

Navigation in der Viszeralchirurgie

Markus Kleemann Philipp Hildebrand Lutz Mirow Uwe Roblick Conny Georg Bürk
Hans-Peter Bruch

Klinik für Chirurgie, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein – Campus Lübeck, Deutschland

Schlüsselwörter

Navigation · Tracking · Leberchirurgie · Laparoskopie

Zusammenfassung

Die Integration von Navigationstechniken ist bislang besonders in Fachbereichen gelungen, die die Registrierung auf starre Körperstrukturen ausrichten können (z. B. Orthopädie und Neurochirurgie). In der Viszeralchirurgie steht in erster Linie die Leber im Mittelpunkt der Navigation, da die intrahepatischen Gefäßstrukturen sowohl für die diagnostischen Verfahren als auch für therapeutische Resektionsverfahren eine Leit- und Zielstruktur bieten. Wir beschreiben die Anwendung eines ultraschallbasierten Navigationssystem in der interventionellen, offenen und laparoskopischen Leberchirurgie.

Key Words

Navigation · Tracking · Liver surgery · Laparoscopy

Summary

Navigation in Visceral Surgery

Integration of navigation techniques is still a domain in medical specialties where registration processes refer to rigid body structures, e. g. orthopedics or neurosurgery. In visceral surgery the liver is the predominant organ for navigation purposes. The intrahepatic vascular anatomy is the main landmark for diagnostic imaging or therapeutic resection planning. We report about the application of an ultrasound-based navigation system in interventional, open and laparoscopic liver surgery.

Navigation in der Chirurgie

Chirurgische Eingriffe am Menschen erfordern eine genaue Kenntnis der Anatomie und die Notwendigkeit sich anhand der eigenen dreidimensionalen Vorstellungskraft am und im Körper zu orientieren. Der Einsatz von Navigations- oder «Tracking»-Systemen in der Chirurgie dient der Positionsbestimmung von Objekten, wie z. B. Arbeitsinstrumenten, und anatomischen Strukturen. Um Position und Orientierung eines Objekts bestimmen zu können, werden Informationen der drei translatorischen und drei rotatorischen Bewegungsachsen benötigt (Abb. 1). Jedes Objekt besitzt sechs Freiheitsgrade (degrees of freedom; DOFs) für seine Position und Bewegung. Um die genaue Position eines Objekts zu erhalten, stehen mehrere Techniken zur Verfügung. Im Gegensatz dazu existiert eine Vielzahl medizinischer Systeme, die auf genaue Positionsdaten angewiesen sind. Die Einsatzgebiete erstrecken sich von der Diagnostik über Simulation und Planung bis hin zur intraoperativen Navigation. Ziel ist es, die Genauigkeit des Ein-

griffs zu erhöhen und Risiken zu verringern. Aufgabe der Navigationssysteme ist sowohl die Positionsbestimmung und Führung medizinischer Instrumente als auch das Auffinden anatomischer und pathologischer Strukturen.

Die verschiedenen «Tracking»-Verfahren

Unter dem englischen Wort «Tracking» (to track; engl. aufspüren, verfolgen) ist das Auffinden eines bestimmten Punkts im Raum zu verstehen. Hierfür werden z. B. Bilddaten in einem Koordinatensystem erfasst (tracking) und die aktuelle Lage des Patienten nachgeführt (matching). Dieses Prinzip erlaubt es, bestimmte Arbeitsschritte in der Chirurgie zu navigieren, da Bilddaten eines Patienten zur Steuerung z. B. eines Dissektionsinstruments dienen können.

Ein gutes «Tracking»-System sollte sechs DOFs aufweisen. Die DOFs unterteilen sich in die Qualitäten Position und Orientierung.

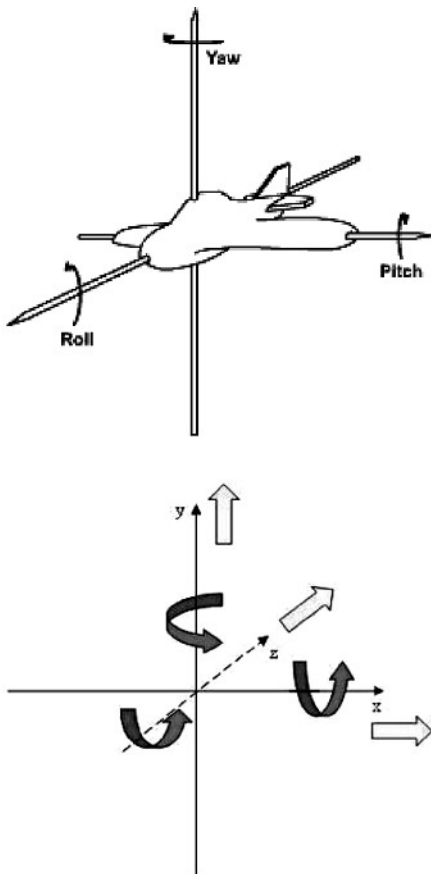


Abb. 1. Darstellung der rotatorischen (beispielhaft am Flugzeug oben und dunkelgraue Pfeile unten) und der translatorischen (hellgraue Pfeile unten) Bewegungsachsen [modifiziert nach 1].

Beide können in Form eines Vektors in einem dreidimensionalen Koordinatensystem angegeben werden. Bei der Orientierung lassen sich verschiedene äquivalente Definitionen bilden. Eine einfache Definition beschreibt eine Orientierung durch eine Sequenz von drei Einzeldrehungen um die drei Hauptachsen eines Objekts. Die Winkel dieser Einzeldrehungen werden mit Gierwinkel (azimuth, yaw oder pan), Neigungswinkel (pitch, elevation oder tilt) und Rollwinkel (roll) bezeichnet. Diese Winkel werden auch als Euler-Winkel bezeichnet. Für eine exaktere Betrachtungsweise müssen ein Referenzpunkt, die Orientierung des Koordinatensystems und der Winkel sowie die Reihenfolge, in denen die drei Einzeldrehungen ausgeführt werden, festgelegt werden. Ein ideales «Tracking»-System liefert sowohl die drei Positionskordinaten als auch die drei Euler-Winkel. Zahlreiche Systeme liefern derzeit in der Medizin nur eine Untermenge dieser Daten. Aber wie die Erfolge der früheren Seefahrt zeigen, lässt sich selbst mit einem Kompass (keine Positionsinformation; nur ein Gierwinkel) durch die Ausnutzung weiterer Zusammenhänge eine akzeptable Lage des Standorts durchführen. Eine Übersicht verschiedener «Tracking»-Systeme und deren wichtigsten Eigenschaften sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

Auf die gebräuchlichsten «Tracking»-Verfahren und auf die viel versprechende Glasfasernavigation wird im Folgenden kurz eingegangen.

Tab. 1. Übersicht über verschiedene «Tracking»-Verfahren (rechts) und wichtige Messgrößen (links)

Auswahl verschiedener «Tracking»-Verfahren

- Optisches «Tracking» (markerbasiert)
- Elektromagnetisches «Tracking»
- Akustisches «Tracking»
- Glasfaser-«Tracking»
- Mechanisches «Tracking»
- Optisches «Tracking» (markerlos)

Wichtige Messgrößen von Navigationssystemen

- Latenzzeit: Zeit zwischen Messung und Bestimmung der Position
- Messzeit: Zeit für die Messung einer Position
- Genauigkeit: Messtoleranz des Verfahrens (Entfernung von Soll- und Ist-Position)
- Auflösung: kleinste messbare Positionsänderung
- Reichweite: Arbeitsbereich des Verfahrens
- Interferenz: Störanfälligkeit durch äußere Einflüsse

Tab. 2. Gründe für den Einsatz von Navigationsverfahren in der Viszeralchirurgie

- Steigerung der (Ziel-)Genauigkeit
- Kleinerer Zugangsweg
- Übertragung präoperativer Planungsdaten
- Semiautomation von Operationsschritten
- Kameraführung
- Zielgenaue Kombination endoskopisch-laparoskopischer Eingriffe
- Simulation
- Ausbildung

Elektromagnetische «Tracking»-Verfahren

Elektromagnetische «Tracking»-Verfahren bestehen aus zwei Komponenten: einem Sender und einem Empfänger. Das System kann den relativen Abstand und die relative Orientierung der beiden Komponenten zueinander bestimmen. Üblicherweise ist der Sender fest montiert und der Empfänger beweglich. Bei bekannten Positionsparametern des Senders können daraus die Positionsparameter des Empfängers bestimmt werden. Sender und Empfänger bestehen aus jeweils drei, zueinander rechtwinklig angeordneten Spulen. Unterschieden werden Verfahren mit Wechselstrom- und Gleichstromfeldern [2].

Optische «Tracking»-Verfahren

Eine Unterteilung der optischen Verfahren wird anhand der Methode, mittels der Objekte erkannt werden, gemacht. Der erste Unterschied ist, ob das Verfahren markenbasiert oder markenlos ist. Markenbasierte Verfahren lassen sich weiter in aktive und passive Verfahren unterteilen. Die eigentliche Positionsbestimmung ist bei allen Verfahren gleich. Benötigt werden mindestens zwei Kameras. Aus den Bilddaten lässt sich mittels Triangulierung die Position des Objekts errechnen. Jedes einzelne Bild liefert dabei

die Richtung, in der sich das betrachtete Objekt vom Projektionsmittelpunkt der Kamera aus befindet. Der Schnittpunkt dieser Richtungsvektoren, unter Berücksichtigung der Kamerapositionen, ergibt die Position. Um auch die Orientierung zu bestimmen, müssen mehrere Referenzpunkte des Objekts angepeilt werden. Problematisch ist die Okklusion, also die Verdeckung von Objekten, was in der intraoperativen Anwendung z. B. durch die sterile Abdeckung oder das Operationsteam hervorgerufen werden kann [3].

Glasfasernavigation

Ein neues Verfahren ist die Positionsbestimmung mittels Glasfasersensoren. Das Grundprinzip dieses Verfahrens ist die Messung der Verformung eines Trägermaterials. Ziel ist es, Form und Position des Trägermediums aus den Messwerten zu errechnen. Hierzu werden Krümmungssensoren in diskreten Abständen auf dem Medium, z. B. einem Band oder Schlauch, angebracht. Aus den so gewonnenen Messdaten lässt sich die Krümmung für das gesamte Medium näherungsweise berechnen. Im letzten Schritt wird aus dem Krümmungsverlauf die Position der einzelnen Punkte errechnet [4].

Von besonderem Nutzen könnte diese Technik für die Endoskopie sein. Die Positionsbestimmung bei starren Endoskopen ist mittels mechanischer Navigationssysteme, die am Endoskop befestigt sind, möglich [5]. Auch optische Verfahren können eingesetzt werden, um aus dem sichtbaren Teil des Endoskops auf Lage und Position zu schließen. Um die genaue Position im Körper des Patienten darstellen zu können muss auch der Patient erfasst werden. Die Glasfasertechnik ist eine neue Methode, die nicht nur die Lokalisation der Endoskopspitze, sondern auch die des gesamten Endoskops erlaubt. Bisher ist eine derartige Technik nicht im Einsatz. Prinzipieller Unterschied zur bisher dargestellten Funktion von Glasfasersensoren ist die Integration der Sensoren in das Endoskop oder eine geeignete Anbringung am Endoskop. Glasfasersensoren sind zudem weitestgehend resistent gegen äußere Einflüsse und erzeugen keine Wechselwirkung mit Geräten in der Umgebung.

Navigation in der Viszeralchirurgie am Beispiel der Leberchirurgie

Besondere Problematik in der Leberchirurgie

Die funktionell-anatomische Gliederung der Leber nach Couinaud [6] entsprechend dem intrahepatischen Gefäßverlauf der vaskulären Strukturen ist die Basis jeder modernen Leberchirurgie. Die intraoperative Sonographie stellt den intrahepatischen Gefäßverlauf und den zu resezierenden Tumor dar und definiert auf diese Weise die Resektionsgrenzen. Die direkte Umsetzung der sonographisch gewonnenen Information auf die Resektionsführung kann jedoch gerade bei Segment- bzw. Sektorektomien Schwierigkeiten

bereiten. Nach Projektion der Gefäßverläufe auf die Leberkapsel entsprechend dem Ultraschallbild, erfolgt die Parenchymdissektion selbst gegenwärtig ohne bildgebende Unterstützung, so dass signifikante Abweichungen von der geplanten Resektionsebene resultieren können (Abb. 2).

Nur durch den Einsatz einer permanenten Online-Navigation basierend auf intraoperativer Bildgebung während der Parenchymdurchtrennung lässt sich eine exakte Einhaltung der geplanten Resektionsebene realisieren. Ziel des Einsatzes von Navigationsinstrumenten in der Leberchirurgie ist somit die genauere Einhaltung einer präoperativ geplanten Resektionsebene mit planbarem Sicherheitsabstand zu Tumoren und zentralen Lebergefäßen.

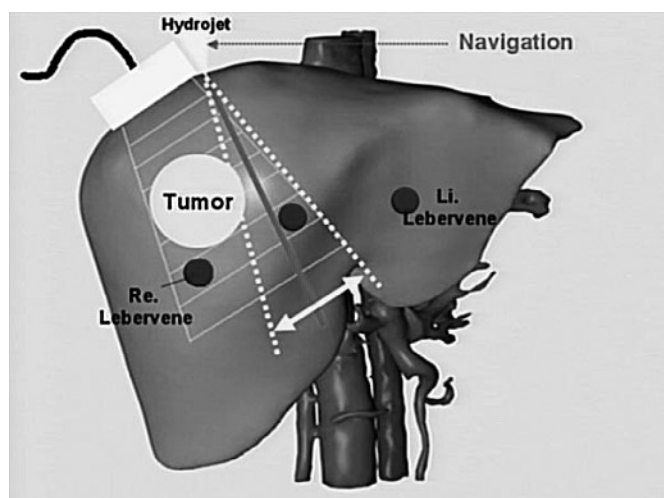


Abb. 2. Abweichung der geplanten (durchgezogene Linie) von der tatsächlichen Resektionsebene (gestrichelte Linien) in Abhängigkeit des Dissektionswinkels.

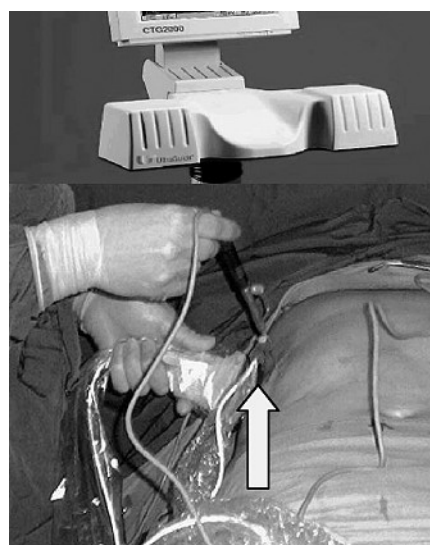


Abb. 3. Sender elektromagnetisches Feld (oben), Konnektion der Magnetfeldsensoren unter sterilen OP-Bedingungen an den Ultraschallkopf und die Radiofrequenzablationssonde (Pfeil); nach [7].

Navigation von Leberpunktionen und Radiofrequenzablation

Unsere Erfahrung basiert auf der Verwendung eines mobilen Navigationssystems auf Basis eines elektromagnetischen «Tracking»-Systems (UltraGuide 2000[®], UltraGuide Ltd., Tirat Hacarmel, Israel). Das enthaltene «Tracking»-System [2] basiert auf der Gleichstromfeldtechnik. Das Navigationssystem besteht aus verschiedenen Systemkomponenten: der zentralen Recheneinheit, auf dem die Navigationssoftware installiert ist, einem Systemmonitor der zugleich als Touchscreen dient, einer Sendeeinheit und zwei Magnetfeldsensoren (Abb. 3). Auf dem Systemmonitor wird das vom Ultraschallgerät gewonnene und in das Navigationssystem übertragene sonographische B-Bild übertragen. Dem Bild werden die Navigationsdaten in Echtzeit überlagert (Abb. 4).

Der Einsatz des Navigationssystems erfolgte zunächst bei insgesamt 39 Interventionen an 11 Patienten (35 transkutane und 4 offene Punktionen). Das Navigationssystem wurde mit dem Ultraschallgerät Hawk 2102[®] (BK Medical, Gentofte, Dänemark) mit einem multifrequenten (2,7–5,0 MHz) «Curved-array»-Schallkopf (Typ 8665; BK Medical) verbunden. In 23 Fällen erfolgte die Radiofrequenzablation nach navigierter Punktion der Lebermetastase, darunter viermal intraoperativ nach Laparotomie. Hierbei wurden insgesamt 16 Lebermetastasen bei 4 Patienten behandelt, die primär nicht resektabel waren. Einige Metastasen wurden aufgrund ihrer Größe mehrfach punktiert und ablatiert. In Weiteren erfolgten 15 diagnostische Punktionen bei 7 Patienten mit Lebertumoren. Eine Punktion erfolgte aus therapeutischen Gründen zur Drainage eines Abszesses. Unter strikter Einhaltung des Punktionsalgorithmus nach erfolgter Kalibration der Punktions- und Ablationsinstrumente mit dem Ultraschallkopf traten keine Fehlpunktionen auf [7].

Navigation in der offenen Leberchirurgie

Es folgte die Entwicklung eines speziellen für den Hydrojet-Dissektor konzipierten Adapters (Abb. 5), und es gelang erstmals ein Navigationssystem mit einem Parenchymdissektionsinstrument zu verbinden und im Rahmen von Leberresektionen einzusetzen.

Das von der Sendeeinheit erzeugte Magnetfeld mit einer Ausdehnung von etwa 40 × 40 × 30 cm muss den Körperbereich, in dem die Operation durchgeführt wird, d. h. den rechten Oberbauch mit der Leber, abdecken. Zugleich müssen sich die am Ultraschallkopf sowie an der Hydrojet-Spitze befestigten Sensoren während der gesamten Navigationsphase innerhalb des Magnetfelds befinden. Die Navigationsdaten werden auf das Ultraschallbild projiziert und ermöglichen so die Darstellung einer virtuellen Resektionslinie. Ein dreidimensionaler Triangulationsalgorithmus erlaubt eine gezielte Instrumentenführung zum Zielpunkt auch außerhalb der Schallebene (so genannter «Out-of-plane»-Modus) [8]. Diese Online-Navigationstechnik kann in der resezierenden Leberchirurgie zur Erhöhung der Genauigkeit beitragen, da Registrierungsfehler auf präoperative Bilddaten vermieden werden.

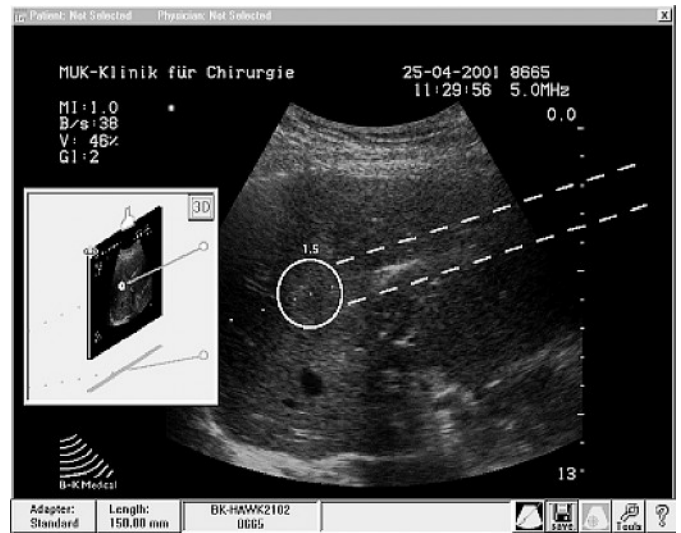


Abb. 4. Virtuelle Verlängerung (Trajektorie) des Dissektionsinstruments und Überlagerung mit dem intraoperativen sonographischen B-Bild.



Abb. 5. Konnektion des elektromagnetischen «Trackers» an ein Wasserstrahl-dissektionsinstrument [8].

Zwischen Januar 2003 und August 2005 erfolgte die navigierte Leberresektion bei 11 Patienten mit primären und sekundären Lebertumoren mit Hilfe der intraoperativen, ultraschallgesteuerten Online-Navigation der Parenchymdissektionsphase. Behandelt wurden 7 Männer und 4 Frauen im Alter von durchschnittlich 61,3 Jahren (42–82 Jahren). Zwei Patienten (18,2%) hatten primäre Leberkarzinome (1 hepatozelluläres Karzinom, 1 cholangiozelluläres Karzinom) 9 Patienten (81,2%) hatten Lebermetastasen (81,2%) (7 Metastasen eines kolorektales Karzinom, 1 Mammakarzinom- und 1 Magenkarzinommetastase). Eine Segment- oder Bisegmentektomie wurde bei 5 Patienten (45,5%), eine rechtsseitige Hemihepatektomie bei 2 Patienten (18,2%), eine erweiterte rechtsseitige Hemihepatektomie bei 3 Patienten (27,3%) und eine Mesohepatektomie bei 1 Patienten (9,1%) durchgeführt. Die zusätzliche Nutzung des Navigationssystems verlängerte weder die Dauer der Dissektion, noch erhöhte sie den Blutverlust des Patienten signifikant. Bei allen Patienten konnte eine R0-Resektion unter einer exakten Führung des Hydrojet-Dissektors erreicht werden. Intraoperativ keine traten auf der Navigationstechnik basierenden Komplikationen auf [9].

Trotz technischer und instrumenteller Fortschritte in der laparoskopischen Chirurgie bleibt ihr Einsatz in der Leberresektion aufgrund methodischer Limitationen auf ausgewählte Indikationen beschränkt. Ihr Einsatz und deren Limitationen sind Thema aktueller kontroverser Diskussion [10–12]. Die dreidimensionale Darstellung laparoskopischer Ultraschallbilder mit Hilfe von elektromagnetischen «Tracking»-Systemen bestätigte im Vergleich zu sowohl transkutanen Ultraschallaufnahmen als auch 3D-CT-Bildern die Machbarkeit einer laparoskopischen Navigation [26]. Tendenziell wurde die sonographische Unterschätzung des Tumolvolumens im Vergleich zum CT beschrieben [25]. Die laparoskopisch navigierte Radiofrequenzablation durch 3D-Ultraschall wurde am Organmodell der Leber als der Freihandpunktion überlegen geschildert. Probleme traten jedoch durch die zweizeitige Bilddarstellung und die damit verbundene Deformation des Organmodells auf [27].

Ziel unserer Untersuchungen war die Entwicklung und der Einsatz eines laparoskopischen, ultraschallgestützten Navigationssystems zur Online-Navigation eines laparoskopischen Dissektionsinstruments. Das auf der Basis eines elektromagnetischen «Tracking»-Systems arbeitende ultraschallgestützte Navigationssystem UltraGuide 2000 wurde durch einen von uns neu konstruierten Adapter mit einer laparoskopischen Ultraschallsonde (BK Medical) verbunden (Abb 6a, b). Mit Hilfe eines Triangulationsalgorithmus kann das laparoskopische Resektionsinstrumentarium außerhalb der geplanten Resektions- oder Punktionebene («Out-of-plane»-Modus) unter laparoskopisch-sonographischer Kontrolle

auf einen Zielpunkt hingeführt werden. Nach Kalibration des Systems am Ultraschallphantom erfolgte der Einsatz zunächst an der Schweineleber im Tiermodell zur Evaluierung der technischen Durchführbarkeit und zur Detektion möglicher Störgrößen durch das laparoskopische Instrumentarium. Die Kalibration konnte mit der gleichen Genauigkeit wie mit einem herkömmlichen 3,5 MHz«Curved-array»-Schallkopf durchgeführt werden. Beim Einsatz am Tiermodell kam es zu keinen objektivierbaren Interferenzen zwischen dem Navigationssystem und dem laparoskopischen Instrumentarium [13]. Auch in Fällen der Abknickung der Spitze der laparoskopischen Ultraschallsonde traten keine Störungen der Navigation auf, da sich die elektromagnetischen «Tracker» relativ zur Spitze des Instruments und somit zur Ultraschallebene nicht bewegten. Das laparoskopische Instrument konnte gezielt auf die sonographisch determinierten anatomischen Landmarken navigiert werden. Weitere Untersuchungen zur systemimmanenten Genauigkeit sind notwendig, bevor ein klinischer Einsatz möglich wird.

Diskussion

Prä- und intraoperative Bildgebung

Für die intraoperative, Echtzeit-Bildgebung in der navigierten Chirurgie kommen derzeit nur der intraoperative Ultraschall und die offene MRT in Frage [15]. Unsere Arbeitsgruppe präferiert den intraoperativen Ultraschall. Die interventionelle CT scheidet sowohl wegen der erhöhten Strahlenbelastung für Patient und Operateur als auch wegen der räumlichen Trennung von OP und CT in den allermeisten Kliniken aus. Die offene Kernspintomographie liefert derzeit eine der besten Auflösungen, ist aber kostenintensiv und für abdominelle Operationen kaum etabliert; darüber hinaus würde sie den operativen Ablauf erheblich behindern. Der intraoperative Ultraschall vereinigt in sich die hoch auflösende Darstellung des Leberparenchyms, die Mobilität und Wiederholbarkeit der Untersuchung sowie die Kosteneffektivität. Die Machbarkeit der Registrierung präoperativer MRT-Daten mit dem intraoperativen Ultraschall wurde gezeigt und kann die Einbindung präoperativer Bildgebung in das operative Geschehen in Zukunft ermöglichen [16]. Anforderungen an die intraoperative Navigation und deren Lösungsansätze sind bereits formuliert [17]. Bisher scheiterte die Umsetzung und klinische Anwendung jedoch an fehlenden bzw. noch unzulänglichen Registrierungsalgorithmen. Während des Eingriffs treten Organdeformationen durch Mobilisation und Bewegungsartefakte durch die Atmung auf. Sollen diese Deformationen in die Navigationsberechnungen mit einbezogen werden, müssen nichtlineare Registrierungsalgorithmen zum Einsatz kommen. In den vergangenen Jahren wurden verschiedenen nichtlineare Registrierungsalgorithmen entwickelt [18, 19]. Über das «Tracking» intraoperativer Organdeformation mittels nacheinander registrierter Ultraschallaufnahmen wurde ebenfalls bereits berichtet [20, 21]. Möglicherweise wird durch die Entwicklung ultraschneller nichtlinearer Registrierungsalgorithmen und deren Implementation in «High-performance»-Rechnereinheiten eine Echtzeit-Re-

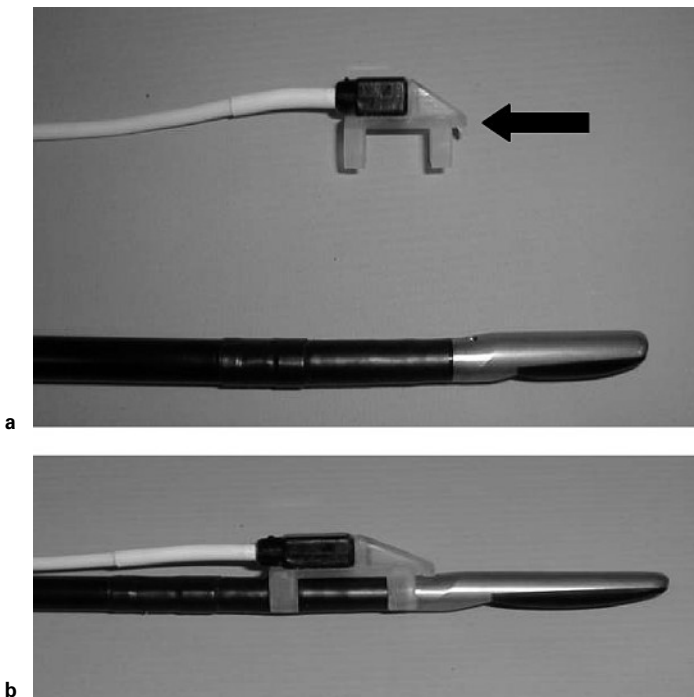


Abb. 6. a Adapterschuh (Pfeil) zur Aufnahme des elektromagnetischen «Trackers». **b** Konnektion des Adapters an die abwinkelbare Spitze der laparoskopischen Ultraschallsonde (B-K Medical).

Tab. 3. Instrumenten- und Markertracking: Vergleich optische und elektromagnetische Systeme (modifiziert nach [5])

	Optisches «Tracking»	Elektromagnetisches «Tracking»
Mögliche Schneidinstrumente	alle	alle (keine handelsüblichen Adapter)
In-situ-Komponenten	keine (kabellos)	Kabelverbindung
DOFs	6 (3 Marker müssen mindestens erkennbar sein)	6 (mit 3 orthogonalen Sensorspulen)
Marker Geometrie	komplex	einfach
Marker Größe	groß (mehrere Zentimeter)	klein (im Millimeterbereich)
Störfaktoren	Verdecken der Marker	Metall/elektromagnetische Felder

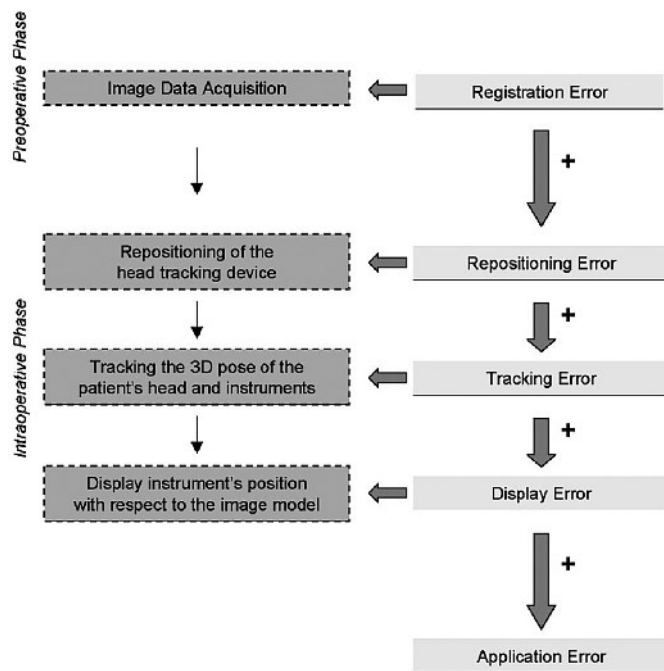


Abb. 7. Schema zur Darstellung des präoperativen und intraoperativen Arbeitsablaufs beim Einsatz von Navigationssystemen und assoziierten Fehlerquellen [nach 7].

gistrierung während einer chirurgischen Operation möglich [22, 23]. In einer Serie von 25 Patienten mit komplexen chirurgischen Lebereingriffen konnte gezeigt werden, dass die Ergebnisse der computerassistierten Risikoanalyse in mehr als 20% der Resektionen zu entscheidenden Änderungen der präoperativen Operationsplanung sowie der intraoperativen Operationsstrategie führten [24]. Durch die Anwendung ultraschneller Registrierungsalgorithmen könnten die präoperativen Risiko- und Planungsanalysen intraoperativ modifiziert und an operativ bedingte Deformationen angepasst und die optimale Resektion mittels Neuberechnung ermittelt werden.

Literatur

- 1 The NASA SCience Files: http://whyfiles.larc.nasa.gov/text/educators/activities/2000_2001/inclass/pitch_roll_yaw.html.
- 2 Flock of Birds®. Six Degrees-of-Freedom Measurement Device. Technical description of DC magnetic trackers. Burlington, Ascension Technology Corp. www.5dt.com/downloads/3rdparty/fobtechnicalspec.pdf.
- 3 Abdelmalek L, Hempel E, Schmack A, Fischer H, Bolz A: Development of an optical 3-D position measuring system for simultaneous detection of 6 degrees of freedom. Biomed Tech 2002; 47(3):48–53.
- 4 Weber D, Sudra G, Dillmann R: Navigationsverfahren in der Medizin. Seminar für medizinische Simulationssysteme; SS 2004. Universität Karlsruhe (TH); Institut für Rechnerentwurf und Fehlertoleranz (IRF).
- 5 Nimsky C, Rächinger J, Iro H, Fahlbusch R: Adaptation of a hexapod-based robotic system for extended endoscope-assisted transsphenoidal skull base surgery. Minim Invasive Neurosurg 2004;47(1):41–6.
- 6 Couinaud W: Bases anatomique des hepatecto-

Entwicklung eines Fehlermodells

Trotz aller Anstrengungen sind einige essentielle Randbedingungen noch nicht zufrieden stellend gelöst. Beispiele für diese Randbedingungen sind die Genauigkeit und Sicherheit der Anwendung sowie die hohen Kosten. Die Systemfehlerkontrolle ist für den Chirurgen essentiell. Eine Patientenrandomisierung erscheint nicht möglich. Fehlerquellen und ihr Einfluss auf einen Gesamtfehler können in jedem diagnostischen und therapeutischen Prozess auftreten. Diese Fehler müssen einzeln und summativ erkannt und hinsichtlich ihrer Wertigkeit und Beeinflussbarkeit analysiert werden. Nur so können Optimierungsmethoden entwickelt werden, die die verschiedenen Teilfehler minimieren und die intraoperative Navigation verbessern [14]. Ein Schema möglicher Fehlerquellen ist in Abbildung 7 zu sehen.

Fazit

In Zukunft kann durch Einbeziehung neuerer Techniken wie die der Navigation die Orientierung und die Genauigkeit bei Leberoperationen verbessert werden. Insbesondere bei fortgeschrittenen oder zentral gelegenen Lebertumoren erwarten wir eine Erhöhung der onkologischen Radikalität und somit im besten Falle eine Steigerung der Überlebenswahrscheinlichkeit. Eine Kombination von präoperativer und intraoperativer Bildgebung eröffnet dem Operateur bei notwendigen Änderungen des Resektionsausmaßes die Möglichkeit, Online-Information über das verbleibende Restvolumen der Leber zu erhalten. Bedarf für rechnerunterstützte Navigationsverfahren besteht sowohl in der offenen als auch in der laparoskopischen (Leber-)Chirurgie. Die Vorteile der minimal invasiven Chirurgie sollen erhalten und ihre Nachteile wie das Fehlen der taktilen Sinneswahrnehmung durch den Einsatz der Navigationstechnik aufgehoben werden.

- mies gauche et droite réglées, techniques qui en deroule. *J Chir* 1954;70:933–966.
- 7 Birth M, Iblher P, Hildebrand P, Nolde J, Bruch HP: Ultraschallgesteuerte Interventionen unter virtueller Führung. *Ultraschall Med* 2003;24: 90–95.
 - 8 Birth M, Kleemann M, Hildebrand P, Bruch HP: Intraoperative online navigation of dissection of the hepatic tissue – a new dimension in liver surgery? in: *CARS 2004 – Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings of the 18th International Congress and Exhibition.*, Chicago, USA, June 23–26, 2004. Amsterdam, Elsevier, 2004, vol 1268, pp 770–774.
 - 9 Kleemann M, Hildebrand P, Matthäus L, Schweikard A, Birth M, Bruch HP: Navigation in der Viszeralchirurgie. Posterpräsentation auf der 4. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC), Berlin, 22.–24.09.2005.
 - 10 Descottes B, Glineur D, Lachachi F, Valleix D, Paineau J, Hamy A, Morino M, Bismuth H, Castaing D, Savier E, Honore P, Detry O, Legendre M, Azagra JS, Goergen M, Ceuterick M, Marescaux J, Mutter D, de Hemptinne B, Troisi R, Weerts J, Dallemagne B, Jehaes C, Gelin M, Donckier V, Aerts R, Topal B, Bertrand C, Mansvelt B, Van Krunckelsven L, Herman D, Kint M, Totte E, Schockmel R, Gigot JF: Laparoscopic liver resection of benign liver tumors. *Surg Endosc* 2003;17(1):23–30. Erratum in *Surg Endosc* 2003;17(4):668.
 - 11 Gagner M, Rogula T, Selzer D: Laparoscopic liver resection: benefits and controversies. *Surg Clin N Am* 2004;84:451–462.
 - 12 Mala T, Edwin B, Gladhaug I, Fosse F, Soireide O, Bergan A: A comparative study of the short term outcome following open and laparoscopic liver resection of colorectal metastasis. *Surg Endosc* 2002;16(7):1059–1063.
 - 13 Kleemann M, Hildebrand P, Keller R, Bruch H-P, Birth M: Laparoscopic ultrasound navigation in liver surgery – technical aspects and feasibility; in: *CARS 2004 – Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings of the 18th International Congress and Exhibition.*, Chicago, USA, June 23–26, 2004. Amsterdam, Elsevier Int Congress Series 2004, vol 1268, pp793–796
 - 14 Hauser R: Computerunterstützte 3D-Navigationssysteme – Plädoyer für ein Fehlermodell. *HNO* 2000;48:71–74.
 - 15 Klotz HP, Flury R, Erhart P, Steiner P, Debatin JF, Uhlenschmid G, Largiader F: Magnetic resonance-guided laparoscopic interstitial laser therapy of the liver. *Am J Surg* 1997;174:448–451.
 - 16 Rexilius J, Handels H, Nabavi A, Kikinis R, Warfield S: Automatic nonrigid registration for tracking brain shift during neurosurgery; in Meiler M, Saupe D, Kruggel F, Handels H, Lehmann T (Hrsg): *Bildverarbeitung für die Medizin. Algorithmen – Systeme – Anwendungen. Proceedings des Workshops vom 10.–12. März 2002 in Leipzig.* Heidelberg, Springer, 2002, pp 135–138.
 - 17 Vetter M, Hassenpflug P, Cardenas C, Thorn M, Glombitza W, Richter G, Meinzer HP: Navigation in der Leberchirurgie – Ergebnisse einer Anforderungsanalyse Anforderungen. in Handels H, Horsch A, Lehmann T, Meinzer H-P (Hrsg): *Bildverarbeitung für die Medizin 2001. Algorithmen – Systeme – Anwendungen. Proceedings des Workshops vom 4.–6. März 2001 in Lübeck.* Springer, Heidelberg, 2001, pp 49–53
 - 18 Bro-Nielsen M: *Medical Image Registration and Surgery Simulation.* , PhD thesis, Informatics and Mathematical Modelling, Danmarks Tekniske Universitet, Lyngby, 1996.
 - 19 Bro-Nielsen M: Simulation techniques for minimally invasive surgery. *Minim Invasive Ther Allied Technol* 1997;6:106–110.
 - 20 Blackall JM, King AP, Penney GP, Adam A, Hawkes DJ: A statistical model of respiratory motion and deformation of the liver; in Niessen WJ, Viergever MA (eds): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2001. 4th International Conference Utrecht, The Netherlands, October 14–17, 2001. Lecture Notes in Computer Science.* Heidelberg, Springer, 2001, vol 2208, pp 1338–1340.
 - 21 King AP, Blackall JM, Penney GP, Hawkes DJ: Tracking Liver Motion Using 3.D Ultrasound and a Surface Based Statistical Shape Model. *Proceedings MMBIA 2001, IEEE Computer Society*, pp 145–152.
 - 22 Modersitzki J: *Numerical Methods for Image Registration.* Oxford, Oxford University Press, 2004.
 - 23 Fenn M, Potts D: Fast summation based on fast trigonometric transforms at nonequispaced nodes *Numer Linear Algebra Appl* 2002;12):161–169.
 - 26 Lang H, Radtke A, Hindennach M, Schroeder T, Frühauf N, Malagó M, Bourquain H, Peitgen H-O, Oldhafer K, Broelsch CE: Impact of virtual tumor resection and computer-assisted risk analysis on operation planning and intraoperative strategy in major hepatic resection. *Arch Surg* 2005;140:629–638.
 - 24 Wilhelm D, Feussner H, Schneider A, Harms J: Electromagnetically navigated laparoscopic ultrasound. *Surg Technol Int* 2003;11:50–54.
 - 25 Harms J, Feussner H, Baumgartner M, Schneider A, Donhauser M, Wessels G: Three-dimensional navigated laparoscopic ultrasonography: first experiences with a new minimally invasive diagnostic device. *Surg Endosc* 2001;15(12): 1459–1462.
 - 26 Sjolie E, Lango T, Ystgaard B, Tangen GA, Nagelhus Hernes TA, Marvik R: 3D ultrasound-based navigation for radiofrequency thermal ablation in the treatment of liver malignancies. *Surg Endosc* 2003;17(6):933–938.