewebe wurden am Phantom durch anders eingefärbte Flächen hervorgehoben (Abbildung 65b). Das Leberphantom wurde durch ein Rapid-Prototyping-Verfahren, den 3D-Druck, in Form eines starren Modells hergestellt.

Im Experiment wurden 2 verschiedene Resektionsflächen vermessen (Abbildung 65a, Abbildung 66). Die erste Resektionsfläche entspricht der lokalen Resektion eines oberflächennahen Tumors. Dementsprechend ist die Resektionsfläche kegelförmig. Die andere Resektion entspricht einer links-lateralen Resektion, bei der die Leber durch eine ungefähr ebene Resektionsfläche in zwei Teile geteilt wurde.

Für eine Resektionsfläche wurden jeweils $n = 10$ Messungen durchgeführt. Für jede Messung wurde das Resektionsphantom im Messbereich des optischen Positionsmesssystems platziert und die Planungsdaten mit dem Assistenzsystem geladen. Auf der Oberfläche der Leber wurden danach im Planungsmodell 4 Landmarken definiert, die sich an markanten Positionen befinden. Der Registrierungsvorgang wurde danach mit dem Einmessen der Spitze des Resektionsinstrumentes in der Mulde des Lokalisators der Ultraschallsonde begonnen. Anschließend wurden die den Landmarken entsprechenden Positionen am Leberphantom mit der Spitze des Resektionsinstrumentes angetastet. Da das Leberphantom für die Vermessung der Resektionsfläche keine im Ultraschallbild sichtbaren Gefäße enthält, wurde die Ultraschallsonde nur zur Kontrolle der Registrierung verwendet und während der Ausrichtung des Ultraschallbildes im Planungsmodell die Registrierung nicht mehr verändert. Abschließend wurde die Registrierung durch das Antasten der Oberfläche des Phantoms mit dem Resektionsinstrument bestätigt.

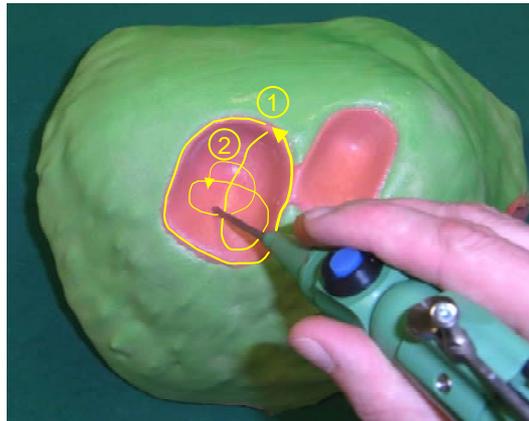


Abbildung 66: Vermessung der Resektionsfläche: Zuerst wird die äußere Grenze der Resektionsfläche vermessen, als zweites erfolgt die Vermessung der Form der Resektionsfläche.

Die Messung der Resektionsfläche wurde jeweils durch das Umschalten des Assistenzsystems in die Benutzungsphase *Measurement* begonnen. Danach wurde die Resektionsfläche mit der Spitze des Resektionsinstrumentes an der Resektionsgrenze umfahren. Dabei wurden verschiedene Startpunkte gewählt und die Resektionsfläche in beide Richtungen umfahren. Nach erfolgter Erkennung der Resektionsgrenze wurde die Form der Resektionsfläche mit der Spitze des Resektionsinstrumentes abgetastet (Abbildung 66). Dieser Prozess wurde teilweise unterbrochen und das Resektionsinstrument kurz von der Resektionsfläche entfernt, um gleich darauf an einer anderen Stelle fortzufahren. Das Resektionsinstrument wurde dabei zu den Bereichen der Resektionsfläche bewegt, die in der Visualisierung noch nicht grün sondern noch gelb dargestellt wurden (Abbildung 65b). Sobald das Assistenzsystem die genügende Vermessung der Resektionsfläche akustisch bestätigt hat, wurde die Vermessung gestoppt. Durch das Beenden der Bedienphase *Measurement* wurde automatisch die Größe des Volumens des Resektats berechnet und zusammen mit der gemessenen Resektionsfläche und dem

damit abgetrennten Teil des Planungsmodells als eine Darstellungsansicht des Planungsmodells abgespeichert. Zusätzlich wurde die für die Vermessung der Resektionsfläche benötigte Zeit inklusive der Berechnung des Resektatvolumens protokolliert. Bei der Vermessung wurden hauptsächlich die akustischen Signale des Assistenzsystems beachtet und die Visualisierung nur kurzzeitig betrachtet. Die Registrierung und die Vermessung der Resektionsfläche wurden zügig durchgeführt. Es wurde nicht auf eine besondere Präzision bei der Führung der Spitze des Resektionsinstrumentes geachtet.

Ergebnisse

Die Messung der beiden Resektionsflächen ergab die folgenden Messwerte in Tabelle 27 und Tabelle 28. Eine Messung dauerte zusammen mit dem Laden und Registrieren des Planungsmodells zwischen 3 und 4 Minuten.

Tabelle 27: Messwerte für keilförmige Resektionsfläche 1.

| | | | | | |
|----------------------|------|------|------|------|------|
| V [ml] | 22,3 | 24,5 | 21,9 | 24,4 | 20,8 |
| A [cm ²] | 3,07 | 2,98 | 3,11 | 3,07 | 2,94 |
| t [s] | 40 | 39 | 43 | 45 | 42 |
| V [ml] | 22,2 | 21,4 | 14,7 | 19,9 | 22,4 |
| A [cm ²] | 2,95 | 2,92 | 2,73 | 2,68 | 2,94 |
| t [s] | 43 | 38 | 49 | 30 | 46 |

Tabelle 28: Messwerte für ebene Resektionsfläche 2.

| | | | | | |
|----------------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| V [ml] | 256,7 | 259,1 | 254,7 | 264,3 | 260,7 |
| A [cm ²] | 4,04 | 4,58 | 4,03 | 4,73 | 4,58 |
| t [s] | 52 | 47 | 37 | 72 | 55 |
| V [ml] | 249,5 | 259,1 | 253,5 | 259,5 | 257,1 |
| A [cm ²] | 4,56 | 4,21 | 3,99 | 4,30 | 4,48 |
| t [s] | 50 | 40 | 35 | 43 | 38 |

Während der Vermessung der Resektionsflächen traten drei besondere Fälle auf. Für die erste Resektionsfläche wurde ein von den anderen Messwerten stark abweichender Wert von 14,7 ml gemessen. In diesem Fall wurde das akustische Signal für das Ende der Messung der Form der Resektionsfläche zu früh ausgelöst. Für die zweite, ebene Resektionsfläche konnte die Vermessung der Resektionsfläche in einem Fall nicht beendet werden, da die Resektionsgrenze falsch erfasst wurde. Die Messung konnte schon aufgrund der Visualisierung als offensichtlich falsch eingestuft werden. Außerdem konnte die Messung der Form der Resektionsfläche nicht abgeschlossen werden, da hierfür keine ausreichende Genauigkeit erreicht wurde. Im dritten besonderen Fall ist die Messzeit mit 72 Sekunden besonders hoch. Hierbei konnte die Resektionsgrenze nicht im ersten Versuch erfasst werden, sondern die Resektionsgrenze musste mehrfach umrundet werden, bis sie als geschlossene Fläche erkannt wurde. Abgesehen davon wurde diese Messung der Resektionsfläche normal fortgeführt.

Die Mittelwerte der gemessenen Werte sowie deren Standardabweichung sind in der folgenden Tabelle 29 aufgeführt. Das gemessene Volumen wird darin dem aus den Voxeldaten des Planungsmodells ermittelten Volumen des Resektats gegenübergestellt.

Tabelle 29: Mittelwert und Standardabweichung der Messwerte der beiden Resektionsflächen im Vergleich zum Volumen des Planungsmodells.

| | μ | σ | Planungsmodell |
|----------------------|-------|----------|----------------|
| V [ml] | 21,5 | 2,76 | 16,6 |
| A [cm ²] | 2,9 | 0,14 | - |
| t [s] | 41,5 | 5,2 | - |
| V [ml] | 257,4 | 4,14 | 276,8 |
| A [cm ²] | 4,35 | 0,27 | - |
| t [s] | 46,9 | 11,1 | - |

Auswertung und Diskussion

Für die erste, keilförmige Resektionsfläche ergibt sich eine durchschnittliche Abweichung von 5 ml beziehungsweise 30% gegenüber dem Volumen des Resektats entsprechend des Planungsmodells. Im Maximalfall beträgt die Abweichung des Volumens 7,9 ml beziehungsweise 50%. Alle Messwerte sind systematisch zu groß. Für die zweite Resektionsfläche ergibt sich eine Abweichung von absolut 19,4 ml und relativ 8% vom Volumen des Resektats im Planungsmodell. Die maximale Abweichung beträgt 27,3 ml beziehungsweise 10%. Alle Messwerte des Volumens der zweiten Resektionsfläche sind systematisch zu klein.

Die Vermessung von Resektionsflächen war für beide Arten von Resektionsflächen möglich. Sowohl im ersten Fall der keilförmigen Resektion, bei welcher der Großteil des gemessenen Volumens durch die Form der Resektionsfläche bestimmt wird, als auch bei der zweiten Resektionsfläche, bei welcher das Volumen hauptsächlich durch die Teilung des Planungsmodells berechnet wird, ist das gemessene Volumen des Resektats mit dem des Planungsmodells vergleichbar. Die Abweichung liegt im Vergleich zum gesamten Lebervolumen, welches bei diesem Fall 2128 ml betrug, unter 2%. Das ist für eine medizinische Beurteilung des Volumens des erhaltenen Lebergewebes ausreichend.

Die Unterschiede in den Messwerten des Volumens und der Fläche können zum Großteil auf die ungenaue Bewegung des Resektionsinstrumentes entlang der Resektionsgrenze zurückgeführt werden. Die Spitze weicht im Normalfall 1 bis 2 mm von der Resektionsgrenze ab, manchmal führen kurze Schlenker in der Bewegung des Resektionsinstrumentes zu einer Abweichung von 5 mm von der Resektionsgrenze. Derartige Abweichungen beeinflussen direkt die Größe der gemessenen Fläche und indirekt das berechnete Volumen des Resektats und wirken sich besonders auf die Vermessung der ersten Resektionsfläche aus.

Die Vermessung der zweiten Resektionsfläche wird stärker durch Abweichungen der Registrierung beeinflusst. Diese können durch die Verschiebung der Resektionsfläche gegenüber dem Planungsmodell die Zerteilung des Planungsmodells stark beeinflussen und ändern somit das berechnete Volumen des Resektats. Diese Abweichung wird durch die Einpassung der gemessenen Resektionsgrenze in die Leberoberfläche des Planungsmodells verringert, kann jedoch bei einer stark abweichenden Registrierung Fehler nicht verhindern.

Das Messverfahren ist durch die Analyse der Bewegung des Resektionsinstrumentes auf jeden Fall fehlerbehaftet. Zum einen besteht immer ein kleiner Abstand zwischen der Resektionsfläche und der Spitze des Resektionsinstrumentes. Zum anderen ist die Dichte der aufgezeichneten Punkte der Resektionsfläche mit einem vorgegebenen, durchschnittlichen Abstand von 9 mm nicht sehr hoch. Die Anforderung an die Dichte der aufgezeichneten Punkte könnte beliebig erhöht werden und würde somit zu genaueren Messergebnissen des Volumens führen. Allerdings würde dies die Dauer der Messung sehr stark erhöhen. Außerdem wird damit die Visualisierung der noch nicht vermessenen Bereiche der Resektionsfläche komplizierter und die Koordination der Bewegung des Resektionsinstrumentes für den Chirurgen wesentlich anspruchsvoller. Aus diesem Grund wird die geringe Anforderung an die Dichte der Punkte auf der Resektionsfläche beibehalten.

Durch die Verformung einer menschlichen Leber während eines chirurgischen Eingriffs ist eine viel größere Abweichung zwischen dem echten Volumen des Resektats und dem gemessenen Volumen zu erwarten. Die Deformation des Gewebes bewirkt sowohl eine Änderung der Größe als auch der Form der Resektionsfläche. Eine genaue Untersuchung kann nur durch eine klinische Studie erfolgen, bei der die Größe des erhaltenen Lebervolumens postoperativ zeitnah anhand einer CT- oder MRT-Aufnahme bestimmt wird. Ein Vergleich der Messung des Volumens des Resektats mit dem Assistenzsystem und der intraoperativen Messung durch die Wasserverdrängung erscheint wenig erfolgversprechend, da das Volumen des entfernten Gewebes stark durch den Blutverlust beeinflusst wird.

Die Vermessung der Resektionsfläche mit dem navigierten Resektionsinstrument ist sehr einfach durchzuführen und benötigt weniger als eine Minute. Der Benutzungsablauf ist sehr schnell zu erlernen und kann auch von ungeübten Benutzern erfolgreich durchgeführt werden. Die wenigen Fälle, in denen die Messung nicht korrekt durchgeführt werden konnte, sind auf eine falsche Interpretation der Bewegung des Instrumentes durch das Assistenzsystem zurückzuführen. In einem Fall wurde offensichtlich ein Teil der Resektionsgrenze beim Abtasten übersprungen, ohne dass dies durch das System erkannt wurde. Aufgrund der geringen benötigten Zeit für eine Messung ist es in einem chirurgischen Eingriff problemlos möglich, die Vermessung der Resektionsfläche zu wiederholen.

7. Zusammenfassung und Ausblick

Die vorliegende Arbeit beschreibt die Entwicklung und Realisierung eines Assistenzsystems für die offene Leberchirurgie, welches den Chirurgen während des Eingriffs durch navigierte Instrumente unterstützt. Das System ermöglicht ein dreidimensionales Planungsmodell basierend auf der präoperativen Bildgebung dem Chirurgen intraoperativ zur Verfügung zu stellen und somit die präoperative Bildgebung mit der intraoperativen Bildgebung in Form von Ultraschallbildern zu vergleichen. Durch die Erweiterung eines Resektionsinstrumentes und einer Ultraschallsonde mit Lokalisatoren kann die räumliche Lage der Instrumente des Chirurgen durch ein optisches Positionsmesssystem erfasst werden. Mithilfe eines mehrstufigen Registrierungsprozesses kann die Lage der Leber auf das Planungsmodell übertragen werden, womit die Voraussetzung für die Anzeige der navigierten Instrumente relativ zum Planungsmodell erfüllt ist. Die Verschiebung und Deformation der Leber wird dabei mittels Reflektormarken gemessen und ermöglicht somit dem Chirurgen die geplante Resektionsgrenze auch bei einer Bewegung der Leber auf diese zu übertragen. Nach erfolgter Resektion kann der Chirurg mit dem navigierten Resektionsinstrument die Größe der Resektionsfläche ausmessen und darüber hinaus das Volumen des Resektats bestimmen.

Während der Entwicklung des Assistenzsystems stand dessen intraoperative Anwendung im Vordergrund, so dass alle beschriebenen Verfahren durch den Chirurgen während eines Eingriffes angewendet werden können. Durch das beschriebene Bedienkonzept ist der Chirurg in der Lage, das System durch sehr wenige Bedienschritte auch aus dem sterilen Bereich heraus zu benutzen. Dabei werden die intraoperativen Instrumente eingesetzt, um räumliche Positionen an der Leber zu definieren und Bedienschritte auszuführen. Eine genaue Analyse der Benutzereingaben über den Touch-Bildschirm und die 6D-Maus sowie eine Bewegungsanalyse der navigierten Instrumente ermöglichen eine präzise Erkennung der Intentionen des Benutzers. Somit kann der Benutzer das System sehr zügig bedienen. Durch die Unterstützung des Chirurgen in Form von Hinweismeldungen und durch die starke Strukturierung des Bedienkonzeptes entsprechend des Ablaufs eines leberchirurgischen Eingriffs ist die Anwendung des Assistenzsystems sehr einfach zu erlernen.

Die Registrierung zwischen dem Planungsmodell und der Leber des Patienten wird in zwei Schritten über Landmarken auf der Leberoberfläche und die Ausrichtung eines Ultraschallbildes im Planungsmodell erreicht. Dieser Prozess ist so einfach gestaltet, dass er in wenigen Minuten durchgeführt werden kann und somit im Fall einer mehrfachen Resektion eine wiederholte, lokale Registrierung möglich ist. Die Lage der Leber wird nach der Registrierung aus den Positionen mehrerer auf der Leber befestigter Reflektormarker berechnet. Durch eine robuste Zuordnung der einzelnen Positionen zwischen zwei Messungen kann die Leber auch bei einer teilweise oder zeitweise vollständigen Verdeckung mittels des optischen Positionsmesssystem erfasst werden. Aufgrund der unabhängig voneinander gemessenen Positionen der Reflektoren auf der Leber ist eine Bestimmung der Deformation des Gewebes möglich.

Die Vermessung der Resektionsfläche kann durch den Chirurgen mithilfe des navigierten Resektionsinstrumentes in einem interaktiven Prozess durchgeführt werden. Dabei werden zuerst die Grenze der Resektionsfläche und danach die Form der Resektionsfläche mit der Spitze des Instrumentes abgetastet. Die Messung läuft dabei abgesehen von der Bewegung des Instrumentes völlig ohne Benutzereingabe ab. Anschließend wird die Größe der resezierten Fläche und unter der Einbeziehung des Planungsmodells das Volumen des Resektats bestimmt.

Das entwickelte System ermöglicht die Anwendung eines komplexen, technischen Ablaufs innerhalb eines chirurgischen Eingriffs, ohne dass der Chirurg sich intensiv mit dem System auseinandersetzen muss oder einen technischen Assistenten im OP-Raum benötigt. Aus diesem Grund kann der Einsatz eines solchen Assistenzsystems demnächst in einer klinischen Pilotstudie untersucht werden.

Während in der klinischen Anwendung bereits eine Registrierung des präoperativen Planungsmodells mit der intraoperativen Lage der Leber des Patienten erreicht werden kann, sind in Zukunft noch die folgenden Verbesserungen und Weiterentwicklungen möglich, die insbesondere den klinischen Nutzen des Systems verbessern können.

- Eine automatische Analyse der Ultraschallbilder ermöglicht eine Einbeziehung der Information aus den intraoperativen Bilddaten, die momentan völlig ungenutzt bleiben. Besonders eine Aktualisierung des Planungsmodells und eine Verbesserung der Registrierung kann durch eine Erkennung der Blutgefäße und des tumorösen Gewebes im Ultraschallbild erreicht werden.
- Die Entwicklung integrierter Instrumente, kann die Anwendung des Assistenzsystems weiter vereinfachen. Derartige Instrumente können sowohl eine chirurgische Funktion, wie das Durchtrennen von Gewebe, als auch die räumliche Lagemessung oder die Messung von Gewebeeigenschaften in sich kombinieren. Somit kann der Chirurg gleichzeitig arbeiten und das Assistenzsystem mit aktuellen Informationen versorgen.
- Durch die Integration einer Planung kann der Chirurg das Planungsmodell intraoperativ auf eine veränderte Situation anpassen und verschiedene Möglichkeiten gegeneinander abwägen. Somit kann das System auch bei Standardeingriffen sehr nützlich sein, weil die geplante Resektionsstrategie sehr schnell geändert werden kann.
- Die Anwendung in anderen Gebieten der Viszeralchirurgie wird durch eine Erweiterung und Anpassung des Systems auf andere chirurgische Eingriffe ermöglicht. Die beschriebenen Ansätze können auch auf andere Eingriffe der Weichgewebschirurgie übertragen werden. Dabei muss insbesondere der Bedienablauf des Systems mit dem Ablauf des jeweiligen chirurgischen Eingriffs abgestimmt werden.

8. Anhang – Notation

Im Folgenden wird die Notation der verwendeten Variablen beschrieben.

Notation Beschreibung

| | |
|----------------------------|--|
| ${}^{src}\mathbf{T}_{dst}$ | räumliche Lagetransformation in Form einer homogenen Matrix (4×4), beschreibt die Rotation und Translation des Zielkoordinatensystems dst im Basiskoordinatensystem src |
| ${}^{src}\mathbf{R}_{dst}$ | räumliche Rotation in Form einer Matrix (3×3) mit orthonormalen Spalten, beschreibt die Rotation des Zielkoordinatensystems dst im Basiskoordinatensystem src |
| ${}^{src}\mathbf{q}_{dst}$ | räumliche Rotation in Form einer Quaternion (1×4), beschreibt die Rotation des Zielkoordinatensystems dst im Basiskoordinatensystem src |
| ${}^{src}\mathbf{P}_{dst}$ | räumlicher Punkt mit der Bezeichnung dst als Vektor im Koordinatensystem src , ebenso die Translation des Punktes dst im Basiskoordinatensystem src |
| $\bar{\mathbf{x}}$ | räumlicher Vektor (3×1), oft in transformierter Schreibweise $(x \ y \ z)^T$ |
| $ \bar{\mathbf{x}} $ | Länge eines Vektors in Form der euklidischen Norm |
| $t(k)$ | Zeitpunkt einer Messung k (analog zur Herkunft einer Transformationsmatrix ${}^{src}\mathbf{T}_{dst}(k)$ aus der Messung k) |
| I_{IMG} | Bildmatrix in der jedes Element den Helligkeitswert eines Pixels beschreibt |

Bei der Transformation von räumlichen Punkten von einem Koordinatensystem in ein anderes wird bei der Multiplikation einer Transformationsmatrix mit einem Punkt oder Vektor implizit die 4. Zeile des Punkt oder des Vektors mit einer 1 ergänzt.

9. Literatur

- Arnold, S.; Schmitgen, A.; Grunst, G.; Kubitz, R.; Reichelt, D.; Cohnen, M. (2009): Ultrasound Navigated RFA of Liver Tumors. IFMBE Proceedings, 2009, 22 (4), S. 118-120
- Aylward, S.; Jomier, J.; Guyon, J.; Weeks, S. (2002): Intra-Operative 3D ultrasound augmentation. Proceedings of the IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, Washington DC, United States, July 2002, S. 421-424.
- Beller, S.; Eulenstein, S.; Lange, T.; Hünnerbein, M.; Schlag, P.M. (2009): Upgrade of an optical navigation system with a permanent electromagnetic position control. Journal of Hepato-Biliary-Pancreatic Surgery 16(2), S. 165-170.
- Beller, S.; Hünnerbein, M.; Eulenstein, S.; Lange, T.; Schlag, P.M. (2007): Feasibility of navigated resection of liver tumors using multiplanar visualization of intraoperative 3D ultrasound data. Annals of Surgery 246(2), S. 288-294.
- Bentrem, D.J.; Dematteo, R.P.; Blumgart, L.H. (2005): Surgical therapy for metastatic disease to the liver. Annual Review of Medicine 56, S. 139-156.
- Birth, M. (2007): Resektion von Lebermetastasen. Arzt und Krankenhaus 12, S. 365–372.
- Bramhall, S.R.; Gur, U.; Coldham, C.; Gunson, B.K.; Mayer, A.D., McMaster, P.; Candinas, D.; Buckels, J.A.C.; Mirza, D.F. (2003): Liver resection for colorectal metastases. Annals of The Royal College of Surgeons of England 85(5), S. 334-339.
- Cash, D.M.; Miga, M.I.; Glasgow, S.C.; Dawant, B.M.; Clements, L.W.; Cao, Z.; Galloway, R.L.; Chapman, W.C. (2007): Concepts and preliminary data toward the realization of image-guided liver surgery. Journal of Gastrointestinal Surgery 11(7), S. 844-859.
- Chen, M.F.; Hwang, T.L.; Hung, C.F. (1991): Human liver regeneration after major hepatectomy. A study of liver volume by computed tomography. Annals of Surgery 213(3), S. 227-229.
- Citaka, M.; Gardner, M.J.; Citak, M.; Krettek, C.; Hüfner, T.; Kendoff, D. (2008): Navigated femoral anteversion measurements: A new intraoperative technique. Injury 39(4), S. 467-471.
- Cleas, J.; Koekelkoren, E.; Wuyts, F.L.; Claes, G.M.E.; Van den Hauwe, L.; Van de Heyning, P.H. (2000): Accuracy of Computer Navigation in Ear, Nose, Throat Surgery. Archives of Otolaryngology - Head & Neck Surgery 126, S. 1462-1466.
- Eulenstein, S.; Lange, T.; Hünnerbein, M.; Schlag, P.M.; Lamecker, H. (2004): Ultrasound-based navigation system incorporating preoperative planning for liver surgery. International Congress Series 1268, S. 758-763.
- Evrard, S.; Moyses, B.; Ghnassia, J.P.; Vix, M.; Mutter, D.; Methelin, G.; Marescaux, J. (1992): Validation of the measurement of hepatic volume by three-dimensional computed tomography. Annales de Chirurgie 46(7), S. 601-604.

- Ferrero, A.; Vigan`o, L.; Polastri, R.; Muratore, A.; Eminefendic, H.; Regge, D.; Capussotti, L. (2007): Postoperative liver dysfunction and future remnant liver: where is the limit? Results of a prospective study. *World Journal of Surgery* 31(8), S. 1643-1651.
- Galloway, R. (2007): Found in translation: from the laboratory to the operating room to the market. In *Conference Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS)*, S. 5162-5165.
- Glombitza, G.; Vetter, M.; Hassenpflug, P.; Cárdenas, C.; Wolf, I.; Braun, V.; Gieß, C.; Evers, H.; Lamadé, W.; Meinzer, H.P. (2001): Verfahren und Vorrichtung zur Navigation bei medizinischen Eingriffen bzw. zur Fixation einer nicht-knöchigen Strukturen. *Europäisches Patent EP 1 328 209 A1*, Okt. 23, 2001.
- Goldsmith, M.M.; Bucholz, R.D.; Smith, K.R.; Nitsche, N. (1995): Clinical applications of frameless stereotactic devices in neurotology: preliminary report. *American Journal of Otolaryngology* 16(4), S. 475-479.
- Hassenpflug, P.; Vetter, M.; Thorn, M.; Cárdenas, C.; Glombitza, G.; Lamadé, W.; Richter, G.M.; Meinzer, H.P. (2001): Navigation in liver surgery - requirement analysis and possible solutions. In Kim, M.H.; Meinzer, H.P. (Ed.): *Proceedings of the Fifth Korea-Germany Joint Workshop on Advanced Medical Image Processing*. Seoul, Korea, 15.-16.05.2001.
- Herline, A.J.; Herring, J.L.; Stefansic, J.D.; Chapman, W.C.; Galloway, R.L.; Dawant, B.M. (1999b): Surface Registration for Use in Interactive Image-Guided Liver Surgery. *Lecture Notes in Computer Science* 1679/1999, S. 892-899.
- Herline, A.J.; Stefansic, J.D.; Debelak, J.P.; Hartmann, S.L.; Pinson, C.W.; Galloway, R.L.; Chapman, W.C. (1999a): Image-guided surgery: preliminary feasibility studies of frameless stereotactic liver surgery. *Archives Surgery* 134(6), S. 644-650.
- Hildebrand, P.; Schlichting, S.; Martens, V.; Besirevic, A.; Kleemann, M.; Roblick, U.; Mirow, L.; Bürk, C.; Schweikard, A.; Bruch, H.P. (2008): Prototype of an intraoperative navigation and documentation system for laparoscopic radiofrequency ablation: first experiences. *European Journal of Surgical Oncology*. 34(4), S. 418-21.
- Joshi, A.; Scheinost, D.; Vives, K.P.; Spencer, D.D.; Staib, L.H.; Papademetris, X. (2008): Novel interaction techniques for neurosurgical planning and stereotactic navigation. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 14(6), S. 1587-1594.
- King, A.P.; Blackall, J.M.; Penney, G.P.; Hawkes, D.J. (2001): Tracking liver motion using 3-D ultrasound and surface-based statistical shape model. In *Proceedings of the IEEE Workshop Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*. Kauai, Hawaii, 09.-10.12.2001, S. 145-152.
- Köckerling, F. (2001): Transection of the Liver Parenchyma with the Ultrasonic Dissector. In Köckerling, F.; Schwartz, S.I. (2001): *Liver Surgery – Operative Techniques and Avoidance of Complications*. J.A. Barth Verlag, Heidelberg, S. 47-50.
- Koele, W.; Stammberger, H.; Lackner, A.; Reittner, P. (2002): Image guided surgery of paranasal sinuses and anterior skull base – Five years experience with the InstaTrack-System. *Rhinology* 40, S. 1-9.

- Lang, H.; Radtke, A.; Hindennach, M.; Schroeder, T.; Frühauf, N.R.; Malagó, M.; Bourquain, H.; Peitgen, H.; Oldhafer, K.J.; Broelsch, C.E. (2005): Impact of virtual tumor resection and computer-assisted risk analysis on operation planning and intraoperative strategy in major hepatic resection. *Archives of Surgery* 140(7), S 629-638.
- Lange, T.; Eulenstein, S.; Hünnerbein, M.; Schlag, P.M. (2003): Vessel-based non-rigid registration of MR/CT and 3D ultrasound for navigation in liver surgery. *Computer Aided Surgery* 8(5), S. 228-240.
- Lee, D.T.; Schachter, B.J. (1980): Two algorithms for constructing a Delaunay triangulation. *International Journal of Computer and Information Sciences* 9(3), S. 219-242.
- Lemke, A.J.; Hosten, N.; Neumann, K.; Müller, B.; Neuhaus, P.; Felix, R.; Langer, R. (1997): CT-Volumetrie der Leber vor Transplantation. *Fortschritt Röntgenstrahlung* 166(1), S. 18-23.
- Luck, A.J.; Maddern, G.J. (1999): Intraoperative abdominal ultrasonography. *British Journal of Surgery* 86 (1), S. 5-16.
- Lüth, T.C; Schermeier, O. (2004): Verfahren und System zur automatisierten Einmessung von Handstücken und Werkzeugen in der Medizin. Bundesrepublik Deutschland Patentschrift DE 101 15 170 B4, Mär. 28, 2001.
- Maier-Hein, L.; Müller, S.A.; Pianka, F.; Wörz, S.; Müller-Stich, B.P.; Seitel, A.; Rohr, K.; Meinzer, H.P.; Schmied, B.M.; Wolf, I. (2008): Respiratory motion compensation for CT-guided interventions in the liver. *Computer Aided Surgery* 13(3), S. 125-138.
- Maier-Hein, L.; Maleike, D.; Neuhaus, J.; Franz, A.; Wolf, I.; Meinzer, H.-P. (2007): Soft tissue navigation using needle-shaped markers: Evaluation of navigation aid tracking accuracy and CT registration. *Progress in biomedical optics and imaging* 8(2), S. 650926.1-650926.12.
- Markert, M.; Weber, S.; Lueth, T.C. (2007): Manual registration of ultrasound with CT/planning data for hepatic surgery. *Studies in health technology and informatics* 125, S. 319-321.
- Markert, M.; Nowatschin, S.; Weber, S.; Hansen, C.; Zidowitz, S.; Bourquain, H.; Stavrou, G.A.; Oldhafer, K.J.; Peitgen, H.-O.; Lueth, T.C. (2008): Navigated resection of residual liver tumors that are no longer visible after presurgical chemotherapy. *International journal of computer assisted radiology and surgery* 3(6), S. 599-600.
- Martens, V.; Schlichting, S.; Besirevic, A.; Kleemann, M. (2009): LapAssistent - a laparoscopic liver surgery assistance system. *IFMBE Proceedings*, 2009, 22 (4), S. 121-125
- Maurer, C.R.; Fitzpatrick, J.M.; Wang, M.Y.; Galloway, M.Y.; Maciunas, R.J.; Allen, G.S. (1997): Registration of Head Volume Images Using Implantable Fiducial Markers. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 16 (4), S. 447-462.
- Meinzer, H.P.; Thorn, M.; Cardenas, C. (2002): Computerized planning of liver surgery - an overview. *Computers & Graphics* 26(4), S. 569-576.
- Miga, M.I.; Cash, D.M.; Cao, Z.; Galloway, R.L.; Dawant, B.; Chapman, W.C. (2003): Intraoperative registration of the liver for image-guided surgery using laser range scanning and

- deformable models. In Galloway, R.L. (Ed.): *Medical Imaging: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*. Proceedings of SPIE 5029, S. 350-359.
- Nagel, M.; Schmidt, G.; Petzold, R.; Kalender, W. (2005): A navigation system for minimally invasive CT-guided interventions. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention* 8(2), S. 33-40.
- Nicolau, S.; Garcia, A.; Pennec, X.; Soler, L.; Ayache, N. (2005): An augmented reality system to guide radiofrequency tumour ablation. *Computer Animation and Virtual World* 16(1), S. 1-10.
- Nicolau, S.A.; Pennec, X.; Soler, L.; Buy, X.; Gangi, A.; Ayache, N.; Marescaux, J. (2009): An augmented reality system for liver thermal ablation: Design and evaluation on clinical cases. *Medical Image Analysis* 13(3), S. 494-506.
- Oldhafer, K.; Stavrou, G.; Prause, G.; Peitgen, H.O.; Lueth, T.C.; Weber, S. (2009): How to operate a liver tumor you cannot see. *Langenbeck's Archives of Surgery* 394(3), S. 489-494.
- Pagoulatos, N.; Haynor, D.R.; Kim, Y. (2000): Image-based Registration of Ultrasound and Magnetic Resonance Images: A Preliminary Study. In Mun, S.K. (Ed.): *Image Display and Visualization*. Proceedings of SPIE 5029, S. 350-359.
- Parker, G.A.; Lawrence, W.J.; Horsley, J.S.; Neifeld, J.P.; Cook, D.; Walsh, J.; Brewer, W.; Koretz, M.J. (1989): Intraoperative ultrasound of the liver affects operative decision making. *Annals of Surgery* 209(5), S. 569-577.
- Pawlik, T.M.; Schulick, R.D.; Choti, M.A. (2008): Expanding criteria for resectability of colorectal liver metastases. *Oncologist* 13(1), S. 51-64.
- Peterhans, M.; Vom Berg, A.; Dagon, B.; Inderbitzin, D.; Baur, C.; Candinas, D.; Weber, S. (2010): A navigation system for open liver surgery: design, workflow and first clinical applications. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, DOI: 10.1002/rcs.360.
- Preim, B.; Bourquian, H.; Selle, D.; Peitgen, H.O.; Oldhafer, K.J. (2002): Resection Proposals for Oncologic Liver Surgery based on Vascular Territories. In Lemke, H.U.; Vannier, M.W.; Inamura, K.; Farman, A.G. (Ed.): *Computer Assisted Radiology and Surgery*. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, S. 353-358.
- Rau, H.G.; Buttler, E.; Zimmer, S. (2001): Parenchyma Dissection Using the Water-Jet. In Köckerling, F.; Schwartz, S.I. (2001): *Liver Surgery – Operative Techniques and Avoidance of Complications*. J.A. Barth Verlag, Heidelberg, S. 47-50.
- Rose, A.; Hein, A.; Lueth, T.C. (2004): An optically based tactile system for interactive gradual surface scanning. *International Congress Series* 1268, S. 573-578.
- Rosenthal, M.; State, A.; Lee, J.; Hirota, G.; Ackermann, J.; Keller, K.; Pisano, E.D.; Jiroutek, M.; Muller, K.; Fuchs, H. (2002): Augmented reality guidance for needle biopsies: an initial randomized, controlled trial in phantoms. *Medical Image Analysis* 6(3), S. 313-320.

- Scheuerlein, H.; Köckerling, F. (2001): The anatomy of the liver. In Köckerling, F.; Schwartz, S.I. (2001): *Liver Surgery – Operative Techniques and Avoidance of Complications*. J.A. Barth Verlag, Heidelberg, S. 9-37.
- Schermeier, O.; Lueth, T.C.; Glagau, J.; Szymanski, D.; Tita, R.; Hildebrandt, D.; Klein, M.; Nelson, K.; Bier, J. (2002): Automatic patient registration in computer assisted maxillofacial surgery. In Westwood, J.D.; Mogel, G.T.; Hoffmann, H.M. (Ed.): *Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality*. Newport Beach, USA, 23.-26.01.2002, IOS Press, S. 461-468.
- Schneider, P.J.; Eberly, D.H. (2003): *Geometric Tools for Computer Graphis*. Elsevier Sciene, San Francisco, USA, S. 884.
- Schweikard, A.; Glosser, G.; Bodduluri, M.; Murphy, M.J.; Adler, J.R. (2000): Robotic motion compensation for respiratory movement during radiosurgery. *Computer Aided Surgery* 5(4), S. 263-277.
- Selle, D.; Preim, B.; Schenk, A.; Peitgen, H.O. (2002): Analysis of vasculature for liver surgical planning. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 21(11), S. 1344-1357.
- Sjølie, E.; Langø, T.; Ystgaard, B.; Tangen, G.A.; Nagelhus Hernes, T.A.; Mårvik, R. (2003): 3D ultrasound-based navigation for radiofrequency thermal ablation in the treatment of liver malignancies. *Surgical Endoscopy* 17(6), S. 933-938.
- Stopp, S.; Lüth T. (2007): Ein neues Verfahren zur bildfreien Kontrolle der postoperativen Genauigkeit navigiert eingesetzter Implantate. *Biomedical Technology* 52(3), S. 234-242.
- Strauss, G.; Meixensberger, J.; Dietz, A.; Manzey, D. (2007): Automation in surgery: a systematical approach. *Laryngorhinootologie* 86(4), S. 256-262.
- Vetter, M.; Hassenpflug, P.; Glombitza, G.; Wolf, I.; Meinzer, H.P. (2003): Verfahren, Vorrichtung und Navigationshilfe zur Navigation bei medizinischen Eingriffen. Europäisches Patent EP 1 328 208 A1, Okt. 23, 2001.
- Visarius, H.; Gong, J.; Scheer, C.; Haralamb, S.; Nolte, L.P. (1997): Man-machine interfaces in computer assisted surgery. *Computer Aided Surgery* 2(2), S. 102-107.
- Vogl, T.J. (2001): Preoperative Diagnosis of Liver Tumours with Imaging Techniques. In Köckerling, F.; Schwartz, S.I. (2001): *Liver Surgery – Operative Techniques and Avoidance of Complications*. J.A. Barth Verlag, Heidelberg, S. 47-50.
- Wood, B.J.; Zhang, H.; Durrani, A.; Glossop, N.; Ranjan, S.; Lindisch, D.; Levy, E.; Banovac, F.; Borgert, J.; Krueger, S.; Krueger, J.; Viswanathan, A.; Cleary, K. (2005): Navigation with electromagnetic tracking for interventional radiology procedures. *Journal of Vascular and Interventional Radiology* 16(4), S. 493-505.