

# FOCUS MUL



Zeitschrift für Wissenschaft, Forschung und Lehre an der Universität zu Lübeck

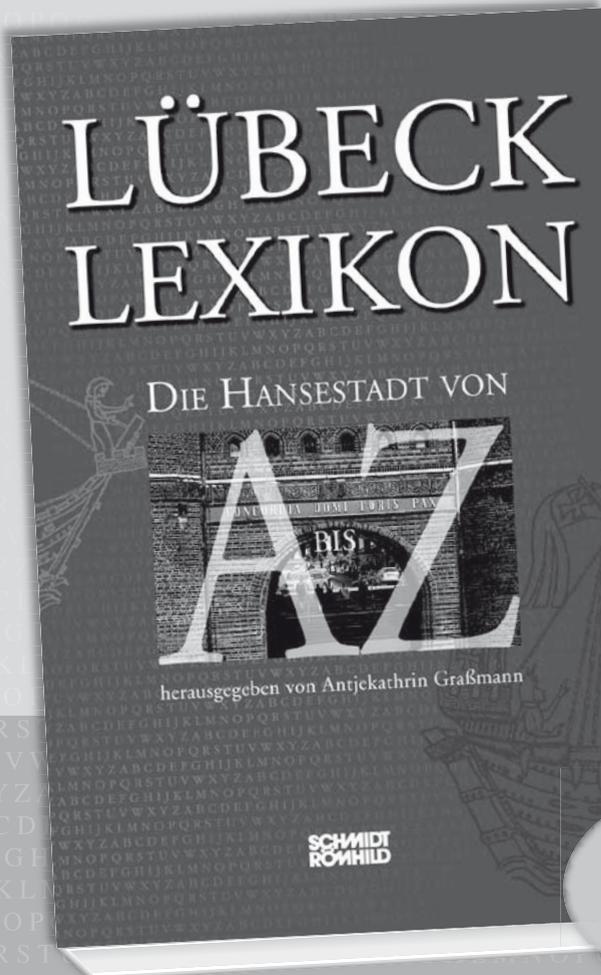
## Thema "Navigation und Medizin"



# LÜBECK LEXIKON

DIE HANSESTADT VON A BIS Z

herausgegeben von Antjekathrin Graßmann



• Über 400 Seiten

• Über 800 Artikel

• Mehr als 600  
Abbildungen

• Alphabetisch  
geordnet

• Traditionsbewußt  
und zugleich  
hochmodern

Erhältlich in  
Ihrer Buchhandlung  
oder beim Verlag  
Schmidt-Römhild  
für € 29,80

**SCHMIDT  
RÖMHILD**

Mengstraße 16 • 23552 Lübeck

Tel.: 0451/7031-267 • Fax: 0451/7031-281

vertrieb@schmidt-roemhild.com • www.schmidt-roemhild.de

# FOCUS MUL

Zeitschrift für Wissenschaft, Forschung und Lehre an der Universität zu Lübeck  
23. Jahrgang – Heft 4 – Dezember 2006

## Thema "Navigation und Medizin"

### Inhalt

---

#### Editorial

FOCUS Thema: Navigation und Medizin 193

---

#### Einführung

Navigation und Medizin - Interdisziplinärer Forschungsschwerpunkt an der Universität Lübeck  
*M. Kleemann, H.P. Bruch* 194

---

#### Forschung aktuell

Mathematik und Medizin – die Fusion zweier Welten  
*S. Bommersheim, B. Fischer* 196

Die Erfassung des Raumes - Grundlagen der Trackingtechnologie  
*M. Kleemann, V. Martens, P. Hildebrand, A. Besirevic, S. Schlichting, L. Mirow, U.J. Roblick, C. Bürk, H.P. Bruch* 201

Präzise Navigation in der robotergestützten Strahlenchirurgie  
*A. Schlaefer, A. Schweikard* 206

Transkranielle Magnetstimulation - präzise durch navigierte Roboterunterstützung  
*L. Matthäus, A. Schweikard* 208

Neuronavigation in der Neurochirurgie - Sinnvoll?  
*M.M. Bonsanto, V.M. Tronnier* 210

Navigierte Chirurgie in der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde: Nasennebenhöhlen,  
Fronto- und Latero-Schädelbasis  
*N. Rotter, H. Frenzel, B. Wollenberg* 216

Navigationsunterstützte Leberchirurgie: Stand der klinischen und experimentellen Forschung  
*M. Kleemann, P. Hildebrand, S. Schlichting, A. Besirevic, V. Martens, L. Mirow, U.J. Roblick, C. Bürk, H.P. Bruch* 220

Ultraschallgesteuerte Interventionen unter virtueller Führung zur Therapie maligner Lebertumoren  
*P. Hildebrand, M. Kleemann, L. Mirow, C. Bürk, H.P. Bruch, U.J. Roblick* 226

Entwicklung einer Navigationsumgebung (LapAssistent<sup>®</sup>) für die ultraschallnavigierte  
laparoskopische Leberchirurgie  
*V. Martens, P. Hildebrand, S. Schlichting, A. Besirevic, A. Schweikard, H.P. Bruch, M. Kleemann* 231

Anwendungsgebiete und erste Ergebnisse navigationsgestützter Operationen am muskulo-skeletalen System mit Navigationssystemen der 3. Generation Navigation und Robotik in Orthopädie und Traumatologie, Teil I <i>A.P. Schulz, S. Mägerlein, S. Fuchs, M. Faschingbauer, M. Wenzl, Ch. Jürgens</i>	235
Roboter in der Endoprothetik - Leben Totgesagte länger? Roboterassistierte minimalinvasive Endoprothetik - das RomEo-Projekt Navigation und Robotik in Orthopädie und Traumatologie, Teil II <i>A.P. Schulz, J. Meiners, F. Mantwill, A. Fay, A. Paech, M. Kemmal, Ch. Jürgens</i>	240
Navigationstechniken in der interventionellen Radiologie <i>G. Haendler, A. Lubienski, B.M. Stöckelhuber, Th. Helmberger</i>	246
Stereotaktische Strahlentherapie und Radiochirurgie <i>J. Dunst, D. Rades</i>	253
<hr/>	
<b>Aus der Hochschule</b> Personalia	257
<hr/>	

*Das Titelbild stellt eine Verbindung zwischen den Abbildungen auf Seite 201 und 236 dieser Ausgabe her und macht das Thema "Navigation und Medizin" damit visuell erfahrbar. (Bearbeitung: René Kube)*

## FOCUS Thema: Navigation und Medizin

Der Kompass ist ein Mess- und Navigationsgerät, welches anhand des Erdmagnetfeldes die Peilung des magnetischen Nordpols anzeigt und so Norden und daraus alle anderen Himmelsrichtungen bestimmt. Schon im Jahr 271 wurde im Kaiserreich China der Kompass erfunden. Damals bestand er aus einem Stück Magneteisenstein, das an einem Faden aufgehängt war. Nach Europa gelangte diese simple Navigationshilfe aber erst durch die Araber 1190.

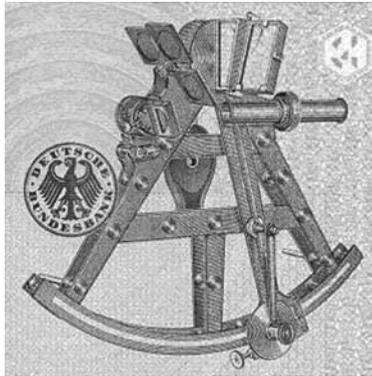
Eine Weiterentwicklung waren Sextanten. Das erste Konzept für ein Gerät zur Winkelmessung mit Hilfe von Spiegeln stammt von Isaac Newton, der seinen Entwurf 1700 an die Royal Society einreichte. Seine Skizzen blieben jedoch unbeachtet und wurden erst 1742, nach seinem Tod, veröffentlicht. Bereits zu Zeiten der Segelschiffahrt besaßen Sextanten eine Messgenauigkeit von etwa einer Bogenminute (1/60 Grad), was einer Positionsgenauigkeit von einer Seemeile entspricht. Moderne Sextanten können eine mechanische Genauigkeit von 10–20 Bogensekunden erreichen. Auf dem ehemaligen 10-DM-Schein war noch ein Sextant abgebildet.

Bei der Navigation auf See verlor der Sextant erst mit der Satellitennavigation (GPS) an Bedeutung. In der Luftfahrt war der Sextant nur kurze Zeit in Gebrauch und wurde bald durch Funknavigation, Trägheitsnavigation und Kreiselkompass ersetzt.

Während einer Operation werden Navigationssysteme zunehmend als den Chirurgen *unterstützende* Systeme eingesetzt, im Gegensatz zur nicht unumstrittenen Robotertechnik, die einen *autonomen* OP-Fortschritt propagiert. Angefangen von ersten Navigations- und Trackinghilfen am Knochen, setzen zunehmend alle chirurgischen Fächer Navigationstechniken dort ein, wo ein möglichst zielgerichtetes und exaktes Vorgehen notwendig und hilfreich ist. Insbesondere den minimal-

invasiven Techniken steht so eine Methodik zur Verfügung, die in Zukunft möglicherweise die Genauigkeit eines Eingriffes an relevanten Stellen zusätzlich erhöhen und das Indikationspektrum für minimal invasive Eingriffe erweitern kann.

Derzeitig am herausforderndsten ist sicherlich die Anwendung der Navigationstechnik an Weichgewebsorganen, wie z.B. der Leber und der Lunge, aber auch der sog. Brain-Shift am Gehirn stellt noch hohe Ansprüche an die Genauigkeit.



*Der auf der 10 DM-Banknote abgebildete Sextant – auf Basis eines Quintanten (144° Messbereich) der englischen Firma Troughton*

Ziel dieses interdisziplinären Themenheftes „Navigation in den operativen Fächern“ ist es, dem interessierten Leser, Ärzten und Ärztinnen die technischen Grundlagen der Navigationstechnik und deren aktuelle Anwendungsmöglichkeiten aufzuzeigen. Dabei ist es primäre Intention der Herausgeber und Autoren, das technisch Realisierbare mit dem Nutzen für den Patienten abzugleichen. Dieser Nutzen kann auch durch eine Verbesserung der intraoperativen Genauigkeit durch den Operateur erreicht werden. Dem gegenüber gestellt wurde die kritische Beleuchtung derzeit ungelöster Probleme, wie z.B. Sterilisierungs- und Genauigkeitsprobleme. Realistische Anwendungsmöglichkeiten sollten von Utopien streng getrennt werden.

So hoffen wir, dem Leser ein realistisches Bild dieser neuartigen und viel versprechenden Techniken darzulegen. Weiterhin ist es uns eine Freude, dass durch die Idee für dieses Projekt auch ersichtlich wurde, dass am Standort Lübeck sich erhebliche Kompetenz zum Thema Navigation versammelt hat.

M. Kleemann, H. P. Bruch  
Universitätsklinik für Chirurgie, Lübeck

# Navigation und Medizin - Interdisziplinärer Forschungsschwerpunkt an der Universität Lübeck

M. Kleemann, H. P. Bruch

Der chirurgisch tätige Arzt, gleich welchen Fachgebietes, hat zum Ziel, schnell, effizient und möglichst genau erkranktes Gewebe aus dem Körper herauszuschneiden um den Patienten die Genesung zu ermöglichen. In den chirurgischen und radiologischen Disziplinen werden dabei zunehmend Navigationstechniken erprobt und eingesetzt. Dabei stellen die in diesem Heft dargestellten Navigationstechniken einen grundlegenden Teil und Forschungsgegenstand der so genannten Virtuellen Realität dar (siehe Tab. 1).

Als Virtuelle Realität (VR) wird die Darstellung und gleichzeitige Wahrnehmung der Wirklichkeit und ihrer physikalischen Eigenschaften in einer in Echtzeit computergenerierten Virtuellen Umgebung bezeichnet.

Anwendungsgebiete VR	Teilgebiete VR
Medizin	Navigierte Operationen
Luft- und Raumfahrttechnik	Pilotenausbildung im Flugsimulator
Autoindustrie	Virtuelle Prototypen/Ergonomietests
Architektur	Gebäudesimulationen
Unterricht/Ausbildung	Training und Simulation von Eingriffen
Virtual cultural heritage	Rekonstruktion vergangener Kulturgüter
Unterhaltung	Computerspiele

Tab.1: Übersicht über wesentliche Teil- und Anwendungsgebiete der Virtuellen Realität (VR)

Es existieren unter dem Begriff Virtuelle Realität viele sinnvolle, aber auch auf den ersten Blick abstruse Ideen und Vorstellungen. Sinnvoll erscheint uns der Einsatz der Navigationstechnik z.B. beim Autofahren oder in der Luft- und Raumfahrt. Virtuelle Simulationen haben bereits einen festen Stellenwert in der Architektur, den Geowissenschaften und auch der Autoindustrie. So kann ein Automechaniker durch Simulation und Einblendung von unsichtbaren Leitungsbahnen, die unter der Karosserie liegen, über ein Head-Mounted-Display Defekte ausmachen und Teile gezielt austauschen. Derzeitig unrealistische Vorstellungen werden in nicht immer sehr wissenschaftlichen Foren diskutiert, die sich mit der Mensch-Maschine-Interaktion bis hin zu direkten Gehirnstimulationen und Simulationen der Wirklichkeit auseinandersetzen. Nichtsdestoweniger wurde die technische Machbarkeit und der medizinisch sinnvolle Ansatz bei Retina- und Cochleaimplantaten bzw. die



*Dr. med. Markus Kleemann und Prof. Dr. med. Hans-Peter Bruch, Universitätsklinik für Chirurgie Lübeck, bieten mit der vorliegenden FOCUS MUL Themenausgabe "Navigation und Medizin" einen aktuellen Überblick über diesen interdisziplinären Forschungsschwerpunkt an der Universität zu Lübeck.*

direkte Hirnstimulation bei M. Parkinson erbracht. Aufgabe der Universitäten ist hier die saubere Trennung und die wissenschaftliche Auseinandersetzung gemäß den Regeln von Sir Karl Raimund Popper.

Die hohe Technologielastigkeit der Navigationstechniken erfordert analog der Gentechnik oder den Proteomanalysen (Stichwort: Proteomics) einerseits eine spezielle Weiterbildung für das Verständnis und die Arbeit mit Navigationstechniken, andererseits müssen diese Techniken derart um- und weiterentwickelt werden, dass sie den hohen Standards im OP genügen. Dies setzt eine Bereitschaft zur interdisziplinären Arbeit mit Medizintechnikern, Informatikern und Ingenieuren voraus. Die Interdisziplinarität macht diese Arbeit aber auch für alle Beteiligten spannend und interessant, erweitert sie doch auf beiden Seiten den Einblick in die jeweils fremde Materie und fördert das Verständnis für die jeweiligen Problemstellungen.

Daraus resultierend folgte in den vergangenen Jahren die Gründung mehrerer nationaler und internationaler Fachgesellschaften, deren Ziel es ist, diese neuartigen

Technologien für die Medizin und damit für den Patienten sinnvoll einzusetzen (Tab. 2).

<b>CURAC</b>	Deutsche Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V.	2001	<a href="http://www.curac.org">www.curac.org</a>
<b>CTAC</b>	Sektion für minimalinvasive, Computer- und Telematik-assistierte Chirurgie der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie	2000	<a href="http://www.ctac-online.de">www.ctac-online.de</a>
<b>CARS</b>	Computer Assisted Radiology and Surgery	1996	<a href="http://www.cars-int.org">www.cars-int.org</a>
<b>ISCAS</b>	International Society for Computer Aided Surgery	1996	<a href="http://www.prs.med.keio.ac.jp/iscas">www.prs.med.keio.ac.jp/iscas</a>

Tab.2: Eine Auswahl nationaler und internationaler Fachgesellschaften zum Thema "Navigation und Medizin" mit Gründungsjahr und Internetadresse

Über das wissenschaftliche und medizinische Interesse hinaus zeugen viele Firmenneugründungen aus dem Gebiet auch von der ökonomischen Relevanz für den Medizintechnikstandort Deutschland. Es entstanden eine Vielzahl von Ausgründungen (Spin-Offs) aus Universitäten und Fraunhofer-Instituten, die diese Technologien am Markt umsetzen. Beispielhaft sei die deutsche Firma BrainLAB mit Hauptsitz in München genannt, die computergestützte Medizintechnik entwickelt, produziert und vertreibt. Das Unternehmen wurde 1989 gegründet und beschäftigt derzeit rund 900 Mitarbeiter weltweit. Zu den Hauptprodukten des Unternehmens zählen bildgestützte Navigationssysteme, die hochpräzise Echtzeitinformationen für chirurgische Eingriffe liefern.

Aber auch der Norden Deutschlands und insbesondere Lübeck stehen dem in keiner Weise nach, wie wir anschaulich an dem Leistungsspektrum unserer Universität darstellen können. So schildert der Beitrag „Mathematik und Medizin - die Fusion zweier Welten“ der Arbeitsgruppe des international renommierten Mathematikers Prof. Bernd Fischer anschaulich die mathematischen Grundlagen der medizinischen Bildüberlagerung, ein Prozess, der Registrierung genannt wird. In dem Beitrag „Die Erfassung des Raumes - Grundlagen der Tracking-technologie“ werden die verschiedenen Trackingsysteme und deren Funktionsprinzipien wie auch der Einsatz in der Medizin vorgestellt.

Lars Matthäus, Mitarbeiter am Institut für Robotik und kognitive Systeme und derzeit im Rahmen eines DAAD-Forschungsaufenthaltes am Royal Melbourne Institute of Technology (RMIT), Melbourne, w Australien, an der School of Electrical and Computer Engineering tätig, entwickelte ein navigiertes System zur exakteren Applikation der transkraniellen Magnetstimulation, einem nicht-invasiven diagnostischen Verfahren in der Neurologie und Neurochirurgie.

Die Kollegen der Neurochirurgie berichten in ihrem Beitrag „Neuronavigation in der Neurochirurgie – Sinnvoll?“ über die Entwicklung und den Einsatz von Navigationssystemen am Gehirn. Die Autoren setzen diese Systeme bereits zu rund 90% bei Tumoroperationen ein – ein wichtiger Hinweis auf den Stellenwert der Navigation bei Operationen am zentralen Nervensystem.

Die Kolleginnen Rotter, Frenzel und Wollenberg liefern einen Beitrag über „Navigierte Chirurgie in der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde: Nasennebenhöhlen, Fronto- und Lateralschädelbasis“. Bei schwierigen Revisionseingriffen im Bereich der Schädelbasis wird der Einsatz von Navigationssystemen zunehmend als Goldstandard betrachtet.

Die interdisziplinäre Arbeitsgruppe des Institutes für Robotik und kognitive Systeme und der Klinik für Chirurgie stellen neben dem aktuellen Stand der klinischen und experimentellen Forschung in der Weichgewebeschirurgie die navigierte Ablation von Lebertumoren unter virtueller Führung der Ablationsnadel dar, ein Prinzip, das sich bereits in klinischer Anwendung befindet. Weiterhin stellt Volker Martens aus der Arbeitsgruppe von Prof. Schweikard die Entwicklung einer Navigationsumgebung für die minimal-invasive laparoskopische Leberchirurgie vor.

Die Kollegen der Unfallchirurgie zeigen eindrucksvoll die klinische Anwendung von Navigationssystemen bei Knieprothesen, aber auch die Problematik vollautomatisierter Systeme der 90er Jahre wie des ROBO-DOC- oder des CASPARS-Systems wird beschrieben. Weiterhin wird die minimal-invasive Endoprothetik als zukünftiges Anwendungsgebiet aufgezeigt.

Alle Aspekte der Navigationstechniken in der interventionellen Radiologie werden eindrucksvoll von Prof. Helmborgers Arbeitsgruppe beschrieben. Er untermauert den zentralen Stellenwert der Radiologie als „Zulieferer“ für medizinisches Bildmaterial, ohne die Navigationstechniken in anderen Fachgebieten kaum einzusetzen wären. Darüber hinaus nutzen die Radiologen selbst Navigationstechniken für interventionelle Eingriffe als Zielführung.

Am Ende dieses Themenheftes berichten Dipl.-Ing. A. Schläfer, Prof. Dunst und PD Dr. Rades über die experimentellen und klinischen Anwendungen von Robotik und Stereotaxie in der modernen Strahlentherapie und Radiochirurgie.

# Mathematik und Medizin – die Fusion zweier Welten

S. Bommersheim, B. Fischer

## Einleitung

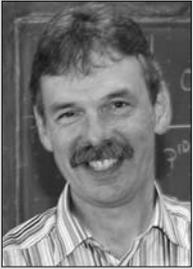
In den letzten Jahren hat die Bildgebung in der Medizin eine bemerkenswerte Entwicklung erlebt. Neuentwicklungen im Bereich der Hard- und Software sind verantwortlich für immer aussagekräftigere Aufnahme-modalitäten. Hinzu kommt ein Paradigmenwechsel in der Diagnose und der Therapie. So wird hier heutzutage üblicherweise mehr als nur eine Bildgebungsmodalität herangezogen. Eine gemeinsame Verwendung der Weichteil-anatomie (dargestellt durch MR – Magnetresonanz bzw. US - Ultraschall), der Knochenstruktur (CT - Computertomographie) oder der funktionellen Information (SPECT – Single Photon Emission oder PET – Positron Emission Tomography) ist häufig wünschenswert.

Ein direkter Vergleich der interessierenden Objekte durch Überlagerung der Bilder ist aufgrund der unterschiedlichen Darstellungen und der Tatsache, dass sie typischerweise zu verschiedenen Zeitpunkten und aus verschiedenen Blickwinkeln aufgenommen wurden, in der Regel nicht möglich. Die Analyse und Interpretation erfolgt daher manuell durch einen trainierten und erfahrenen Experten, d.h. zeitaufwändig, subjektiv und nicht reproduzierbar.

Die zum Zwecke der Vergleichbarkeit oder Integration notwendige Modifikation der in den Bildern dargestellten Objekte wird als Registrierung (gelegentlich auch als Morphing, Warping oder Fusion) bezeichnet. Registrierung spielt bei allen in der Medizin eingesetzten bildgebenden Verfahren eine Schlüsselrolle. Hierzu gehören z.B. Diagnose, Operationsplanung, Validierung und Verlaufsstudien. Spezielle Anwendungsbeispiele sind die Übertragung der Operationsplanung auf das Operationsfeld durch Registrierung von präoperativen Bildern (z.B. CT-Aufnahmen) und intraoperativen Bildern (z.B. US-Aufnahmen) oder das Tumormonitoring durch die Registrierung von zeitlich versetzt aufgenommenen Bildern, die ihrerseits aus der Fusion von CT- und PET-Aufnahmen hervorgegangen sind.

Idealerweise sollte ein Registrierungsalgorithmus keinerlei Benutzerinteraktion erfordern (*one-click-method*)

**Prof. Dr. rer. nat. Bernd Fischer**, geboren 1957 in Mölln, Studium der Mathematik mit Nebenfach Informatik an der Universität Hamburg, Postdoc an der Stanford University, Visiting Professor an der Purdue University. Seit 1996 Professor für Numerische Mathematik am Institut für Mathematik der Universität zu Lübeck mit dem Arbeitsschwerpunkt *Scientific Computing mit Anwendungen in den Life Sciences, insbesondere der Medizin*. Besonderer Schwerpunkt ist die Bildregistrierung (Bildfusion), die zugleich das zentrale Forschungsthema der Arbeitsgruppe SAFIR (Solutions and Algorithms for Image Registration) am Institut für Mathematik darstellt. Die Gruppe kooperiert mit internationalen (z.B. Emory, Harvard, Stanford) sowie nationalen (z.B. RWTH Aachen, MeVis Bremen, Philips Hamburg,) Forschergruppen. Sie ist an verschiedenen Drittmittelprojekten (z.B. BMBF FUSION, HWT Schleswig Holstein) an zentraler Stelle tätig. SAFIR wird von vielen Experten als die weltweit führende Forschergruppe im Bereich Registrierung angesehen. Die Anfragen nach wissenschaftlichen Kooperationen übersteigen bei weitem die Kapazitäten von SAFIR. Daher wird derzeit intensiv über die Einrichtung eines Kompetenzzentrums „Medical Vision“ am Standort Lübeck und die Schaffung spezieller Lehrangebote nachgedacht.



und das gewünschte Resultat verlässlich in einem tolerierbaren Zeitrahmen berechnen. In Abhängigkeit von der jeweiligen Anwendung stimmen Wunsch und Wirklichkeit nur sehr unbefriedigend überein mit der Folge, dass Registrierung ein sehr aktives Forschungsgebiet ist [6].

Im Folgenden werden wir einige der „state-of-the-art“-Methoden kurz vorstellen. Zur Lösung von Registrierungsproblemen gibt es eine Vielzahl unterschiedlicher Ansätze. Registrierungsverfahren, die nur die Bilddaten zur Bestimmung der Transformation benötigen, heißen *automatische* Verfahren. Im Gegensatz dazu erfordern

halb automatische Verfahren die Interaktion mit einem Benutzer. Parametrische Verfahren bestimmen die gesuchte Abbildung in einem vorher festgelegten Ansatzraum, hingegen gibt es bei nicht-parametrischen Verfahren keine derartige Einschränkung für den Suchraum.

Wir betrachten im Folgenden MRT-Aufnahmen des Thorax, die im Rahmen der Lungendiagnostik entstanden sind, siehe Abbildung 1. Ziel der Registrierung ist es, die durch die Atmung hervorgerufene Deformation des Zwerchfells und angrenzender Organe auszugleichen. Die Veränderung des starren Brustkorbes lässt sich durch eine affin lineare Transformation (Rotation, Scherung, Skalierung, Translation) beschreiben, wohingegen die Atmung eine nichtlineare Deformation des Zwerchfells verursacht. Die Eigenschaften der vorgestellten Registrierungsalgorithmen werden wir jeweils anhand dieser beiden Testbilder demonstrieren. Wir stellen je ein (halb) automatisches, parametrisches Verfahren sowie ein automatisches, nicht-parametrisches Registrierungsverfahren vor.

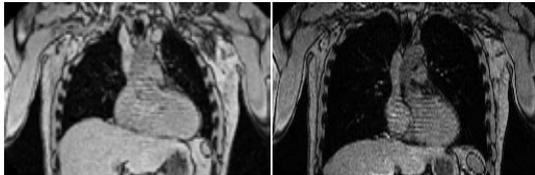


Abb. 1: Thoraxbilder. Referenzbild  $R$  (links) und Templatebild  $T$  (rechts).

In Abschnitt 2 erläutern wir zunächst einige grundlegende Begriffe. Anschließend beschreiben wir in Abschnitt 3 die starre und affin lineare parametrische Registrierung und in Abschnitt 4 die landmarkenbasierte Registrierung. Exemplarisch für ein nicht-parametrisches Verfahren behandeln wir in Abschnitt 5 die elastische Registrierung.

### Begriffsbestimmungen

Wir modellieren zunächst ein *kontinuierliches Bild* als eine Abbildung  $B: \Omega \rightarrow G$ , wobei einem Ort  $x \in \Omega \subset \mathbb{R}^d$  die Intensität bzw. der Grauwert  $B(x)$  zugeordnet wird.

Die Dimension  $d=2,3,4$  hängt dabei von der jeweiligen Anwendung ab. Wir beschränken uns hier auf den zweidimensionalen Fall  $d=2$ . Ein im Rechner darstellbares *diskretes Bild* ist eine Matrix mit einer bestimmten Anzahl von Zeilen und Spalten. Jeder Eintrag der Matrix repräsentiert einen Grauwert und wird auch Pixel ( $d=2$ ) oder Voxel ( $d=3$ ) genannt, vergleiche Abbildung 2. Das Registrierungsproblem lässt sich nun folgendermaßen

formulieren: zu zwei gegebenen Bildern, dem *Referenzbild*  $R$  und dem *Templatebild*  $T$ , wird eine „vernünftige“ Transformation oder Verrückungsfunktion  $y: \Omega \rightarrow \mathbb{R}^2$  gesucht, so dass das transformierte Templatebild  $T[y]$  dem Referenzbild „möglichst ähnlich“ sieht.

Idealerweise bildet die Verrückungsfunktion  $y$  das Templatebild  $T$  exakt auf das Referenzbild  $R$  ab. Eine derartig mathematisch perfekte Lösung ist aber nicht notwendig auch eine perfekte medizinische Lösung. Transformationen, die zu nicht-physiologischen Verformungen führen, sind zu verwerfen. Die Berechnung einer „guten“ Transformation, die gleichzeitig die Anatomie und Physiologie des Objektes berücksichtigt, ist eine große Herausforderung an die sachgemäße Modellierung des Registrierungsproblems [3].

Die Ähnlichkeit der Bilder wird mithilfe von Distanzmaßen quantifiziert. Ein *Distanzmaß* misst entweder basierend auf allen Pixelintensitäten oder basierend auf speziellen Bildeigenschaften den Abstand zweier Bilder. Es wurden verschiedene Distanzmaße entwickelt, die sich unterschiedlich gut für eine bestimmte Anwendung eignen. Sehr häufig wird die *Summe der quadrierten Differenzen* (engl.: sum of squared differences, Abk.: SSD) als Abstandsmaß verwendet. Dieses Maß führt einen punkweisen Vergleich der Intensitätswerte durch

$$\mathcal{D}^{\text{SSD}}(R, T) = \frac{1}{2} \sum (R(x) - T(x))^2. \quad (1)$$

7	8	9	3	9	4	16	1	25
6	1	2	6	1	2	0	0	0
5	4	3	1	9	2	16	25	1
$R$			$T$			$(R - T)^2$		
$\mathcal{D}^{\text{SSD}}(R, T) = \sum_{i,j=1}^3 (R_{i,j} - T_{i,j})^2 = 84$								

Abb. 2 zeigt die Berechnung des SSD-Distanzmaßes diskreter Bilder.

Eine Registrierung mittels SSD-Distanzmaß ist nur dann erfolgreich, wenn die Intensitätswerte der Bilder vergleichbar sind. Bei der Registrierung von Bildern unterschiedlicher Modalitäten (z.B. CT und PET) ist dieses Maß nicht verwendbar. Hier kommen statistikbasierte Maße, wie z.B. das *Mutual-Information-Distanzmaß* zum Einsatz [10].

## Rigide und affin lineare Registrierung

In diesem Abschnitt betrachten wir die Registrierung, bei der der Suchraum auf eine bestimmte Klasse von Transformationen eingeschränkt ist. Eine einfache Klasse ist die der starren Transformationen, auch rigide Transformationen genannt. Rigide Transformationen führen Bewegungen im Raum aus, die ein starrer, also nicht verformbarer Körper, imstande ist auszuführen. Dazu gehören die Rotation und die Translation. Im Falle der rigiden Registrierung besitzt die gesuchte Verrückungsfunktion drei Freiheitsgrade, die wir mit  $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$  bezeichnen. Sie lässt sich wie folgt schreiben.

$$y(x_1, x_2) = \begin{pmatrix} \cos \alpha_1 & -\sin \alpha_1 \\ \sin \alpha_1 & \cos \alpha_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \alpha_2 \\ \alpha_3 \end{pmatrix}. \quad (2)$$

Zusätzlich zu den rigiden Transformationen erlauben die sogenannten *affin linearen* Transformationen Skalierung und Scherung. Hier haben wir nunmehr sechs Parameter  $\alpha_1, \dots, \alpha_6$ . Es gilt

$$y(x_1, x_2) = \begin{pmatrix} \alpha_1 & \alpha_2 \\ \alpha_3 & \alpha_4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \alpha_5 \\ \alpha_6 \end{pmatrix}. \quad (3)$$

Die Aufgabe ist, eine Transformation  $y$  zu bestimmen, für die die Distanz, z.B.  $D^{\text{SSD}}[T[y], R]$ , der Bilder  $R$  und  $T[y]$  minimal ist. Das Problem vereinfacht sich durch die Ansätze (2) und (3) auf die Suche nach guten Parametern  $\alpha_j, j=1,2,3$  bzw.  $j=1, \dots, 6$ .

### Problem 3.1

Bestimme  $\alpha_1, \alpha_2, \dots$ , so dass  $D^{\text{SSD}}[T[y], R] \rightarrow \min$

Die Berechnung der gesuchten Parameter führt auf ein nichtlineares Optimierungsproblem, dessen effiziente Lösung selbst bei wenigen zu bestimmenden Parametern den Einsatz moderner Verfahren, wie z.B. ein Gauss-Newton-Verfahren oder das Levenberg-Marquardt-Verfahren [7], nötig macht.



Abb. 3: Affin lineare Registrierung. Ergebnis (links) und Differenz zum Referenzbild (rechts).

Betrachten wir nun die Ergebnisse der parametrischen Registrierung der Thoraxbilder. Abbildung 3 zeigt links das Ergebnis der affin linearen Registrierung und rechts die Differenz zum Referenzbild. Hier sind große Differenzen durch dunkle Grauwerte kodiert, während helle Grauwerte auf eine gute Übereinstimmung hinweisen. Es ist augenscheinlich, dass insbesondere der Unterschied in der Ausdehnung des Zwerchfells und der Formation der Leber nicht kompensiert werden konnte und daher das Registrierungsergebnis nicht brauchbar ist.

Als nächstes stellen wir eine Anwendung vor, bei der ein rigides Verfahren mit Erfolg eingesetzt werden konnte. Das rechte Bild in Abbildung 4 zeigt das Summenbild von 180 planaren Aufnahmen eines Pferdekopfes mit einer Szintillationskamera. Die Gesamtaufnahmezeit betrug 3 Minuten. Die Bewegungen des Pferdes während der Aufnahme sind verantwortlich für das unscharfe Bild links. Die rechte Seite zeigt das entsprechend durch rigide Registrierung bewegungskorrigierte Summenbild. Es ist deutlich schärfer und erlaubt eine verlässlichere Diagnostik. Der zugrunde liegende Algorithmus wurde am Institut für Mathematik der Universität Lübeck entwickelt. Die Bilder wurden von der Firma MiE, Seth, zur Verfügung gestellt.

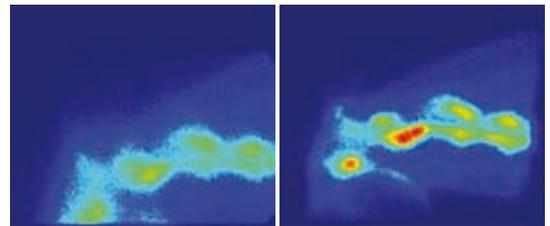


Abb. 4: Rigide Registrierung. Summenbild vorher (links) und Summenbild nachher (rechts).

## Landmarkenbasierte Registrierung

Die Aufgabe der Bildregistrierung ist es, eine Transformation zu bestimmen, die korrespondierende Bildinhalte aufeinander abbildet. Bei der *landmarkenbasierten Registrierung* bezieht sich die Korrespondenz auf aus-

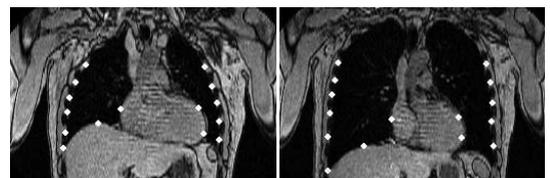


Abb. 5: Referenzbild mit Landmarken (links) und Templatebild mit Landmarken (rechts).

**Problem 4.1**

- Bestimme im Referenzbild  $R$  Punkte  $r^1, \dots, r^m \in \mathbb{R}^2$  und korrespondierende Punkte  $t^1, \dots, t^m \in \mathbb{R}^2$  im Templatebild  $T$ .
- Bestimme eine Transformation,  $y: \Omega \rightarrow \mathbb{R}^2$ , so dass

$$\mathcal{D}^{\text{LM}}[t^j, r^j, y] = \sum_{i=1}^m \|y(t^i) - r^i\|_{\mathbb{R}^2}^2 \rightarrow \min.$$

gewählte Punkte, sogenannte *Landmarken*. Abbildung 5 zeigt den Beispieldatensatz mit händisch gewählten Landmarken im Referenz- und im Templatebild.

An die gesuchte Transformation stellt sich die Bedingung, jede Landmarke im Templatebild möglichst exakt auf die korrespondierende Landmarke im Referenzbild abzubilden.

Mithilfe der euklidischen Norm  $\|\cdot\|$  wird hierbei der euklidische Abstand der Vektoren  $y(t^j)$  und  $r^j$  berechnet. Das Distanzmaß  $D^{\text{LM}}$  hängt also nur von den gewählten Landmarken, nicht von den Bildintensitäten ab.

Werden die Landmarken von einem Experten manuell detektiert, handelt es sich um ein halb automatisches Verfahren. Im Gegensatz dazu werden auch Verfahren eingesetzt, die die Landmarken automatisch setzen [8].

Um das Registrierungsproblem 4.1 lösen zu können, muss noch ein geeigneter Lösungsraum angegeben werden. Hier findet man in der Literatur eine Fülle von Ansätzen. Wir beschränken uns hier auf einen sehr prominenten Vertreter, den sogenannten *Thin Plate Splines*. Geometrisch kann dieser Ansatz wie folgt gedeutet werden: Thin Plate Splines beschreiben approximativ das Biegeverhalten dünner Metallplatten mit diskreten Gewichten bei Einwirkung äußerer Kräfte. Jeder Kontrollpunkt (Landmarke) übt auf seine Umgebung einen quadratisch in allen Richtungen abfallenden Einfluss aus. Der Thin-Plate-Spline-Interpolant stellt die Fläche minimaler Biegeenergie durch alle Kontrollpunkte dar. In Abbildung 6 ist das Ergebnis des Verfahrens dargestellt. Augenscheinlich ist das erzielte Resultat nicht zufriedenstellend.

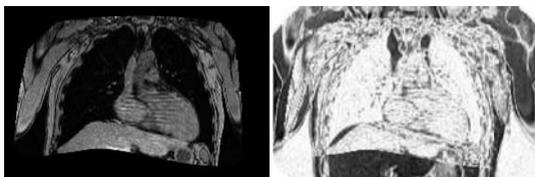


Abb. 6: Landmarkenbasierte Registrierung mit Thin Plate Splines. Ergebnis (links) und Differenz zum Referenzbild (rechts).

Ein Problem der landmarkenbasierten Registrierung liegt darin, dass lediglich die ausgewählten Landmarken in die Berechnung eingehen und große Fehler in Gebieten mit nur wenigen Landmarken entstehen können.

**Nicht-parametrische Registrierung**

In diesem Abschnitt wird ein nicht-parametrischer, nichtlinearer Registrierungsansatz beschrieben. Das Verfahren bezieht nicht einzelne Bildmerkmale, sondern alle Intensitätswerte mit ein. Es stellt sich heraus, dass das Minimierungsproblem,  $\mathcal{D}[T[y], R] \rightarrow \min$ , ein sogenanntes schlecht gestelltes Problem ist [2]. Eine Lösung, wenn denn überhaupt eine existiert, kann z.B. Faltungen, überlappende Bildbereiche oder „Risse“ im Bild erzeugen. Um diese unerwünschten Deformationen zu vermeiden, wird ein Regularisierungsterm  $S$  eingeführt. Wir erhalten eine erweiterte Problembeschreibung.

**Problem 5.1**

Bestimme  $y$ , so dass  $\mathcal{D}[T[y], R] + \alpha S[y] \rightarrow \min$

Durch Erweiterung um den Glätter (engl. smoother)  $S$  werden möglichst glatte Transformationen als Lösung favorisiert. Der Faktor  $\alpha > 0$  gewichtet die Glätteheit  $S[y]$  der Verrückungsfunktion gegenüber der Ähnlichkeit  $\mathcal{D}[T[y], R]$  der Bilder. In Abhängigkeit von der jeweiligen Anwendung sind verschiedene Glätteheitsterme gebräuchlich [3], [4]. Um ein Beispiel für eine mögliche Wahl eines Regularisierers zu geben, betrachten wir das elastische Potential

$$S[u] = \int_{\Omega} \frac{\mu}{4} \sum_{i,j} (\partial_i u_i + \partial_j u_j)^2 + \frac{\lambda}{2} (\text{div } u)^2 \, dx \quad (4)$$

des Verrückungsfeldes [1]. Das elastische Potential misst, grob gesprochen, die Kraft die nötig ist, um einen Körper zu verformen, wobei die elastischen Eigenschaften des Körpers über die Materialkonstanten  $\lambda$  und  $\mu$  modelliert werden. Die Verwendung dieses Funktionals führt auf die elastische Registrierung [1], [7]. Das resultierende Registrierungsproblem erlaubt folgende Anschauung: Das Bild  $T$  wird auf eine Gummihaut aufgetragen. Gesucht sind jetzt Kräfte, die die Gummihaut derart verzerren, dass das aufgetragene Bild dem Referenzbild möglichst ähnlich wird.

Ein möglicher Ansatz zur Lösung des Problems 5.1 führt auf die sogenannte *Navier-Lamé-Gleichung*

$$\mu \Delta y + (\lambda + \mu) \nabla \text{div } y = f \quad (5)$$

mit geeigneten Randbedingungen. Die Aufgabe besteht nun darin, diese nichtlineare partielle Differentialgleichung numerisch zu lösen. Eine geeignete Diskretisierung führt schließlich auf die Lösung eines linearen Gleichungssystems. Die gesuchten Unbekannten sind hier die Verrückungskordinaten eines jeden Bildpunktes. Für ein Bild der Größe  $512 \times 512$  sind beispielsweise  $2 \cdot 512^2 = 524.288$  Unbekannte zu bestimmen. Die Anzahl der Unbekannten wächst exponentiell in der Bilddimension; für ein dreidimensionales Bild der Größe  $512 \times 512 \times 512$  beträgt die Zahl bereits  $3 \cdot 512^3 = 402.653.184$ . Eine effiziente und robuste Lösung derartiger Probleme benötigt den zwingenden Einsatz von modernen Verfahren der numerischen Mathematik. In Abbildung 7 ist nun das Ergebnis einer elastischen Registrierung für den Beispieldatensatz dargestellt. Das Resultat ist fast perfekt, wie man dem Differenzbild entnehmen kann. Auch hier wurde der zugrunde liegende Algorithmus in der SAFIR (Solutions And Algorithms For Image Registration) Arbeitsgruppe des Instituts für Mathematik entwickelt (siehe auch: <http://www.math.uni-luebeck.de/safir/>).

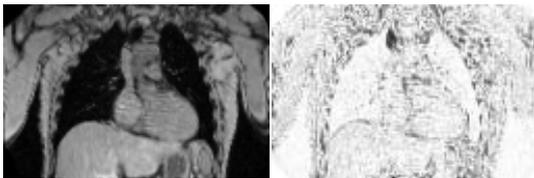


Abb. 7: Elastische Registrierung. Ergebnis (links) und Differenz zum Referenzbild (rechts).

Der vorliegende Artikel hat einen kleinen Einblick in moderne Registrierungsverfahren gegeben. Es stellt sich schnell heraus, dass nicht jeder Algorithmus für jedes Problem geeignet ist. Die aktuelle Forschung

beschäftigt sich daher auch intensiv mit der Aufgabe, spezifische Eigenschaften der vorliegenden Anwendung auf den Algorithmus abzubilden. So ist es zum Beispiel wünschenswert, dass sich ein Objekt (z.B. Tumor) im Zuge der Registrierung zwar verformen darf, aber sein Volumen beibehalten soll. Diese Aufgabe wurde kürzlich elegant gelöst [5]. Insgesamt ist festzuhalten, dass die medizinische Bildregistrierung ein faszinierendes Anwendungsgebiet der numerischen Mathematik ist und dass die fruchtbare und interessante Zusammenarbeit mit Medizinern erheblich zum „Funfaktor“ beiträgt.

## Literatur

1. C. Broit, Optimal registration of deformed images. PhD. thesis, Computer and Information Science, University of Pennsylvania, 1981.
2. M. Droske and M. Rumpf, A variational approach to non-rigid morphological registration, *SIAM Appl. Math.*, 64, 668–687, 2004.
3. B. Fischer und J. Modersitzki, A unified approach to fast image registration and a new curvature based registration technique, *Linear Algebra and its Applications*, 380, 107–124, 2004.
4. B. Fischer and J. Modersitzki, Large scale problems arising from image registration, *GAMM Mitteilungen*, 104–120, 2004.
5. E. Haber and J. Modersitzki, Numerical methods for volume preserving image registration, *Inverse Problems*, Institute of Physics Publishing, 20, 1621–1638, 2004.
6. J. Modersitzki, Numerical methods of image registration. Oxford University Press, 2003.
7. J. Nocedal, S. J. Wright, *Numerical Optimization*. Springer, Heidelberg 1999.
8. K. Rohr, *Landmark-Based Image Analysis*, Kluwer Academic Publishers, 2001.
9. O. Schmitt, J. Modersitzki, S. Heldmann, S. Wirtz, and B. Fischer, Image Registration of Sectioned Brains, *International Journal of Computer Vision*, 2006.
10. P. A. Viola, Alignment by maximization of mutual information, PhD. Thesis, Massachusetts Institute of Technology, 1-155, 1995.

# Die Erfassung des Raumes – Grundlagen der Trackingtechnologie

M. Kleemann<sup>1</sup>, V. Martens<sup>2</sup>, P. Hildebrand<sup>1</sup>, A. Besirevic<sup>1</sup>, S. Schlichting<sup>1</sup>,  
A. Schweikard<sup>2</sup>, H.P. Bruch<sup>1</sup>

## Trackingsysteme

Unter dem englischen Wort „Tracking“ („to track“; engl.: aufspüren, verfolgen) ist das Auffinden eines bestimmten Punktes im Raum zu verstehen. Hierfür werden z.B. Bilddaten in einem Koordinatensystem erfasst (tracking) und einer Patientenposition in dessen aktueller Lage nachgeführt (matching). Dieses Prinzip erlaubt es, bestimmte Arbeitsschritte in der Chirurgie zu navigieren, da Bilddaten eines Patienten zur Steuerung z.B. eines Dissektionsinstrumentes dienen können.

Navigationssysteme müssen die genaue Lage eines Objektes im Raum erfassen können. Zur vollständigen Beschreibung eines bekannten Objektes im Raum ist dessen Position und Orientierung zu ermitteln. Dazu wird der Raum, in dem sich das Objekt befindet, mit einem dreidimensionalen Koordinatensystem durchzogen. Nun ist es möglich, die Position des Objektes als Verschiebung vom Ursprung des Koordinatensystems anzugeben. Dies nennt man die Translation. Die Translation wird durch ein 3-Tupel erfasst, welches die Verschiebung um die x-, y- und z-Achse beschreibt. Über die Translation hinaus ist es weiterhin wichtig zu wissen, wie das Objekt orientiert ist, also um wie viel Grad das Objekt von

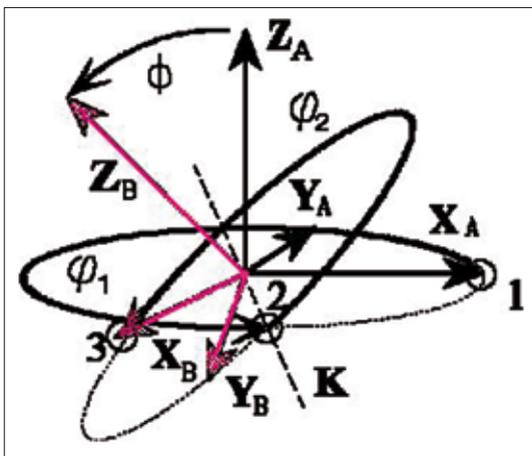


Abb 1: Euler-Winkel

**Dr. med. Markus Kleemann,** geboren 1971 in Fürth, Studium der Humanmedizin, Staats-examen Medizin 1996 an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Studienaufenthalte in Wien, New York und Birmingham/Alabama. In Lübeck seit September 2002, Facharzt für Chirurgie an der Klinik für Chirurgie. Kooperationen mit den Lübecker Universitätsinstituten für Robotik und Kognitive Systeme, für Biomedizinische Optik und für Mathematik, überregional mit verschiedenen wissenschaftlichen und klinischen Forschungseinrichtungen im Rahmen des BMBF-geförderten FUSION-Projektes. Forschung insbesondere auf dem Gebiet der minimal-invasiven (laparoskopischen) ultraschallbasierten Navigation.



einer definierten Nullposition um sich selbst rotiert wurde. Rotationen können auf allen drei Achsen des dreidimensionalen Raums stattfinden und werden ebenfalls in einem 3-Tupel erfasst. Dabei werden Rotationen um die y-Achse „yaw“ (engl.: gieren), um die x-Achse „pitch“ (engl.: neigen) und um die z-Achse „roll“ (engl.: rollen) genannt. Neben der Möglichkeit die Rotation als yaw, pitch und roll darzustellen, sind auch andere Formen möglich. Nennenswert sind hier noch Rotationsmatrizen, Euler Winkel (Abb. 1) und Quaternionen.

Rotationsmatrizen stellen die Rotation eines durch einen Vektor beschriebenen Punktes P als Produkt der Rotationsmatrix R mit dem Ortsvektor P dar:  $R \cdot P = P'$ . P' ist dann der Ortsvektor des Punktes nach der Rotation. Diese Matrix ist abhängig von der Drehachse und dem Drehwinkel. Euler Winkel sind ähnlich zur yaw, pitch und roll Darstellung, da eine Rotation durch sie ebenfalls als Drehung um eine der drei Achsen des Kartesischen Koordinatensystems gegeben ist. Dabei wird jedoch nicht nur das Objekt um eine der Achsen gedreht, sondern das ganze Koordinatensystem, so dass ebenfalls die anderen beiden Drehachsen rotiert werden. Dieses

Verfahren findet vor allem in der Robotik Anwendung, wenn Rotationen von mehrgliedrigen Roboterarmen zu beschreiben sind. Mittels Quaternionen dargestellte Rotationen finden aufgrund ihrer leichten formalen Handhabung häufig Anwendung in der Softwaretechnik. Ein Quaternion definiert eine Drehachse und den Winkel der um diese Achse auszuführenden Rotation. In Navigationssystemen sind alle Arten von Beschreibungen anzutreffen.

Somit ergeben sich insgesamt 6 zu bestimmende Freiheitsgrade zur exakten Lokalisation eines Objektes im Raum. Um diese 6 variablen Größen bestimmen zu können, wird sich in der Praxis verschiedener Verfahren bedient, die unterschiedliche physikalische Effekte ausnutzen. Die meisten Verfahren stimmen jedoch in sofern überein, dass sie alle die Position nur eines Punktes im Raum bestimmen. Dies reicht allerdings nur aus, um die Translation zu messen, nicht jedoch die Rotation. Dafür muss das Objekt an mindestens 3 Punkten erfasst werden. So kann man alle 6 Freiheitsgrade bei starren Körpern verlässlich errechnen. Vor allem beim Einsatz in der erweiterten Realität (Augmented Reality) zum Visualisieren präoperativer Daten ergibt sich jedoch das Problem, dass der Patient kein starrer Körper ist. Daher muss gesichert werden, dass die Gültigkeit der präoperativ akquirierten Daten über Position, Orientierung und Form von relevanten Körperregionen nicht verloren geht. Von der Datenaufnahme bis zum Moment des Eingriffs dürfen keine Änderungen an der zu behandelnden

Körperregion auftreten, da ansonsten die gesammelten Informationen wertlos werden. Darüber hinaus ist durch die Anzeige veralteter, also falscher Tatsachen eine Irreführung des Arztes und somit sogar eine Gefährdung des Patienten möglich. Beispielsweise ändert die Leber durch Atembewegungen und Mobilisation ihre Position und geringfügig ihre Form, was es stark erschwert, etwa zuvor erstellte CT/MRT-Aufnahmen exakt der aktuellen Position der Leber entsprechend in das Sichtfeld des Operateurs zu projizieren. Daher wird in der Praxis die fragliche Körperregion durch mehrere Landmarken repräsentiert. Diese Landmarken stellen Punkte in einem virtuellen dreidimensionalen Gitter dar. Aufgrund der Positionsveränderung der einzelnen Landmarken und vor allem ihrer Relation untereinander, kann die daraus resultierende Verzerrung des Gitters errechnet werden und ergibt bei Korrelation mit den präoperativen Daten die momentane Position, Orientierung und Form der Körperregion. Im Folgenden sollen die Verfahren zum Erfassen von Landmarken bzw. von Translation und Rotation näher betrachtet werden.

### Kriterien zur Beurteilung der Leistung eines Trackingsystems

Ein gutes Trackingsystem sollte sechs Freiheitsgrade aufweisen. Die Freiheitsgrade unterteilen sich in die Qualitäten Position und Orientierung. 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 Objektes. Die Winkel dieser Einzeldrehungen werden mit Gierwinkel (*azimuth, yaw* oder *pan*), Neigungswinkel (*pitch, elevation* oder *tilt*) und Rollwinkel (*roll*) bezeichnet (Abb. 2). 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 Trackingsystem liefert sowohl die drei Positionskoordinaten als auch die drei Raumwinkel. 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.

Um die Leistung der verschiedenen heute verfügbaren Tracker zu erfassen und zu vergleichen, sind unter anderem die folgenden Kriterien und Messgrößen geeignet:

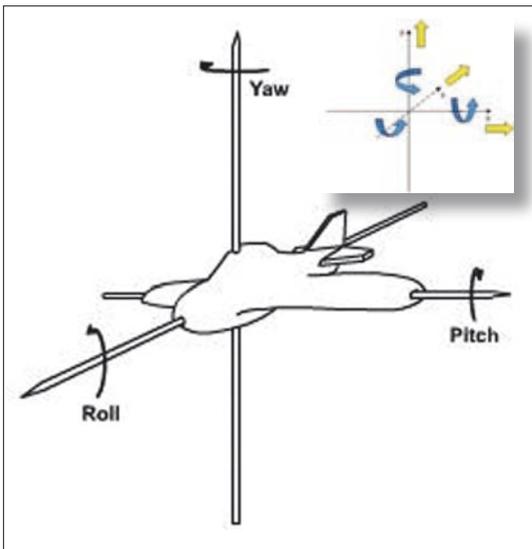


Abb. 2: Darstellung der rotatorischen (beispielhaft am Flugzeug links und blaue Pfeile rechts) und der translatorischen (gelbe Pfeile rechts) Bewegungsachsen (modifiziert nach [1]).

**Statische Genauigkeit** (Static accuracy): Dieses Maß gibt die maximale Abweichung des gemessenen Positions- und Orientierungswertes eines Referenzpunktes vom tatsächlichen Wert an.

**Dynamische Genauigkeit** (Dynamic accuracy): Die dynamische Genauigkeit gibt die Genauigkeit des Systems bei Bewegung der Sensoren an.

Messverfahren	Vorteile	Nachteile
elektromagnetisch	<ul style="list-style-type: none"> <li>- keine Sichtverbindung notwendig</li> <li>- geringe Kosten</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Störanfällig gegenüber magnetischen Metallen im Messbereich</li> </ul>
akustisch	<ul style="list-style-type: none"> <li>- geringe Kosten</li> <li>- gute Genauigkeit</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sichtkontakt notwendig</li> <li>- Störanfällig gegenüber Luftdruckschwankungen und Schallreflexionen</li> </ul>
mechanisch	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Fehlerresistenz</li> <li>- Sehr hohe Genauigkeit</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Unhandlichkeit</li> <li>- Keine Verfolgung eines Punktes möglich, nur Vermessung</li> </ul>
Optisch (aktiv)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- gute Genauigkeit</li> <li>- Fehlerresistenz bei ausreichenden Markern</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Verkabelung/Batterie der Marker notwendig</li> <li>- Sichtkontakt erforderlich</li> </ul>
Optisch (passiv)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- gute Genauigkeit</li> <li>- Fehlerresistenz bei ausreichenden Markern</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sichtkontakt erforderlich</li> <li>- Verwechslung der Marker möglich</li> </ul>

Tab. 1: Eine Übersicht verschiedener Trackingsysteme und deren wichtigste Eigenschaften.

**Auflösung** (Resolution): Mit der Auflösung gibt man die kleinste Änderung in den Positions- und Orientierungswerten an, die noch vom Tracker detektiert werden kann.

**Wiederholrate** (Update rate): Diese Angabe betrifft die Rate, mit der jeweils neue Werte an den Rechner übertragen werden.

**Latenzzeit** (Phase lag /Latency): Die Verzögerung zwischen einer Veränderung der Position und Orientierung und der Übertragung der Änderung an den Rechner wird mit Latenzzeit bezeichnet. Dieses Maß umfasst sowohl die eigentliche Latenzzeit des Meßsystems, als auch die Aktualisierungsrate im Rechner.

**Arbeitsvolumen** (Working volume): Dieses Maß beschreibt die räumliche Ausdehnung des Volumens, innerhalb dessen der Tracker die Messwerte mit der spezifizierten Genauigkeit und Auflösung aufnehmen kann.

**Signal-Rauschverhältnis** (Signal to noise ratio; SNR): Das SNR eines Trackingsystems stellt ein Maß für die Größe des Signalanteils  $S$  bezogen auf den Rauschanteil  $N$  dar. Es wird in dB ( $20 \log S/N$ ) ausgedrückt.

**Zahl unabhängiger Sensoren:** Beim Tracking mehrerer Objekte muss die unabhängige Messung durch mehrere Sensoren möglich sein. Die Sensoren sollten sich nicht gegenseitig beeinflussen und ihre Zahl die Wiederholungsrate nicht senken.

**Zahl der Freiheitsgrade** (Degrees of Freedom; DOF): Diese Angabe bezieht sich auf die Anzahl der Raumrichtungen, die bei der Messung frei variieren können. Maximal existieren drei Positionsrichtungen und drei Orientierungen, also insgesamt sechs Freiheitsgrade.

## Mechanische Trackingverfahren

Die mechanische Messung ist die wahrscheinlich intuitivste Methode, einen Punkt zu lokalisieren. Ein in allen zu bestimmenden Freiheitsgraden beweglicher mechanischer Arm wird von Hand an den fraglichen Punkt mit seiner Spitze herangeführt. Bei bekannter Länge der einzelnen Armsegmente und der in den Gelenken gemessenen Winkel zwischen den benachbarten Segmenten des Arms kann man leicht die Position des Punktes an der Spitze des Armes errechnen. Die Einfachheit der Konstruktion bedingt die immense Fehlerresistenz dieses Systems. Darüber hinaus lässt sich so eine ausgesprochen hohe Messgenauigkeit erreichen. Allerdings ist der Arm auch äußerst sperrig und unhandlich, was sich auch in der geringen Akzeptanz der Operateure niederschlägt. Auch die Tatsache, dass der Arm von Hand bedient werden muss und keine kontinuierlichen Informationen über einen Punkt liefert, sondern nur einen Messwert pro Anwendung, mindert den praktischen Nutzen im OP.

## Elektromagnetische Trackingverfahren

Elektromagnetische Trackingverfahren bestehen aus zwei Komponenten: einem Sender und einem Empfänger (Abb. 4). 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. Der Sender besteht mindestens aus drei unterschiedlich angeordneten Spulen, der Empfänger entweder aus einer Spule (5 Freiheitsgrade, Rotation um Spulenchse nicht messbar) oder mehreren (6 Freiheitsgrade). Unterschieden werden Verfahren mit Wechselstrom- und Gleichstromfeldern [2].



Abb. 3: Mechanischer Arm zur Navigation [Neuronavigation: Computerassistierte Neurochirurgie, Christian Rainer Wirtz, Stefan Kunze, Deutsches Ärzteblatt 95, Heft 39 (1998)]

### Akustische Trackingverfahren

Ein anderes Verfahren ist die akustische Messung, welche auf der Annahme basiert, dass der Schall eine gewisse konstante Geschwindigkeit besitzt und so die Ausbreitungsdauer zwischen zwei Punkten äquivalent zur Distanz der Punkte ist. Zur Bestimmung der Position wird ein Sender in Form eines kleinen Lautsprechers auf dem Objekt platziert, welcher Ultraschallsignale aussendet. Weiterhin befinden sich im Bereich der Signale mindestens drei Empfänger (Mikrofone) mit genau bekannten Abständen zueinander. Gemessen wird die Zeit, welche die Emissionen vom Sender zu den Empfängern benötigen und daraus der Abstand der Sender zu den jeweiligen Empfängern berechnet. Dann kann mittels Triangulation die Position des Lautsprechers bestimmt werden. Als Vorteile dieses Verfahrens sind die geringen Kosten für ein solches System und die hohe Messgenauigkeit bei bekannten Bedingungen wie Lufttemperatur und Luftdruck zu nennen. Allerdings setzen akustische Messverfahren Sichtkontakt zwischen Sender und Empfänger voraus, was die Brauchbarkeit für den Einsatz im OP deutlich einschränkt. Weiterhin wird während Operationen ein steriler Luftstrom über den OP-Tisch geblasen, welcher Luftdruck und Temperatur beeinflusst und somit die von diesen Parametern abhängende Schallgeschwindigkeit verändert. Darüber hinaus ist es mitunter schwierig zu unterscheiden, ob der von den Empfängern registrierte Schall von einer Schallreflexion oder direkt vom Sender kommt.



Abb. 4: Testung der Genauigkeit eines elektromagnetischen Trackingsystems (NDI Aurora) mit Sender und Empfänger (Pfeile) durch ein mechanisches Trackingssystem (Kuka-Roboter) in realer OP-Umgebung.

### Optische Trackingverfahren

Eine Unterteilung der optischen Verfahren wird anhand der Methode, mittels der Objekte erkannt werden, gemacht. Unterschieden wird zunächst einmal nach markerlosen und markerbasierten Verfahren. Markerlose orientieren sich an Form und Farbe realer Objekte, z.B. eines medizinischen Instruments. Kommerzielle Anwendungen verwenden dies in der Medizin jedoch noch fast gar nicht. Markerbasierte Verfahren nutzen besonders leicht erkennbare künstliche Marker, deren Form oder Farbe genau bekannt und auf das Trackingsystem abgestimmt sind. Im Bereich des sichtbaren Lichts finden schachbrettähnliche Marker, sog. X-Points, häufig Verwendung. In der Medizin gängig sind z.B. Infrarotlicht reflektierende Marker, die sich im Bild einer Infrarotkamera deutlich abheben. Markerbasierte Verfahren lassen sich weiter in aktive und passive Verfahren unterteilen. Im Infrarottracking werden sowohl passive, also reflektierende Marker eingesetzt, als auch aktive, also Licht emittierende Marker (z.B. LEDs). Im Gegensatz zu markerlosen Verfahren muss jedoch immer das zu trackende Objekt mit einem oder mehreren Markern versehen werden, wie bei allen zuvor genannten Verfahren auch.

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].

### Verfahren mit Glasfasern

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, beispielsweise 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. Mit der Glasfasertechnik besteht eine neue Methode, die nicht nur die Lokalisation der Endoskopspitze, sondern 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.

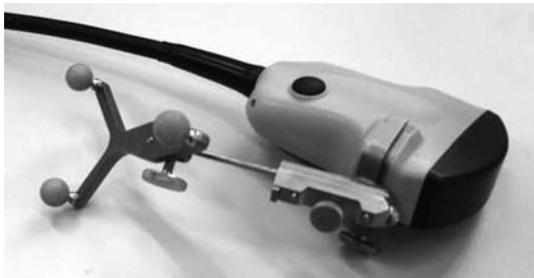


Abb. 5a: Optisches Trackingsystem (NDI Polaris) mit Kamera und optischen Trackern (hier fixiert an einen Curved-Array Schallkopf, B&K Medical)

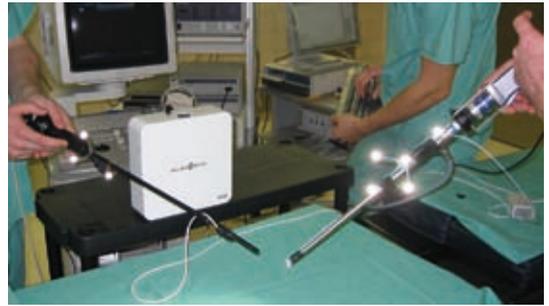


Abb. 5b: Selbiges Trackingsystem in reeller OP-Umgebung adaptiert an das minimal-invasiv-laparoskopische Instrumentarium des Lap-Assistenten (gemeinsam entwickelte Entwicklung des Institutes für Robotik und kognitive Systeme und der Klinik für Chirurgie, UKSH, Campus Lübeck) im experimentellen Einsatz (sehr gut erkennbare Leuchtreflexe der optischen Trackingkugeln)



Abb. 5c: Intraoperative Anwendung eines optischen Trackingsystems (Testreihe eines Prototypen in Zusammenarbeit mit Prof. Dr. T.C. Lüth, MIMED, Lehrstuhl Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Technische Universität München) in Verbindung mit intraoperativem Ultraschall bei einer Leberresektion.

(Literatur beim Verfasser)

## Präzise Navigation in der robotergestützten Strahlentherapie

A. Schlaefer, A. Schweikard

Eine bedeutende und erprobte Alternative bei der Behandlung von Tumorpatienten ist die Strahlentherapie. Werden die Strahlen besonders genau fokussiert, so dass sie sich vor allem im Tumor überlagern, spricht man auch von Strahlchirurgie: die in der Zielregion erreichte Dosis beseitigt bösartige Zellen ähnlich präzise wie ein Skalpell, während umliegendes Gewebe weitgehend geschont wird. Abbildung 1 verdeutlicht, wie sich eine große Anzahl von Strahlen aus verschiedenen Richtungen im Tumor überlagert, und gleichzeitig kritische Strukturen wie beispielsweise die Augen und die Sehnerven von den Strahlen gemieden werden.

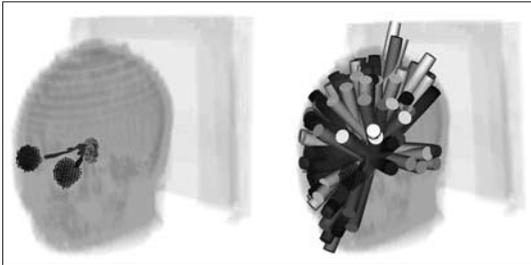


Abb. 1: Dosisverteilung in kritischen Organen - Augen, Sehnerven, Sehnervenkreuzung – und im Tumor (links); auf den Tumor gerichtete Strahlen aus verschiedenen Richtungen, die die Dosisverteilung erzeugen (rechts). Die Dosis wird von sehr niedrig (blau) bis sehr hoch (rot), die Strahlengewichte werden von niedrig (dunkel) bis hoch (hell) dargestellt.

Voraussetzung für eine erfolgreiche Behandlung ist die genaue Lokalisation des Zielgebietes und die korrekte Orientierung der Strahlen über den gesamten Bestrahlungszeitraum. Herkömmliche Systeme erfordern dafür die Fixierung des Patienten in einem stereotaktischen Rahmen, der z.B. am Schädelknochen befestigt wird. Ein neuartiges, auf einem Roboter basierendes Bestrahlungssystem ist das CyberKnife<sup>®</sup> (Accuray, Sunnyvale), siehe Abbildung 2. Durch eine Kombination von flexibler und präziser Strahlpositionierung und intra-operativer Bilddatenerfassung können Lageveränderungen sofort korrigiert werden. Dies ermöglicht strahlchirurgische Behandlungen ohne stereotaktischen Rahmen und auch außerhalb des Kopfes. Grundlage für die Behandlungsplanung und die Navigation ist ein hochaufgelöstes CT-Bild des Patienten. Anhand der Bilddaten wird die

**Dipl.-Inf. Alexander Schlaefer**, geboren 1975 in Templin. Studium der Informatik an der Humboldt Universität zu Berlin und der University of Washington, Seattle. Seit 2003 wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Robotik und Kognitive Systeme der Universität zu Lübeck. Dittmittelfinanzierte Forschung eingebettet in das DFG-Schwerpunktprogramm "Medizinische Navigation und Robotik".



Lage von Tumor und Risikostrukturen bestimmt, und es werden mittels mathematischer Optimierungsmethoden geeignete Strahlen berechnet.

Um intra-operativ navigieren zu können, also um die Lage des Tumors festzustellen und die Orientierung der Strahlen gegebenenfalls anzupassen, werden Stereo-Röntgenbilder erfasst. Wenn eine feste Beziehung zwischen Zielgebiet und knöchernen Strukturen wie beispielsweise den Schädelknochen gegeben ist, kann direkt anhand der Bilddaten navigiert werden. Dazu werden prä-operativ Röntgenbilder als Projektionen aus den CT-Daten erstellt, wobei verschiedene Transla-



Abb. 2: Systemkomponenten des CyberKnife<sup>®</sup> Bestrahlungssystems: 1) Roboter, 2) Miniatur-Linearbeschleuniger (6 MeV), 3) Röntgenquellen, 4) Röntgenkameras (unterflur), 5) Behandlungscouch, 6) Infrarot-Trackingsystem.

tionen und Rotationen des Patienten simuliert werden. Es wird jeweils eine digital rekonstruierte Röntgenaufnahme (DRR) für die beiden Kameraeinstellungen berechnet und für jedes DRR-Paar werden Translation und Rotation des CT gespeichert. Intra-operativ können die von den Röntgenkameras aufgenommenen Bilder sehr schnell mit den gespeicherten DRR verglichen werden, um so Lageveränderungen der Knochenstrukturen – und damit des Tumors – zu erkennen.

Eine genaue Navigation ist aber auch möglich, wenn ein Tumor vor allem von Weichgewebe umgeben ist und seine Lage ständig ändert. Dazu werden prä-operativ kleine Goldmarker in der Nähe des Tumors implantiert. Aus dem Planungs-CT lässt sich die Lage des Tumors relativ zu den Goldmarkern bestimmen. Auf den während der Behandlung erfassten Röntgenaufnahmen sind die Goldmarker ebenfalls gut zu erkennen (Abb. 3) und ihre Position kann zuverlässig und automatisch berechnet werden. Daraus folgt wieder die Lage des Tumors. Aufgrund der für die Bildverarbeitung und die Roboteransteuerung benötigten Zeit ist diese Methode zur Navigation bei relativ schnellen Tumorbewegungen,

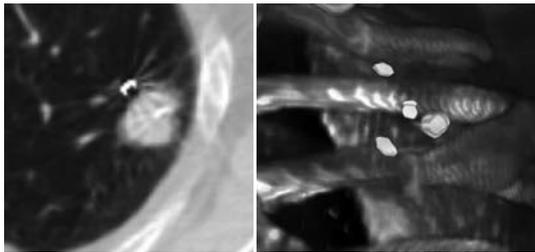


Abb. 3: CT-Schicht mit einem Goldmarker in der Nähe eines Lungentumors (links); räumliche Darstellung mehrerer Goldmarker (rechts).

wie sie zum Beispiel durch die Atmung hervorgerufen werden, noch nicht ausreichend. Um eine Echtzeit-Navigation zu erreichen, wird mit einem Infrarot-Tracking-System die Bewegung des Brustkorbes gemessen. Am Anfang einer Behandlung wird eine Reihe von Röntgenbildern aufgenommen und zu jedem Bild wird die Position der Infrarot-Marker auf dem Brustkorb gespeichert. Aus diesen Daten wird ein Modell berechnet, das die extern gemessene Brustkorb-Bewegung mit der aus den Röntgenbildern ermittelten Tumorbewegung korreliert. Intra-operativ wird dieses Korrelationsmodell ständig aktualisiert und dient zur Bestimmung der Tumorposition während Röntgenbilder erfasst und ausgewertet werden. Zusätzlich wird ein Prädiktionsmodell erstellt, um die Latenzzeiten bei der Roboteransteuerung zu überbrücken. Dadurch ist eine millimetergenaue Positionierung der Behandlungsstrahlen auch bei atembewegten

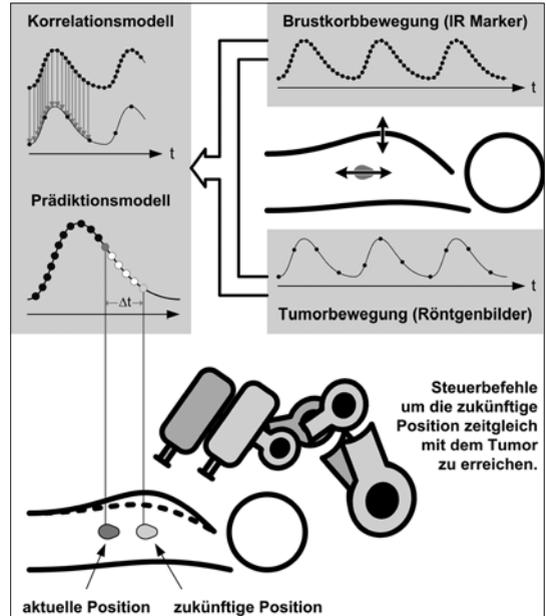


Abb. 4: Schematische Darstellung der Navigation zum Ausgleich von Atembewegungen. Die Bewegungen der externen Marker und des Tumors fließen in ein Korrelationsmodell ein, mittels eines Prädiktionsmodells wird der Behandlungsstrahl synchron zum Tumor bewegt.

Tumoren möglich. Der Ablauf der bewegungskompensierenden Navigation ist in Abbildung 4 schematisch dargestellt.

Derzeit wird in einem Forschungsprojekt daran gearbeitet, auch die extra-kraniale Strahlenchirurgie ohne künstliche Marker vollständig anhand von Bilddaten durchzuführen.

## Literatur

1. L. Leksell. Stereotactic radiosurgery. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 46(9):797–803, 1983.
2. A. Schweikard, M. Bodduluri, and J. R. Adler. Planning for camera-guided robotic radiosurgery. *IEEE transactions on robotics and automation*, 14(6):951–962, 1998.
3. J. R. Adler, M. J. Murphy, S. D. Chang, and S. L. Hancock. Image-guided robotic radiosurgery. *Neurosurgery*, 44(6):1299–1306, 1999.
4. A. Schweikard, A. Schlaefler, and J. R. Adler. Resampling: An optimization method for inverse planning in robotic radiosurgery. *Med. Phys.*, 33(11):4005–4011, 2006.
5. A. Schlaefler, J. Fisseler, S. Dieterich, H. Shiomi, K. Cleary, and A. Schweikard. Feasibility of four-dimensional conformal planning for robotic radiosurgery. *Med. Phys.*, 32(12), 2005.
6. A. Schweikard, G. Glosser, M. Bodduluri, M. J. Murphy, and J. R. Adler. Robotic motion compensation for respiratory movement during radiosurgery. *Computer Aided Surgery*, 5(4):263–277, 2000.
7. A. Schweikard, H. Shiomi, and J. Adler. Respiration tracking in radiosurgery. *Med. Phys.*, 31(8):2738–2741, 2004.

# Transkranielle Magnetstimulation – präzise durch navigierte Roboterunterstützung

L. Matthäus

Die Transkranielle Magnetstimulation (TMS) ist ein nicht-invasives Verfahren zur Stimulation elektrisch leitfähigen Gewebes wie dem Gehirn oder peripherer Nerven. Dabei wird eine Spule für zirka 200  $\mu\text{s}$  von elektrischem Strom durchflossen. Dies baut ein starkes Magnetfeld von bis zu 3 Tesla auf. Dies führt zur Induktion eines elektrischen Feldes und somit zu einem kurzen Stromfluss in leitenden Geweben im Gehirn (Abb. 1). Die dadurch erreichte Erregung hängt entscheidend von der Geometrie der Spule und der Platzierung am Kopf ab, was die klinische Anwendung der TMS erschwert. Nichtsdestotrotz wird TMS inzwischen routinemäßig in der neurologischen Diagnostik eingesetzt. Daneben befindet sich eine Reihe weiterer klinischer Applikationen im Versuchsstadium. Die Möglichkeit mit repetitiver Stimulation (Pulse von 1 – 10 Hz, rTMS) die Sensitivität von Gehirnarealen zu erhöhen oder zu vermindern, inspirierte Versuche in Gebieten der Depressionstherapie, der Schmerztherapie und der Tinnitusbehandlung. Insbesondere in den letzten beiden Bereichen werden derzeit am UK-SH, Campus Lübeck, Forschungsanstrengungen unternommen.

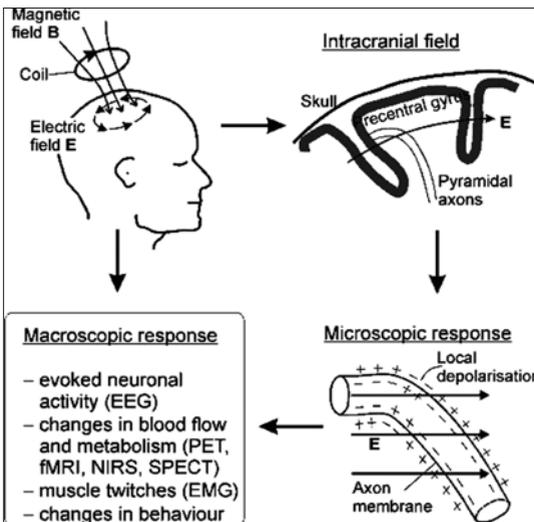


Abb. 1: Wirkweise der Transkraniellen Magnetstimulation (Quelle: Handbook of Transcranial Magnetic Stimulation. Arnold, 2002)

**Dipl. Math. techn. Lars Matthäus**, geboren 1978 in Berlin, Studium der Mathematik, Diplom an der Technischen Universität Berlin 2004, einjähriges Auslandsstudium an der University of Edinburgh (Schottland) 2000-2001. Fachgebiet Medizinische Navigation und Robotik. In Lübeck seit 2004, wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Robotik und Kognitive Systeme. Kooperationen mit der Medizinischen Fakultät in Lübeck (Neurologie, Neurochirurgie) sowie dem Universitätsklinikum Göttingen (Departement für Klinische Neurophysiologie). Forschung im Schwerpunktthema des Instituts – Medizinische Navigation und Robotik, exemplarisch für fakultätsübergreifende Forschung der Technisch-Naturwissenschaftlichen und der Medizinischen Fakultät in Lübeck, Teil der beantragten DFG-Graduiertenschule, Antrag auf Drittmittelförderung ZIP 2006 eingereicht.



Weiterhin wird versucht, TMS als nicht-invasives Mappingverfahren zu etablieren, d.h. mithilfe gezielter Stimulation Gehirnareale zu lokalisieren. Die Vorteile des TMS-Verfahrens in der Darstellung funktioneller Bereiche liegen dabei klar auf der Hand: Im Vergleich zu fMRT, SPECT oder PET ist TMS preisgünstig und zeiteffizient in der Anwendung. Die Behandlung ist nicht-invasiv und Patienten schonend.

Trotz allem bestehen für die breite Anwendung noch Hindernisse. Diese betreffen besonders die exakte Planung und Durchführung der Applikation. Aufgrund komplizierter Feldformen und hoher Sensitivität gegenüber der Platzierung der Spule erfordert eine erfolgreiche Behandlung noch immer sehr viel Erfahrung des behandelnden Arztes.

Um die Planung der Applikation zu verbessern und die Umsetzung entscheidend zu vereinfachen, ist am Institut für Robotik und Kognitive Systeme ein computer- und robotergestütztes TMS-Applikationssystem entwickelt

worden. Dieses System ermöglicht es, auf Basis von MR-Bilddaten sowie vorher vermessener und berechneter Spulen-Charakteristika geeignete Stimulationstargets auszuwählen. Ziel der aktuellen Entwicklung ist es, bereits vor der Anwendung die Effekte der Stimulation an gezielten Punkten vorherzusagen zu können.

In einem zweiten Schritt wird die Planung mittels einer robotergeführten Spule am Patienten umgesetzt. Dabei wird der Kopf des Patienten mittels eines passiven Lageverfolgungssystems kontinuierlich getrackt (Abb. 2) und die Spulenposition online korrigiert. Dies ermöglicht es erstmals unter Berücksichtigung höchster Sicherheit und bei maximalem Komfort für den Patienten auch längere Stimulationen punktgenau durchzuführen (Abb. 3).

Kernelemente des Systems sind ein Industrieroboter KUKA KR3 und ein Infrarot-Trackingsystem der Firma POLARIS. Die damit erzielten Genauigkeiten von ca. 1-2 mm genügen für erste Versuche, reichen momentan aber für weiterführende Untersuchungen im Bereich Brainmapping und Bewegungsausgleich nicht aus. In diesem Bereich findet aktuell eine Verbesserung der Hardware bezüglich der Echtzeitfähigkeit des Systems statt.

Zur Initialisierung des Systems werden die Kopfform sowie markante Punkte mit einem optischen Zeiger erfasst (Abb. 2) und auf ein aus MRT-Daten erstelltes Modell registriert. Dies ermöglicht eine rein virtuelle Planung der Stimulation und vorherige Überprüfung



Abb. 3: Test des Prototypen in Zusammenarbeit mit Ärzten der Neurologie (Dr. Trillenber, rechts am PC) und Neurochirurgie (Dr. Giese, links stehend). Der Roboter fährt mit der Spule die Positionen an, die der Arzt am Computer vorgibt. Kopfbewegungen des Patienten können durch das Trackingsystem in Echtzeit ausgeglichen werden.

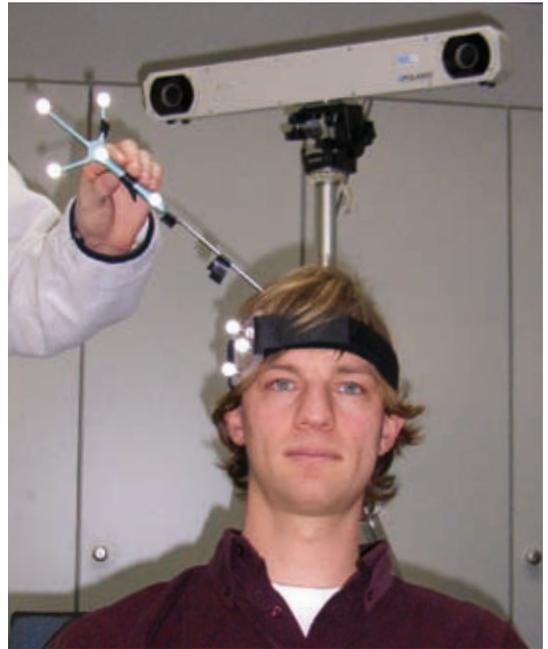


Abb. 2: Links oben: Zeiger zur Erfassung der Kopfberfläche sowie markanter Punkte (Landmarken). Bildmitte: Tracker (Headband) zur Messung der Kopfposition für robotisierte Spulennachführung. Hintergrund: Infrarot Stereokamera zur Lagebestimmung des Zeigers und des Headbands.

der Roboter-Trajektorie. Das System ist in der Lage, Position und Bewegungen des Kopfes zu detektieren und durch den Roboter auszugleichen. Dafür wird ein am Kopf befestigter Tracker kontinuierlich durch die Infrarotkamera verfolgt. Die realen Positionsdaten werden mit den virtuellen Zieldaten verglichen und die Stellung des Roboters gegebenenfalls angepasst.

Das System wurde bisher in mehreren Sitzungen an 8 Probanden in Lübeck und Göttingen erfolgreich getestet. Zielstellungen des Einsatzes waren zum einen die exakte Positionierung der Spule an bis zu 40 verschiedenen Punkten am Kopf, zum anderen der Ausgleich von Kopfbewegungen bei der bis zu 20-minütigen repetitiven Stimulation von Schmerzpatienten. Die besonderen Aspekte der Sicherheit beim Einsatz von Robotern in der Gegenwart von Menschen wurden dabei durch eine Einschränkung des Bewegungsraumes des Roboters, stark reduzierte Geschwindigkeit und den Einsatz von Notaus-Schaltern berücksichtigt.

(Literatur beim Verfasser)

## Neuronavigation in der Neurochirurgie – Sinnvoll?

M. M. Bonsanto, V.M. Tronnier

Seit F. Durante 1884 die erste Tumorexstirpation eines Olfaktorius - Meningeoms, geleitet durch die klinischen Symptome, über eine frontale Trepanation erfolgreich durchführte (1887 in Lancet veröffentlicht), haben sich die Arbeitsbedingungen der Neurochirurgen durch die Verfügbarkeit moderner Bildgebung deutlich verbessert.

Nach der Entdeckung der Röntgenstrahlung 1895 war es H.Cushing möglich, Tumoren in Bezug zur Sella turcica „navigiert“ aufzufinden. Dandy führte später die cerebrale Pneumoencephalographie als weitere Navigationsmethode in die Neurochirurgie ein. Mit der Etablierung der cerebralen Angiographie durch Moniz 1927 und besonders durch die Kombination mit der Pneumoencephalographie (später durch den Einsatz von intravenikulär verabreichtem Kontrastmittel), war es den Neurochirurgen erstmals möglich, eine präoperative bildgestützte Tumorlokalisation am Gehirn durchzuführen und unter Reduzierung des Operationstraumas „gezielt“ auf einen intrakraniellen Tumor zuzugehen. Der Erfolg, einen Tumor in der Tiefe des Gehirns zu finden, war trotzdem häufig gekoppelt an eine großflächige Trepanation und die Fähigkeit des Operateurs, die indirekte Bildinformation dreidimensional auf den Patienten zu übertragen, was nicht selten zu Misserfolgen führte.

Fast zeitgleich zu Dandy setzten sich der Ingenieur Clarke und der Neurochirurg Horsley der zielgenauen Elektrodenplatzierung in Tiergehirnen auseinander und entwickelten das Konzept der Stereotaxie. Die Stereotaxie stellte damit eine frühe Form der Navigation dar, basierend auf wieder erkennbaren anatomischen Landmarken (z.B. dem III. Ventrikel) und dem kartesischen Koordinatensystem. Dieses System ermöglichte anhand der Planung, bezogen auf die x, y & z Achse, jeden beliebigen Punkt im Raum (Gehirn) zu erreichen. Eine Übertragung dieses Verfahrens auf die Anwendung bei Patienten erfolgte aber erst 1947 durch Spiegel und Wycis. Die Stereotaxie wurde im Verlauf technisch weiterentwickelt und etablierte sich zum Goldstandard für das zielgenaue Auffinden von kleinen Prozessen im Schädelinneren. Eingesetzt wurden diese Verfahren vornehmlich für Biopsien und im Rahmen der funktionellen Neurochirurgie, z. B. bei Bewegungsstörungen (M. Parkinson).

*Dr. med. Matteo Mario Bonsanto, Aufnahme des Medizinstudiums an der Universität von Florenz, spätere Weiterführung bis zur Approbation an der Universität Heidelberg. Wechsel von der Universität Heidelberg als Facharzt für Neurochirurgie an das UKSH am 1.8.2006. Seit 1.2.2006 als Oberarzt der Klinik tätig. Nach Beendigung des Studiums Durchführung der Facharztausbildung in Heidelberg. Arbeitsschwerpunkt u.a. Neuronavigation, intraoperatives MRT & intraoperativer navigierter 3-D Ultraschall.*

Mit Einführung der Computertomographie in den achtziger Jahren und später mit der Etablierung der Kernspintomographie wurden den Neurochirurgen weitere Methoden geboten, die eine präoperative Prozesslokalisation ermöglichten. Das Einfließen von CT/MRT Information in die Stereotaxie führte in den achtziger Jahren zur Entwicklung der Rahmen-basierten stereotaktischen Tumorresektion.

Mit fortschreitender Entwicklung der Computertechnologie war es Ende der 80er Jahre möglich, die großen anfallenden Datenmengen von CT- u./o. MRT-Untersuchungen digital in angemessener Geschwindigkeit zu verarbeiten und dreidimensional darzustellen. Damit waren die technischen Voraussetzungen für die Entwicklung von Navigationssystemen zur intraoperativen Anwendung gegeben. Nahezu gleichzeitig wurden in Deutschland, Japan und den USA unterschiedliche

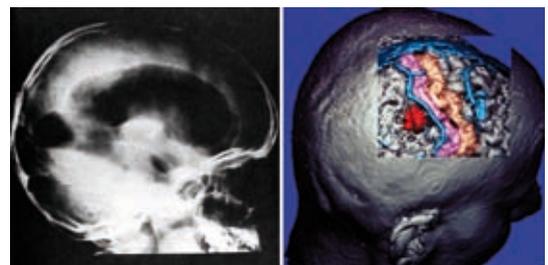


Abb. 1: Von der Pneumoencephalographie zur Neuronavigation, ein Zeitsprung von 60 Jahren. Das Bild rechts zeigt präoperative Navigationsbilder der Viewing Wand® von 1993 mit eingezeichneten motorischen (oc-cagelb) & sensorischen (violett) Kortex als funktionell wichtiges Hirngebiet. Zusätzlich markiert der Tumor (rot) und venöse Gefäße (blau).

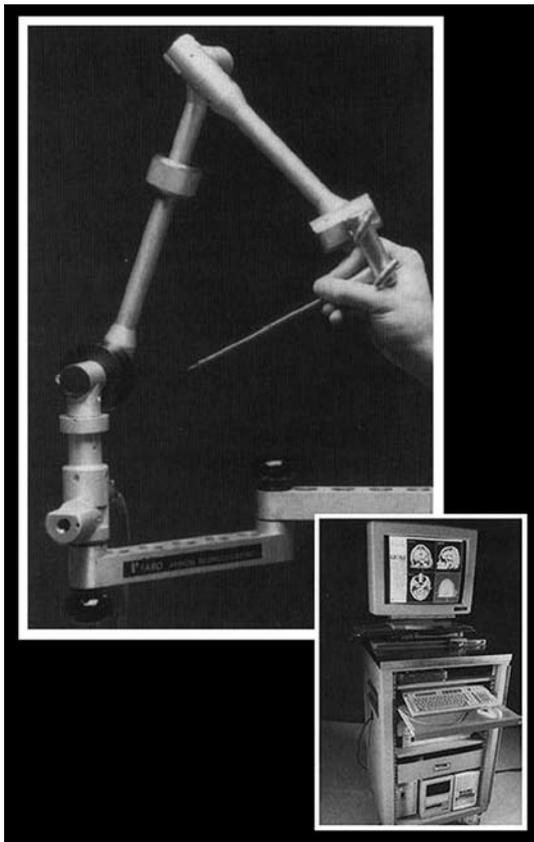


Abb. 2: Das erste kommerziell erhältliche, armbasierte Neuronavigationssystem für die Neurochirurgie. 1993 von der damaligen kanadischen Firma ISG als Viewing Wand® auf den Markt gebracht.

armbasierte Navigationssysteme konzipiert.

Freiwerdende Industrieressourcen durch die Beendigung des kalten Krieges, sowie zunehmende Prozessorleistung und Speicherkapazitäten führten dazu, dass Firmen, die sich zuvor mit der Entwicklung von Navigationssystemen für Militärflugzeuge auseinandersetzten, nun für die Navigation am Gehirn interessierten. Somit erreichte 1993 eine erste armbasierte computergestützte Navigation die Neurochirurgie und ging in die, anfänglich nur wenigen Zentren vorbehaltenen, klinische Anwendung (Bild 1 u. Bild 2).

### Funktionsweise

Moderne Neuronavigationssysteme bestehen zumeist aus 4 Einzelkomponenten, die im direkten Zusammenspiel die Navigation am Patienten ermöglichen. Diese Komponenten bestehen aus einem Digitalisierungsin-

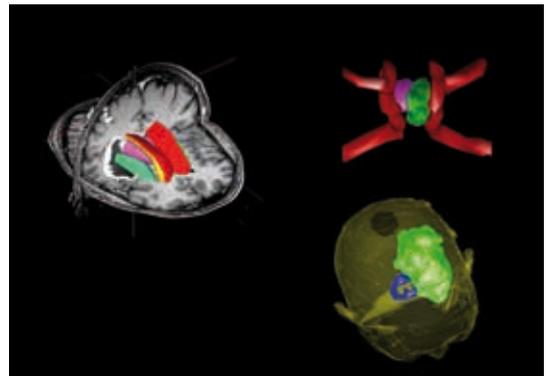


Abb. 3: Bilddaten der Neuronavigation vorbereitet für die Operation. Links axiale & coronare Schnittbilder mit Darstellung der Ventrikel (rot), der Stammganglien (rosa) und dem Tumor im MRT Schnittbild (nativ mit Kontrastmittel). Rechts oben weitere Optionen der Bild-darstellung, die Navigationssysteme abhängig von der Einstellung dem Operateur bieten können.

strument, dem Kopfverfolgungssystem, einer Kamereinheit zumeist LED basiert, und einem Navigationscomputer.

Vor Einsatz der Neuronavigation bedarf es der Erstellung eines Navigationsdatensatzes, der MRT u./o. CT basiert sein kann. Dieser Patientendatensatz sollte das gesamte Gehirn in allen 3 Ebenen darstellen können und aus Schnittbildern mit geringer Schichtdicke (<1,3 mm) bestehen. Der durch die Neuradiologische Abteilung erzeugte Datensatz wird über das Kliniknetzwerk dem Neurochirurgen zur Verfügung gestellt und muss für die Operation vorbereitet werden. Hierbei werden beispielsweise Bildfusionen zwischen MRT- und CT-Daten, das Einzeichnen von Tumolvolumen und benachbarten Strukturen wie z.B. Gefäßen durchgeführt. Bei besonderen Tumorlokalisationen kann das Einlesen von funktioneller Information (F-MRT, PET) über die Lage von Bewegungs- u./o. Sprachzentren im Gehirn zusätzlich erfolgen. Aktuelle Navigationssysteme ermöglichen optional das Einspiegeln von Faserbahnenverläufen (Bewegungsbahnen) in die Bilddaten. Eine virtuelle Planung des Operationszugang kann ebenfalls präoperativ erfolgen. Die so vorbereiteten Navigationsdaten können anschließend auf im Operationssaal befindliche Navigationseinheiten übertragen werden und stehen somit für den Eingriff zur Verfügung (Bild 3).

Unmittelbar vor der Operation müssen das Koordinatensystem der präoperativen Patientendaten und das Koordinatensystem des zur Operation gelagerten Patienten miteinander korreliert werden. Durch die Korrelation der realen Patientenposition und der virtuellen

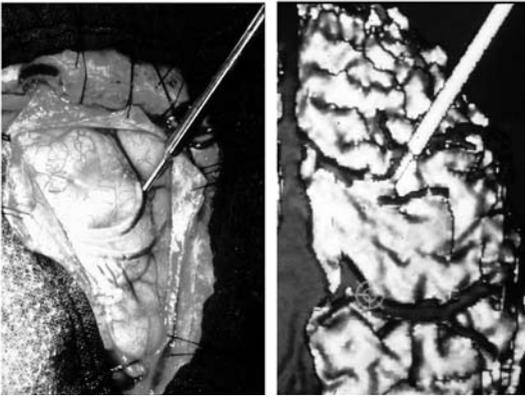


Abb. 4: Die angewandte Navigationsgenauigkeit zeigt sich zwischen dem linken und dem rechten Bild. Das Navigationsinstrument wird an der Hirnoberfläche auf ein Gefäß gesetzt (links), im Navigationsbild (rechts) wird die aktuelle Position des Instrumentes im Computer-Bilddatensatz des Patienten angezeigt.

Patientendaten im Computer ist es erst möglich, die Patientenanatomie mit Hilfe eines Digitalisierungsinstrumentes im Computer-Bilddatensatz zu lokalisieren. Dieser Vorgang der Korrelation, der auch als Referenzierung bezeichnet wird, erfolgt nach endgültiger Lagerung und Fixierung des Patientenkopfes in einer Spezialkopfhalterung. Nach Abschluss der Referenzierung ist es möglich, die Position eines in den Operationsbezirk eingebrachten Instrumentes oder Mikroskops (ausgerüstet mit LED's) vom Kamerasystem der Navigationseinheit erkannt, in die Koordinatenräume einfließen zu lassen. Dadurch ist es möglich, die aktuelle Position des Instrumentes/Mikroskops im Verhältnis zum Patienten auf dem Computerbildschirm im Patientendatensatz anzuzeigen.

Die Genauigkeit, mit der die Anwendung der Neuronavigation intraoperativ erfolgen kann, hängt unmittelbar von der Genauigkeit der präoperativen Bilddatenregistrierung und der intraoperativ erfolgten Registrierung ab. Die klinische Navigationsgenauigkeit liegt, abhängig vom verwendeten System, unter optimalen Bedingungen zwischen 1,5 – 3 mm (Bild 4). Vor Operationsbeginn erfolgt obligatorisch die Genauigkeitskontrolle des Systems durch den Operateur anhand sichtbarer anatomischer Landmarken am Patienten wie Nase, Tragus am Ohr etc.. Zeigen sich hier zu große Abweichungen zwischen der realen Position des Instruments am Patienten und dem virtuellen Patientenbilddaten, muss eine zweite Referenzierung erfolgen, nach den möglichen Fehlern gefahndet und gegebenenfalls die Navigation abgebrochen werden.

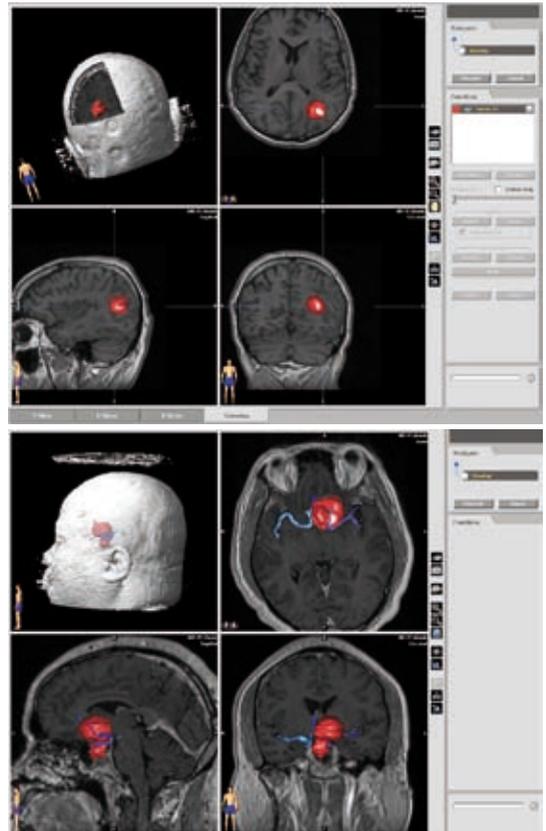


Abb.5: und 6: Darstellungen von intraoperativen Navigationsbildern mit eingezeichneten Tumoren bei einem Astrozytom occipital und einem Hypophysentumor; hier zusätzlich der Gefäßbezug zum Tumor (A. carotis interna bds.) dargestellt.

## Der Sinn

Der Einsatz der Neuronavigation bietet für den Neurochirurgen zusätzliche Sicherheit. Sie ist unabhängig von der operativen Expertise, kann aber zur Minimierung des Operationstraumas, zum direkten Auffinden tiefliegender Tumoren und zur Optimierung des Zugangsweges und damit deutlich zum schonenderen Operieren beitragen.

Die Indikationen, bei der sich die Neuronavigation als besonders hilfreich erwiesen hat, sind:

- Tumoren und andere Prozesse (z.B. Cavernome) in der Nähe von Hirnarealen mit hoher Funktionalität (Sprache und Motorkortex)
- kleine tief liegende Prozesse
- multiple Läsionen (Metastasen)

- Biopsien bei Prozessen an der Hirnoberfläche
- und bei einigen Schädelbasistumoren

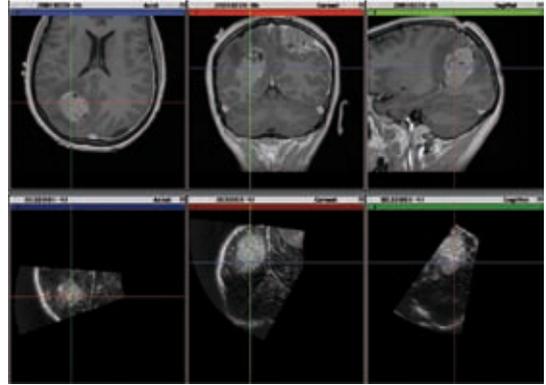
Sinnvoll zeigt sich der Einsatz der Navigation aber auch bei der Optimierung des angestrebten Resektionsausmaßes bei Hirntumoren, die keine Grenzschicht zu normalen Gehirngewebe zeigen (Gliomchirurgie) (Bild 5 u. Bild 6).

Zunehmende Gewichtung bekommt die moderne Neuronavigation aber ebenfalls dadurch, dass neben pathologischen Läsionen zunehmend auch funktionelle Daten eingespielt werden können. Hier ist die Information aus dem funktionellen-MRT (f-MRT) über Bewegungs- und Sprachzentren u./o. Diffusion Tensor Imaging (DTI) mit Information über Nervenfaserverläufe im Gehirn relevant. Durch das Einfließen dieser Bildinformation in die Navigation ist es möglich, funktionell wichtige Hirnareale bereits in der Zugangsplanung, aber auch bei der Festlegung des Ausmaßes der Resektion zu umgehen. Weitere Einsatzgebiete der Neuronavigation liegen in der spinalen Neurochirurgie. Nützlich zeigt sich das System hier z.B. beim Einsetzen von Pedikelschrauben im Rahmen von komplexen Wirbelsäulentraumen, die mit einer komplett veränderten Wirbelsäulen-anatomie einhergehen oder beim Auffinden von intraspinalen Tumoren.

### Die Fehlerquellen

Zwei Fehlerquellen können während einer navigationsgestützten Operation evident werden. Die erste Ungenauigkeit kann durch eine Verschiebung des fixierten Patientenkopfes zum Kopfverfolgungssystem (Kopfhalterung) nach der Referenzierung des Systems auftreten. Diese Fehler werden zum Beispiel durch Materialelastizität, durch ein tieferes Eindringen der Fixierungsdornen in den Schädelknochen oder durch eine mechanisch verursachte Verschiebung des Kopfverfolgungssystems zum Patientenkopf verursacht. Die Verschiebungen können mehrere Zentimeter betragen und somit die Navigation unbrauchbar machen.

Im Rahmen der standardisierten präoperativen Genauigkeitsüberprüfungen können diese Abweichungen detektiert und durch die Erfassung von intraoperativen Landmarken korrigiert werden. Die zweite Fehlerquelle entsteht dadurch, dass die Navigation anhand eines statischen Datensatzes erfolgt, der die präoperative Situation widerspiegelt. Mit Fortschreiten der Operation wird Tumolvolumen reduziert, Hirnwasser geht verloren oder das Einsetzen von Hirnspateln führt zur Verschiebung der anatomischen Verhältnisse. Diese intraope-



*Abb. 7: Darstellung des intraoperativen navigierten 3-D Ultraschall zur Erfassung einer Verschiebung. Das Fadenkreuz auf den intraoperativen Ultraschallbildern (unten) gibt die reale Situation wieder. Das Fadenkreuz auf den MRT Bildern (oben) zeigt die Ausgangssituation vor der Operation des Tumors an der Hirnoberfläche rechts oben. Sichtbar ist eine deutliche Verschiebung im Gehirngewebe und damit der Navigationsausgangsposition.*

rativen Verschiebungen können, abhängig von der Tumoralokalisation, Liquorverlust oder der Konsistenz des Tumors (solide/zystisch) ebenfalls mehrere Zentimeter betragen. Dadurch kann die weitere intraoperative Anwendung der Navigation ohne Korrektur der Verschiebung durch eine intraoperative Bildgebung unbrauchbar werden. Zur Detektierung einer Verschiebung erfolgt intraoperativ automatisiert die Systemüberprüfung zu festen Zeitintervallen. Das heißt, das System fordert dazu auf, die intraoperative Genauigkeit anhand von anatomischen Landmarken (venöse Gefäße, knöcherne Landmarken etc.) zu überprüfen und lässt eine weitere Nutzung nur nach Bestätigung dieses Vorgangs zu.

Kommt es zur Registrierung einer Verschiebung, besteht zur Möglichkeit der intraoperativen Navigationskorrektur die Anwendung des intraoperativen Ultraschalls. Lässt sich der Ultraschallkopf bei der intraoperativen Datenerfassung durch das Kamerasystem der Navigation verfolgen, kann eine Korrelation zwischen den präoperativen MRT/CT Daten und intraoperativen Ultraschalldaten erfolgen. Dies ermöglicht, dass die Navigation auf dem Boden der aktuellen Information der Ultraschallbilder weiter erfolgen kann. Eine weitere Option der intraoperativen Bildaktualisierung bietet die Anwendung eines intraoperativen MRT oder CT. Auch diese Daten können nach einer erneuten intraoperativen Rereferenzierung in die Navigation einfließen (Bild 7).

## Ausblick

Trotz aller technischen Fortschritte und der zunehmenden Anwenderfreundlichkeit der Systeme, aber auch dem immer weiteren „Zusammenwachsen“ der Schnittstelle Mensch & Maschine, befindet sich die Neurochirurgie weiterhin im Optimierungsprozess dieser Technologie. Gemeinsam mit den industriellen Partnern muss die Neuronavigation noch sicherer gemacht werden. Moderne Navigation bedarf dynamischer Daten und damit der intraoperativen Bildgebung zum Ausgleich der intraoperativen Parenchymverschiebungen. Eine bessere Einbindung der Operationsinstrumente in die Navigation, durch ein schnelles und automatisiertes Erkennen aller Standardinstrumente, das Vermeiden von toten Winkeln, in denen das Kamerasystem die Digitalisierungsinstrumente/Mikroskop nicht detektieren kann und somit dem Operateur nicht zur Verfügung steht, sollten durch den Einsatz verbesserter Technologien vermieden werden. Sinnvoll ist es, bei der Planung moderner neurochirurgischer Operationssäle die Einbindung der Neuronavigation zu berücksichtigen. Dadurch lässt sich z.B. bei fester und optimaler Kameraeinbindung in die Architektur des Operationssaals der Vorgang der präoperativen Patientenregistrierung beschleunigen und besser in den Arbeitsablauf einpassen. Weitere Entwicklungen im Bereich Computerbildschirme werden es in naher Zukunft auch ermöglichen, dass Neuronavigationen ohne zusätzliche Hilfsmittel wie 3D-Brillen in 3D Darstellungen erfolgen können, womit sie der realen Situation des Operateurs noch näher kommen.

Die Neuronavigation kann zukünftig auch vermehrt in die Patientenaufklärung einfließen, z.B. um Eingriffe und ihre damit verbundenen Probleme dem Patienten anschaulicher zu vermitteln. Auch in der Facharztweiterbildung sowie in Forschung und Lehre sollte die Neuronavigation als didaktisches Mittel genutzt werden. Komplexe Lerninhalte können visualisiert und Operationen in der virtuellen Welt durchgespielt werden.

Sie verdrängt nicht den Operateur, sondern hilft bei der Optimierung des Zugangsweges, bei der Vermeidung von begleitenden Operationstraumen und bei der Beurteilung des Resektionsausmaßes. Sie entbindet den Neurochirurgen nicht von der Verantwortung dem Patienten gegenüber bezüglich der Indikation zur Operation. Ebenfalls kann sie den Operateur nicht bei der Beurteilung kritischer intraoperativer Situationen oder beim Reagieren auf unerwartete Befunde ersetzen. Bereits 1993 konnten die Autoren erste Erfahrungen mit der Neuronavigation sammeln. Das damals erste kommerziell erhältliche Navigationssystem konnte im Labor und in der klinischen Anwendung evaluiert und später im Ver-

gleich zu anderen Systemen in der klinischen Anwendung getestet werden. In Kooperation mit der Industrie erfolgte die Weiterentwicklung der bestehenden Systeme, und als Konsequenz aus der Forschung über Navigation entstand 1995/96 die Entwicklung und Umsetzung für das Konzept der intraoperativen Bildgebung mit der Integration eines Kernspintomographen im Operationssaal. Später erfolgte zusätzlich die Evaluierung der Bildmodalität Ultraschall als Pendant zum intraoperativen MRT. Seit 2003 befindet sich die Neuronavigation in der Neurochirurgischen Klinik der Universität Lübeck ebenfalls im Einsatz und wird derzeit bei ca. 90 % der Tumoroperationen eingesetzt.

## Literatur

1. Bonsanto MM, Metzner R, Aschoff A, et al: 3D ultrasound navigation in syrinx surgery - a feasibility study. *Acta Neurochir (Wien)* 147:533-540; discussion 540-531, 2005
2. Bonsanto MM, Staubert A, Wirtz CR, et al: Initial experience with an ultrasound-integrated single-RACK neuronavigation system. *Acta Neurochir (Wien)* 143:1127-1132, 2001
3. Bulsara KR, Johnson J, Villavicencio AT: Improvements in brain tumor surgery: the modern history of awake craniotomies. *Neurosurg Focus* 18:e5, 2005
4. Comeau RM, Sadikot AF, Fenster A, et al: Intraoperative ultrasound for guidance and tissue shift correction in image-guided neurosurgery. *Med Phys* 27:787-800, 2000
5. Ganser KA, Dickhaus H, Staubert A, et al: [Quantification of brain shift effects in MRI images]. *Biomed Tech (Berl)* 42 Suppl:247-248, 1997
6. Haberland N, Ebmeier K, Hliscs R, et al: Neuronavigation in surgery of intracranial and spinal tumors. *J Cancer Res Clin Oncol* 126:529-541, 2000
7. Kalfas IH: Image-guided spinal navigation: application to spinal metastases. *Neurosurg Focus* 11:e5, 2001
8. Kerr PB, Caputy AJ, Horwitz NH: A history of cerebral localization. *Neurosurg Focus* 18:e1, 2005
9. Koivukangas J, Kelly PJ: Application of ultrasound imaging to stereotactic brain tumor surgery. *Ann Clin Res* 18 Suppl 47:25-32, 1986
10. Krishnan R, Raabe A, Hattungen E, et al: Functional magnetic resonance imaging-integrated neuronavigation: correlation between lesion-to-motor cortex distance and outcome. *Neurosurgery* 55:904-914; discussion 914-905, 2004
11. Litofsky NS, Bauer AM, Kasper RS, et al: Image-guided resection of high-grade glioma: patient selection factors and outcome. *Neurosurg Focus* 20:E16, 2006
12. Lunsford LD, Coffey RJ, Cojocaru T, et al: Image-guided stereotactic surgery: a 10-year evolutionary experience. *Stereotact Funct Neurosurg* 55:375-387, 1990
13. Nimsy C, Ganslandt O, Merhof D, et al: Intraoperative visualization of the pyramidal tract by diffusion-tensor-imaging-based fiber tracking. *Neuroimage* 30:1219-1229, 2006
14. Paleologos TS, Wadley JP, Kitchen ND, et al: Clinical utility and cost-effectiveness of interactive image-guided craniotomy: clinical comparison between conventional and image-guided meningioma surgery [In Process Citation]. *Neurosurgery* 47:40-47; discussion 47-48, 2000
15. Sure U, Alberti O, Petermeyer M, et al: Advanced image-guided skull base surgery. *Surg Neurol* 53:563-572; discussion 572, 2000

16. Tronnier V, Staubert A, Wirtz R, et al: MRI-guided brain biopsies using a 0.2 Tesla open magnet. *Minim Invasive Neurosurg* 42:118-122, 1999
17. Tronnier VM, Bonsanto MM, Staubert A, et al: Comparison of intraoperative MR imaging and 3D-navigated ultrasonography in the detection and resection control of lesions. *Neurosurg Focus* 10:E3, 2001
18. Tronnier VM, Staubert A, Bonsanto MM, et al: [Virtual reality in neurosurgery]. *Radiologe* 40:211-217, 2000
19. Tronnier VM, Wirtz CR, Knauth M, et al: Intraoperative computer-assisted neuronavigation in functional neurosurgery. *Stereotact Funct Neurosurg* 66:65-68, 1996
20. Unsgaard G, Gronningsaeter A, Ommedal S, et al: Brain operations guided by real-time two-dimensional ultrasound: new possibilities as a result of improved image quality. *Neurosurgery* 51:402-411; discussion 411-402, 2002
21. Watanabe E, Mayanagi Y, Kosugi Y, et al: Open surgery assisted by the neuronavigator, a stereotactic, articulated, sensitive arm. *Neurosurgery* 28:792-799; discussion 799-800, 1991
22. Watanabe E, Watanabe T, Manaka S, et al: Three-dimensional digitizer (neuronavigator): new equipment for computed tomography-guided stereotaxic surgery. *Surg Neurol* 27:543-547, 1987
23. Wirtz CR, Albert FK, Schwaderer M, et al: The benefit of neuronavigation for neurosurgery analyzed by its impact on glioblastoma surgery. *Neurol Res* 22:354-360, 2000
24. Wirtz CR, Bonsanto MM, Knauth M, et al: Intraoperative magnetic resonance imaging to update interactive navigation in neurosurgery: method and preliminary experience. *Comput Aided Surg* 2:172-179, 1997
25. Wirtz CR, Knauth M, Hassfeld S, et al: Neuronavigation--first experiences with three different commercially available systems. *Zentralbl Neurochir* 59:14-22, 1998

## FOCUS MUL

Zeitschrift für Wissenschaft, Forschung und Lehre an der Universität zu Lübeck

**Herausgeber:** Das Rektorat der Universität zu Lübeck

**Schriftleitung:** H.-P. Bruch, W. Kühnel, Th. Martinetz, P. Schmucker

**Wissenschaftlicher Beirat:** R. Birngruber, S. Bulfone-Paus, K. Diedrich, P. Dominiak, W. Dosch, J. Dunst, D. v. Engelhardt, H. L. Fehm, A. Ch. Feller, W. Gross, E. Hartmann, M. Herzeg, E. Herting, R. Hilgenfeld, F. Hohagen, W. Jelkmann, D. Jocham, R. Kessel, H. Kirchner, U. Knölker, D. Kömpf, H. Laqua, V. Linnemann, E. Maehle, P. Mailänder, P. Müller, D. O. Nutzinger, Th. Peters, S. Pöpl, J. Prestin, H.-H. Raspe, K. R. Reischuk, E.-Th. Rietschel, F. Schmielau, H. Schunkert, A. Schweikard, E. Schwinger, G. Sczakiel, H. H. Sievers, W. Solbach, A.X.Trautwein, V. Tronnier, J. Westermann, B. Wollenberg, P. Zabel, D. Zillikens (alle Universität zu Lübeck)

**Redaktion:** R. Labahn, Telefon (04 51) 500 3004

**Gestaltung und Produktion:** René Kube, Telefon (0451) 500 3646

**Anschrift:** Universität zu Lübeck, Ratzeburger Allee 160, 23562 Lübeck

**Auflage:** 2.500 Exemplare

**Anzeigen:** Verlag Schmidt-Römhild KG, Mengstr. 16, 23552 Lübeck, Christiane Kermel, Telefon (04 51) 7031-279, Claudia Schmidt, Telefon (04 51) 7031-243

**Druck:** Druckhaus Schmidt-Römhild, Reepschlägerstr. 21-25, 23566 Lübeck, Telefon (04 51) 7031-01

**Erscheinen:** FOCUS MUL erscheint vierteljährlich

**Redaktionsschluss:** 6 Wochen vorher

**Bezugspreis:** Einzelheft € 9,20, Jahresabonnement € 36,- zuzügl. Versandkosten. In den Mitgliedsbeiträgen der Gesellschaft der Freunde und Förderer der Universität zu Lübeck enthalten

ISSN 0940-9998

## Navigierte Chirurgie in der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde: Nasennebenhöhlen, Fronto- und Latero-Schädelbasis

N. Rotter, H. Frenzel, B. Wollenberg

Die Navigationschirurgie oder CAS (Computer Assistierte Chirurgie) gewinnt in verschiedenen medizinischen Fachdisziplinen, wie der Neurochirurgie, Orthopädie oder Strahlentherapie zunehmend an Bedeutung. Auch in der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde beschäftigen sich seit 1987 verschiedene Arbeitsgruppen mit der Weiterentwicklung und klinischen Relevanz dieser Verfahren. Im Kopf-Hals-Bereich spielt sie insbesondere für die moderne Chirurgie der Nasennebenhöhlen, der frontalen und der lateralen Schädelbasis eine zunehmende Rolle [1-3]. In jüngster Zeit wird ihre Verwendung sogar zunehmend als Goldstandard für schwierige Revisionseingriffe angesehen. In der HNO-Klinik am Campus Lübeck steht seit 2 Jahren das System VectorVision der Firma Brainlab für die intraoperative, navigierte Chirurgie zur Verfügung. Seinen Einsatz findet das System in der Chirurgie der Nasennebenhöhlen und der Schädelbasis. Ziel der Verwendung dieses Hilfsmittels ist die Erhöhung der Sicherheit bei schwierigen Revisionseingriffen und tumorchirurgischen Eingriffen, sowie die Verwendung in der Ausbildung der Assistenten zum Facharzt, da stets das endoskopische Bild mit dem computertomographischen Datensatz korreliert werden kann.

Wir geben im Folgenden eine Übersicht über den Ablauf derartiger Eingriffe, unsere bisherigen Erfahrungen mit dem System und einen Ausblick, wie es zukünftig genutzt werden könnte.

### Vorbereitung mittels Computertomographie und Resonanztomographie

Die von uns verwendeten Bilddaten sind computertomographische und ggf. auch magnetresonanztomographische Daten aus verschiedenen radiologischen Praxen in Lübeck und Umgebung sowie aus der Klinik für Radiologie, wobei diese Daten direkt über den Server der Radiologie auf unseren Planungsrechner übertragen werden können. Eine Markierung des Patienten z.B. mit einem HeadSet ist nicht erforderlich. Die Voraussetzungen und genauen Protokolle wurden in den einzelnen durchführenden Institutionen etabliert und von der Firma Brainlab überprüft. Dies ist erforderlich, um

*Priv.-Doz. Dr. med. Nicole Rotter, geboren 1970 in München, Studium der Medizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München und Center for Tissue Engineering University of Massachusetts. Fachgebiet Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, Arbeitsschwerpunkte Tissue Engineering und Regenerative Medizin. Seit 2003 an der Universitätsklinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde Lübeck, Oberärztin. Kooperationen im Rahmen des EU-Exzellenznetzwerkes EXPERTISSUES. Bei dem in diesem Beitrag dargestellten Thema handelt es sich um einen neuen Forschungsschwerpunkt der HNO-Klinik Lübeck.*



intraoperativ einen guten Qualitätsstandard zu erhalten. Eine zusätzliche Strahlenbelastung ist durch diese Protokolle für den Patienten nicht gegeben.

### Datenbearbeitung und Transfer

Während des Scans der Daten müssen bestimmte Voraussetzungen beachtet werden so können für die Computertomographie nur axiale Scans verwendet werden und der Scan muss im Weichteilfenster erfolgen. Die Schichtdicke sollte bei sequentiellen Scans 1 bis maximal 4 mm betragen, wobei keine Lücken zwischen den Schichten vorkommen sollen. Bei spiralförmigen Scans kann ebenfalls eine Schichtdicke von 1 – 4 mm verwendet werden. Für die Verwendung magnetresonanztomographischer Daten können axiale, sagittale und koronare Scans verwendet werden. Die Daten müssen unkomprimiert abgespeichert werden. Die Daten der Bildgebung werden entweder direkt über den Server der Radiologie oder über eine CD im Falle der Durchführung in der Praxis der kooperierenden Radiologen auf unseren Planungsrechner übertragen. Mit Hilfe spezieller Software kann dann einerseits die Eignung und Vollständigkeit der Daten überprüft werden und andererseits bereits

präoperativ besondere Problemstellungen in allen 3 räumlichen Ebenen: sagittal, axial und koronar dargestellt werden. Es können weiterhin spezielle Landmarken oder auch die Tumorgrenzen am Rechner markiert werden, um dies nicht erst intraoperativ durchführen zu müssen und somit optimal auf den jeweiligen Eingriff vorbereitet zu sein. Die so bearbeiteten und gespeicherten Daten werden dann auf einem USB-Stick gespeichert und können nun auf das Navigationsgerät im OP übertragen werden. Eine gute Qualität der Bilddaten ist jedoch unabdingbare Voraussetzung für eine sichere und exakte intraoperative Navigation.

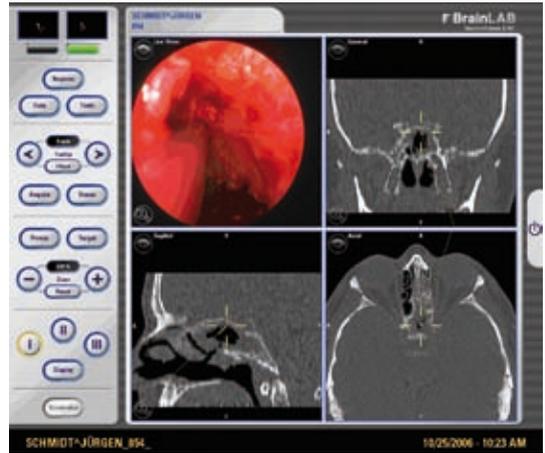
### Einsatz des Systems im OP

Die je nach Anwendung bearbeiteten und mit zusätzlichen Markierungen versehenen Daten werden mit Hilfe eines USB-Sticks auf die VectorVision Basisstation im OP transferiert. Für eine hohe intraoperative Genauigkeit ist es erforderlich, Bewegungsartefakte auszuschließen. Auch sollten insbesondere bei Verwendung des Z-Touch Systems (s.u.) unbedingt größere Veränderungen der Patientenoberfläche, z.B. Patient mit oder ohne Bart oder stärkere Gewichts-Zu- oder Abnahmen durch einen langen Zeitabstand zwischen Scan und OP vermieden werden. Im nächsten Schritt wird mit Hilfe eines elastischen Haltebandes der Referenzierungsstern am Kopf des Patienten befestigt. Für spezielle Anwendungen kommt daneben die Befestigung mit Minischrauben in der Kalotte des Patienten in Betracht, die eine größere Flexibilität ermöglichen und ein geringeres Risiko des Verrutschens in sich bergen. Die Oberfläche des Patienten wird dann mit Hilfe eines Lasers, Z-Touch abgetastet und bei ausreichender Datenqualität für die Referenzierung verwendet. Vor der OP kann zusätzlich durch die Verwendung eines Pointers die Genauigkeit überprüft werden. Nach den weiteren Vorbereitungen, wie Einspritzen und Einlegen der Nase mit Hilfe von Privin und Adrenalin kann das sterile Abdecken des OP-Feldes durchgeführt werden. In den Navigationsbildschirm kann weiterhin das endoskopische Bild in Echtzeit projiziert werden. Dies ermöglicht ein besonders unkompliziertes und schnelles operatives Vorgehen.

### Spezielle Anwendungen in der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde

#### Chirurgie der Nasennebenhöhlen

Die moderne Chirurgie der Nasennebenhöhlen basiert auf den Methoden von Messerklinger und der Grazer Schule. Während für maligne Tumoren und semima-



*Abb.1: Resektion im Bereich des Keilbeinhöhlendachs bei einer fibrösen Dysplasie mit dysplastisch veränderten Knochen, der eine exakte Identifikation der Keilbeinhöhlenbegrenzungen im endoskopischen Bild deutlich erschwert.*

line Veränderungen der Nebenhöhlen, wie invertierte Papillome, früher stets offene Zugänge etwa über laterale Rhinotomien oder midfacial degloving erforderlich waren, ermöglicht heute die endoskopische Chirurgie sichere und minimal invasive Zugänge. Durch die Einführung der Navigation auch in die HNO-Heilkunde erhöhen sich ständig die Anforderungen an Praktikabilität, Zuverlässigkeit und intraoperative Genauigkeit um die Sicherheit des Eingriffs zu steigern.

Unabhängig davon ist jedoch eine umfangreiche Kenntnis der anatomischen Situation im entsprechenden OP-Gebiet erforderlich, die keinesfalls durch die intraoperative Navigation ersetzt werden kann. Vielmehr müssen die Informationen, die während der Operation zur Verfügung stehen, stets kritisch hinterfragt werden, da es zu Abweichungen u.a. durch Verrutschen des Markersterns kommen kann. Dennoch erhält der Operateur gerade bei Fehlen der anatomischen Landmarken durch Voroperationen oder bei ausgedehnten pathologischen Veränderungen wichtige zusätzliche Informationen, die die Operation erleichtern und sicherer machen (Abb 1).

#### Chirurgie des Felsenbeins und der lateralen Schädelbasis

Patienten mit hochgradiger Mikrotie leiden an einer kombinierten Dysplasie des äußeren und des Mittelohres, die zu einem Schalleitungsblock führt. Anstelle eines Gehörganges und eines Trommelfells haben diese Patienten eine Knochenplatte. Neben der

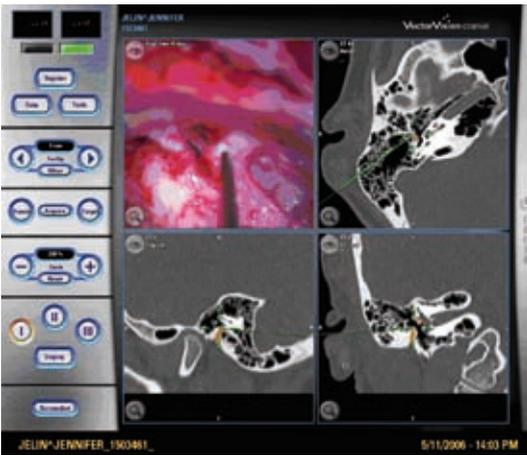


Abb. 2: Positionierung des Pointers auf dem Nervus facialis, der atypisch hoch und in ungewöhnlich steiler Richtung durch das Felsenbein verläuft. Aus diesem Grunde muss der Weg zur ovalen Nische hier unterhalb des Nerven gewählt werden. Präoperativ wurde der Nerv bereits markiert (orange Areale auf den CT-Bildern).

plastischen Rekonstruktion der Ohrmuschel besteht teilweise die medizinische Notwendigkeit oder zumindest der Patientenwunsch nach einer hörverbessernden Maßnahme. Die Langzeitergebnisse der simultanen chirurgischen Rekonstruktion des Schallleitungsapparates sind gegenwärtig langfristig oft ungenügend, da die Verbesserung der Schallleitungsschwerhörigkeit in vielen Fällen nur von kurzer Dauer ist. Es bedarf daher neuer Techniken der Hörverbesserung für diese Patienten.

Aus diesem Grund beschäftigen wir uns mit der Weiterentwicklung von implantierbaren Hörgeräten, um diese Patienten vollständig zu rehabilitieren. Die Integration von aktiven Mittelohrimplantaten in die plastische Ohrmuschelrekonstruktion eröffnet eine neue Möglichkeit, den Patienten mit Wunsch der audiologischen Rehabilitation ein sicheres Konzept ohne negative Auswirkung auf das plastische Ergebnis anzubieten.

Die Mikrochirurgie fehlgebildeter Mittelohren erfordert größte Präzision. Die Dimensionen der luftgefüllten Pauke sind hoch variabel. Die weiteren, im Felsenbein verlaufenden Strukturen wie beispielsweise der Gesichtsnerv weisen ebenfalls im Vergleich zur normalen Anatomie erhebliche Veränderungen der Lokalisation auf. Die Patienten werden mit einer hochauflösenden Felsenbeincomputertomographie untersucht, die für die intraoperative Navigation geeignet ist. Am Planungsrechner werden der Gesichtsnerv und die Zielstruktur (Cochlea) gekennzeichnet. So lässt sich ein optimaler

Bohrkanal (Trajektor) planen, um unter Umgehung gefährdeter Strukturen direkt zum Innenohr zu gelangen (Abb. 2). Während des zweiten plastischen Rekonstruktionsschrittes wird die neue Ohrmuschel vom Untergrund gelöst und abgestellt. Dabei wird der atretische Knochen exponiert. Unter Navigationskontrolle wird ein Zugang zum dysplastischen Mittelohr gebohrt. Die Ankopplung aktiver Mittelohrimplantate erfolgt entweder über einen Clip auf die dysplastische Ossikelkette oder direkt auf die Rundfenstermembran. Zu diesem Zweck wird der Clip entfernt und der Transducer in einer Fasziehülle auf die Rundfenstermembran aufgelegt. Die Verwendung eines Navigationsgerätes ist in diesem Zusammenhang äußerst wichtig, wenn nicht unabdingbar, da die anatomischen Varianten eine suffiziente Identifizierung der genannten Strukturen intraoperativ sonst nicht erlauben.

### Anwendungsperspektiven

Neben den Anwendungen, für die wir das Navigationsgerät in unserer Klinik routinemäßig benutzen, sind einige zukünftige Anwendungen sehr vielversprechend. Gerade im Bereich der Felsenbeinchirurgie, in der sich empfindliche nervale Strukturen wie der Nervus facialis gerade bei anatomischen Varianten unvermutet und ohne sichere anatomische Landmarken hinter Knochen finden, könnte die Steuerung des Bohrers durch das Navigationsgerät im Sinne der „navigated control“ einen großen Vorteil darstellen [4, 5]. So ist es beispielsweise denkbar, den Nervus facialis präoperativ am Planungsrechner in den Datensätzen der Bildgebung zu markieren und durch die Anbindung des Bohrers an das Navigationssystem den Bohrvorgang sofort zu unterbrechen, sollte eine entsprechend markierte Struktur intraoperativ unabsichtlich erreicht werden. Somit könnte die Sicherheit für den Patienten weiter erhöht werden. Auch die intraoperative Ultrashallanbindung kann z.B. im Bereich der Tumorchirurgie der Weichteile wie der Speicheldrüsen oder des Zungengrundes dem Operateur wichtige Zusatzinformationen liefern [6].

### Zusammenfassung

Zum gegenwärtigen Zeitpunkt lässt sich feststellen, dass die navigierte Chirurgie der Nasennebenhöhlen nicht nur bei ausgewählten Indikationen, sondern auch bei Standardoperationen eine große Hilfe darstellt. Die Krankenhäuser der Maximalversorgung halten derartige Systeme mittlerweile fast ohne Ausnahme vor. Ein erhöhter finanzieller und zeitlicher Aufwand werden aus unserer Sicht durch die erwähnten Vorteile, wie die Er-

höhung der operativen Sicherheit bei Rezidiveingriffen und die Nutzung für die operative Facharztausbildung deutlich wettgemacht, so dass auch in unserem Hause die navigierte Chirurgie einen zunehmenden Stellenwert besitzt und wir an der Weiterentwicklung zukünftiger Anwendungen aktiv teilnehmen.

## Literatur

- 1 Grevers G, Leunig A, Klemens A, Hagedorn H. Computerassistierte Chirurgie der Nasennebenhöhlen - Technologie und klinische Erfahrungen mit dem Vector-Vision-Compact-System an 102 Patienten. *Laryngorhinootologie* 2002; 81: 476-83
- 2 Caversaccio M, Nolte LP, Häusler R. Present state and future perspectives of computer aided surgery in the field of ENT and skull base. *Acta Otorhinolaryngol Belg* 2002; 56: 51-59
- 3 Strauss G, Koulechov K, Richter R, et al. Navigated control: ein neues Konzept für die Computer Assistieren HNO-Chirurgie. *Laryngorhinootologie* 2005; 84: 567-576
- 4 Strauss G, Koulechov K, Stopp S, et al. Verbesserte Umsetzung der Resektionsgrenzen in der Nasennebenhöhlenchirurgie mit dem navigiert-kontrollierten Shaver . *Laryngorhinootologie* 2006; 85: 559-566
- 5 Bumm K, Wurm J, Rachinger J, et al. An automated robotic approach with redundant navigation for minimal invasive extended transphenoidal skull base surgery. *Minim Invasive Neurosurg* 2005; 48: 159-164
- 6 Ecke U, Gosepath J, Mann WJ. Initial experience with intraoperative ultrasound in navigated soft tissue operations of the neck and below the base of the skull. *Ultraschall Med* 2006; 27: 49-54

# Navigationsunterstützte Leberchirurgie: Stand der klinischen und experimentellen Forschung

M. Kleemann, P. Hildebrand, S. Schlichting, A. Besirevic, V. Martens, L. Mirow, U.J. Roblick, C. Bürk, H.P. Bruch

## Einleitung

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. Um die intrahepatische Gefäßstruktur – und somit die Segmentanatomie nach Couinaud [1] - in Relation zum Tumor und den notwendigerweise zu erhaltenden Gefäßstrukturen darzustellen, erfolgt routinemäßig die intraoperative Ultraschalluntersuchung (IOUS) der Leber vor der Parenchymdissektion [2][3]. Trotz des Einsatzes von IOUS kann die direkte Übertragung der gewonnenen Ultraschallinformation auf die Resektion schwierig sein. 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. 1). Die Exaktheit der Parenchymdissektion stellt jedoch einen der entscheidenden prognostischen Faktoren dar und wird maßgeblich vom Operateur beeinflusst. Um eine exakte Übertragung der idealen Resektionsebene auf die Leber zu ermöglichen, kommen Navigationssysteme zum Einsatz, die dem Operateur durch den Ein-

satz von Trackingsystemen bei der Umsetzung der Operationsplanung helfen. Hierfür wird beispielsweise der IOUS getrackt und als Basis für eine Registrierung mit präoperativen Planungsdaten verwendet. Unter dem Begriff Registrierung (Matching) wird die Transformation von Bildern/Volumen verstanden, sodass gleiche Bild-/Volumenpunkte auch gleiche Punkte der Wirklichkeit darstellen. Die Registrierung der aktuellen intraoperativen Daten mit den präoperativen Daten ermöglicht eine überlagerte Darstellung der beiden Datensätze und erlaubt es, bestimmte Arbeitsschritte während der Leberoperation zu navigieren. Überdies wird z.B. auch eine positionsabhängige Steuerung des Dissektionsinstrumentes möglich.

Erste Ergebnisse bei der Verwendung von Navigationssystemen im Bereich der Leberchirurgie zeigen, dass die angestrebte Verbesserung der Umsetzung der Operationsplanung erreicht werden kann.

## Stand der klinischen und wissenschaftlichen Forschung

Das Thema Navigationsunterstützung im Bereich der Leberchirurgie ist zurzeit Gegenstand verschiedener Forschungsprojekte. Nachfolgend werden die wichtigsten Projekte und Ergebnisse dargestellt.

Meinzer et al. [4][5][6] befassen sich im Rahmen des ARION-Projektes (Augmented-Reality for Intra-Operative Navigation) mit der Machbarkeit der computerunterstützten Navigation in der offenen Leberchirurgie. Ein wesentlicher Bestandteil des Projektes ist die Entwicklung eines Planungssystems für die Leberchirurgie. Das Konzept sieht des Weiteren die Verwendung der individuellen Gefäßstruktur eines Patienten zur Registrierung der intraoperativen Verformung der Leber mit den präoperativen Planungsdaten vor und verwendet hierzu ein Echtzeit-Deformationsmodell. Durch die Fixierung von optischen Markern in der Leber können nach Aufhebung der Leberfixierung die Position und die Deformation während der Resektion erfasst werden. Diese Arbeitsgruppe hat die wesentlichen Anforderungen an ein Navigationssystem für den Bereich der Leberchirurgie definiert [7].

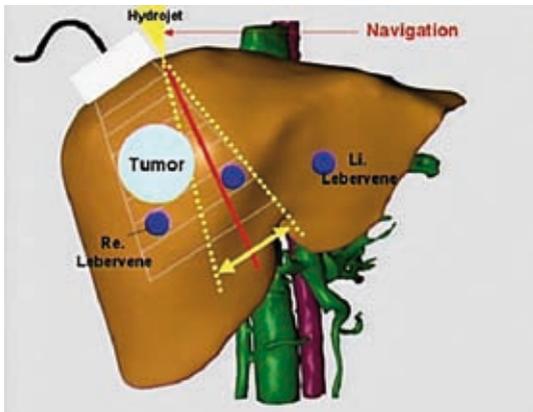


Abb. 1: Abweichung der geplanten (rot) von der tatsächlichen Resektionsebene (gelb) in Abhängigkeit des Dissektionswinkels

Die Arbeitsgruppe um Hünnerbein und Schlag/Berlin [8][9] beschäftigen sich mit der bildgestützten Navigation in der onkologischen Chirurgie. In diesem Projekt wird ebenfalls das Gebiet der offenen Leberchirurgie abgedeckt, wobei als Besonderheit die Verwendung eines speziellen 3D-IOUS herausgehoben werden kann.

Ellsmere et al. [10] beschreiben ein Navigationssystem für die laparoskopische Leberchirurgie, welches nicht auf der Gefäßstruktur der Leber für die Registrierung beruht, sondern stattdessen die Aorta als Referenz verwendet. Im Gegensatz zu den vorhergehenden Gruppen wird ein elektromagnetisches Trackingsystem verwendet, um ein Tracking der laparoskopischen Instrumente zu ermöglichen.

Einen anderen Ansatz für die laparoskopische Leberchirurgie verfolgen Nakamoto et al. [11][12], die ein hybrides Trackingsystem - bestehend aus einem optischen und einem elektromagnetischen System - entwickeln. Die Kombination der beiden Systeme ermöglicht es, die Vorteile aus beiden Verfahren zu kombinieren und die Beschränkungen weitestgehend aufzuheben. Die Registrierung wurde zunächst starr durchgeführt unter der Annahme, dass die Verformung der Leber aufgrund der Beatmung vernachlässigbar sei. Dies gilt jedoch nur für die Phase der Expiration, nicht für den gesamten Atemzyklus. Daher wurde ein neues Verfahren entwickelt, welches die Leberbewegung und -deformation berücksichtigt [13].

Derzeitiges Ziel mehrerer deutscher Arbeitsgruppen ist die Entwicklung einer individualisierten Präzisionschirurgie für Weichgewebe am Beispiel der Leber<sup>1</sup>. Die zentrale Komponente ist hierbei die Übertragung von präoperativ aus Volumenbilddaten gewonnenen Planungsdaten [14] auf den intraoperativen Situs für die verschiedenen in Betracht kommenden Therapieoptionen (offene Chirurgie, Laparoskopie und/oder Ablation einschließlich transkutaner Verfahren). Des Weiteren soll die intraoperative Navigation für die Steuerung intelligenter minimal-invasiver Instrumente zur Unterstützung des Operateurs bei der zielgenauen Umsetzung der Operationsplanung verwendet werden. Die Entwicklung einer echtzeitfähigen Registrierung ist ein Kernpunkt dieses Konzeptes und erfolgt auf Basis der individuellen Gefäßstruktur des Patienten. Das Tracking erfolgt je nach Therapie entweder rein optisch [15] oder als hybrides Verfahren.

#### Prä- und intraoperative Bildgebung

Für die intraoperative, echtzeitnahe Bildgebung in der navigierten Chirurgie kommen derzeit nur der intra-

operative Ultraschall (IOUS) und die offene Magnetfeldtomographie in Frage [16]. Die interventionelle Computertomographie scheidet wegen der erhöhten Strahlenbelastung für Patient und Operateur, wie 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, für abdominelle Operationen kaum etabliert und würde den operativen Ablauf erheblich behindern. Der intraoperative Ultraschall vereinigt in sich die hochauflösende Darstellung des Leberparenchyms sowie die Mobilität und Wiederholbarkeit der Untersuchung mit Kosteneffektivität. Die Machbarkeit der Registrierung präoperativer MRT-Daten mit dem intraoperativen Ultraschall wurde aufgezeigt und kann die Einbindung präoperativer Bildgebung in das operative Geschehen in Zukunft ermöglichen [17]. Anforderungen an die intraoperative Navigation und deren Lösungsansätze sind bereits formuliert [7][23]. Bislang scheiterte die Umsetzung und klinische Anwendung jedoch an fehlenden bzw. noch unzulänglichen Registrierungsalgorithmen. Während des Eingriffes treten Organdeformationen durch Mobilisation und Bewegungsartefakte durch die Atmung auf. Sollen diese Deformationen in die Navigationsberechnungen mit einbezogen werden, müssen nicht-lineare Registrierungsalgorithmen zum Einsatz kommen. In den vergangenen Jahren wurden verschiedene nicht-lineare Registrierungsalgorithmen entwickelt [26][27]. Über das Tracking intraoperativer Organdeformation mittels nacheinander registrierter Ultraschallaufnahmen wurde ebenfalls berichtet [28][29]. Möglicherweise wird durch die Entwicklung ultraschneller, nicht-linearer Registrierungsalgorithmen und deren Implementation in High-Performance Rechereinheiten eine Echtzeit-Registrierung während einer chirurgischen Operation möglich [31][32]. In einer Serie von 25 Patienten mit komplexen chirurgischen Lebereingriffen konnte gezeigt werden, dass die Ergebnisse der computer-assistierte Risikoanalyse in mehr als 20 % der Resektionen zu entscheidenden Änderungen der präoperativen Operationsplanung sowie der intraoperativen Operationsstrategie führten [14]. Durch die Anwendung ultraschneller Registrierungsalgorithmen könnten die präoperativen Risiko- und Planungsanalysen intraoperativ modifiziert, an die operativ-bedingten Deformationen angepasst und die Neuberechnung der optimalen Resektion ermittelt werden (siehe auch Beitrag Bommersheim/Fischer: "Mathematik und Medizin – die Fusion zweier Welten").

## Anwendungen der Navigationsunterstützung in der Leberchirurgie

### Navigation in der offenen Leberchirurgie

Unsere Erfahrungen basierten zunächst auf der Verwendung eines mobilen Navigationssystems auf Basis eines elektromagnetischen Trackingsystems (US-Guide 2000®, Fa. UltraGuide, Tirat Hacarmel, Israel). Das enthaltene Trackingsystem basiert auf der Gleichstromfeldtechnik. Das Navigationssystem besteht aus verschiedenen Systemkomponenten: der zentralen Recheneinheit, auf dem die Navigationssoftware installiert ist, einem System-Monitor, der zugleich als Touch-Screen dient, einer Sendeeinheit und zwei Magnetfeldsensoren (Abb. 2). 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.

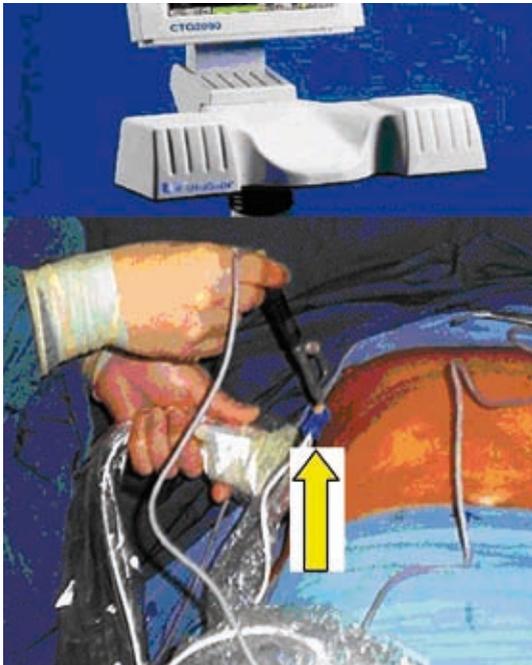


Abb. 2: Sender elektromagnetisches Feld (oben), Konnektion der Magnetfeldsensoren unter sterilen OP-Bedingungen an den Ultraschallkopf und die Radiofrequenzablationssonde (gelber Pfeil); nach [20]

Es folgte die Entwicklung eines speziellen für den Hydrojet-Dissektor konzipierten Adapters (Abb. 3), und es gelang, erstmals ein Navigationssystem mit einem Parenchymdissektionsinstrument zu verbinden und im Rahmen von Leberresektionen einzusetzen.

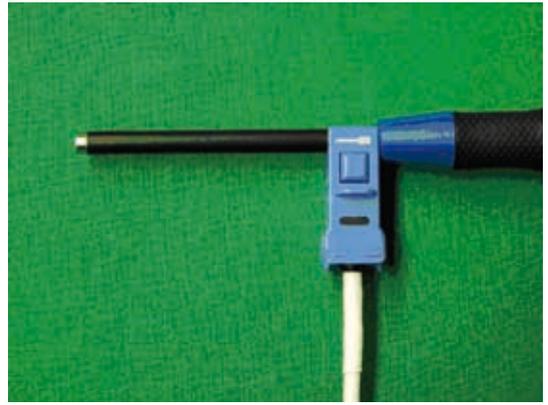


Abb. 3: Konnektion des elektromagnetischen Trackers an ein Wasserstrahl-dissektionsinstrument

Das von der Sendeeinheit erzeugte Magnetfeld mit einer Ausdehnung von etwa 40x40x30cm 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 Hydrojetspitze befestigten Sensoren während der gesamten Navigationsphase innerhalb des Magnetfeldes befinden. Die Navigationsdaten werden auf das Ultraschallbild projiziert und ermöglichen so die Darstellung einer virtuellen Resektionslinie. Das gleichzeitige Tracking von Instrument und Ultraschallkopf erlaubt eine gezielte Instrumentenführung zum Zielpunkt auch außerhalb der Schallebene (Out-of-Plane Modus). Diese Online-Navigationstechnik kann in der resezierenden Leberchirurgie zur Erhöhung der Genauigkeit beitragen, da der Fehler bei der manuellen Übertragung der intraoperativen Situation auf die präoperativen Bilddaten vermieden werden kann.

Zwischen 1/2003 und 8/2006 erfolgte die navigierte Leberresektion bei elf Patienten mit primären und sekundären Lebertumoren unter intraoperativer ultraschallgesteuerter Online-Navigation der Parenchymdissektionsphase. Behandelt wurden sieben Männer (63,6%) und vier Frauen (36,4%) im Alter von durchschnittlich 61,3 Jahren (42 – 82 Jahren). Zwei Patienten hatten primäre Leberkarzinome - je ein hepatozelluläres (HCC) und ein cholangiozelluläres Karzinom (CCC) -, die übrigen neun Patienten hatten Lebermetastasen - sieben kolorektale Karzinome (CRC), eine Mammakarzinom- und eine Magenkarzinommetastase. Eine Segment- oder Bisegmentektomie wurde bei fünf Patienten durchgeführt, eine rechtsseitige Hemihepatektomie wurde bei zwei Patienten, eine erweiterte rechtsseitige Hemihepatektomie bei drei Patienten und bei einem Patienten eine Mesohepatektomie 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. Es traten intraoperativ keine auf der Navigationstechnik basierenden Komplikationen auf.

### Navigation in der laparoskopischen Leberchirurgie

Trotz technischer und instrumenteller Fortschritte in der laparoskopischen Chirurgie bleibt der Einsatz der Laparoskopie in der Leberchirurgie aufgrund methodischer Limitationen auf ausgewählte Indikationen beschränkt und ist Stand der derzeitigen kontroversen Diskussion [18][19]. Die dreidimensionale Darstellung laparoskopischer Ultraschallbilder mit Hilfe von elektromagnetischen Trackingsystemen bestätigte die Machbarkeit einer laparoskopischen Navigation [20, 25]. Tendenziell wurde die sonographische Unterschätzung des Tumorumfanges im Vergleich zum CT beschrieben [21]. 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 [22]. Für eine ausführliche Darstellung der navigierten Leberpunktion und Radiofrequenzablation bei Lebertumoren wird auf den folgenden Artikel von Hildebrand et al. verwiesen.

Ziel der Forschung in Lübeck war die Entwicklung und der Einsatz eines laparoskopischen, ultraschallgestützten Navigationssystems zur Online-Navigation eines laparoskopischen Dissektionsinstrumentes [23][33][34]. Das auf Basis eines elektromagnetischen Trackingsystems arbeitende ultraschallgestützte Navigationssystem UltraGuide 2000 wurde durch einen eigens konstruierten Adapter mit einer laparoskopischen Ultraschallsonde (B-K Medical, Gentofte, Dänemark) verbunden (Abb 4a/b). Mit Hilfe des Navigationssystems kann das laparoskopische Resektionsinstrumentarium außerhalb der geplanten Resektionsebene oder Punktionsebene (Out-Of-Plane-Modus) unter laparoskopisch-sonographischer Kontrolle auf einen Zielpunkt hingeführt werden. Nach Kalibration des Systems am Ultraschallphantom erfolgte der Einsatz zunächst an Schweineleber und 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 hergestellt werden. Beim Einsatz am Tiermodell kam es zu keinen objektivierbaren Interferenzen zwischen dem Navigationssystem und dem laparoskopischen Instru-

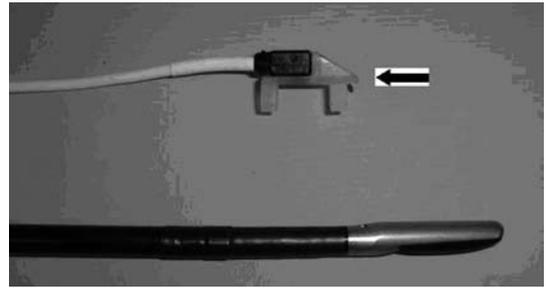


Abb 4a: Adapterschuh (Pfeil) zur Aufnahme des elektromagnetischen Trackers



Abb 4b: Konnektion des Adapters an die abwinkelbare Spitze der laparoskopischen Ultraschallsonde (B&K Medical)

mentarium. Auch in Fällen der Abknickung der Spitze der laparoskopischen Ultraschallsonde traten keine Störungen der Navigation auf, da sich der elektromagnetische Tracker relativ zur Spitze des Instrumentes und somit zur Ultraschallebene nicht bewegte

Daraus ergab sich die Machbarkeit eines laparoskopischen Navigationssystems [s. Beitrag in diesem Heft "Entwicklung einer Navigationsumgebung (LapAssistent®) für die ultraschallnavigierte laparoskopische Leberchirurgie"] Das laparoskopische Navigationssystem besitzt zentral einen Navigationsrechner, der Daten aus mehreren Quellen bezieht, verknüpft und den Benutzern, also dem Chirurgen, präsentiert. Vor der Operation wird ein triphasisches Dünnschicht-Leber-CT oder MRT erstellt. Hieraus erfolgt die Segmentierung des Tumors, der hepatischen Gefäße und die Segmentdarstellung, die Berechnung der geplanten Resektion und des funktionellen Restvolumens sowie die 3D-Aufbereitung (MeVis-Lab, Mevis, Bremen). Diese Daten bilden den präoperativen Zustand der Leber ab, jedoch ändert sich die Lage der Leber in sich und zu den umgebenden Strukturen nach der Mobilisation und während der Parenchymdurchtrennung.

Die intraoperative Bildgebung besteht zum einen aus dem laparoskopischen Kamerabild, zum anderen aus dem laparoskopischen Ultraschallbild. Durch Registrierung der aktuellen intraoperativen Situation mit den präoperativen 3D-Daten sollen dem Chirurgen sowohl im Kamerabild als auch im Ultraschallbild die an die

aktuelle Lage und Form der Leber angepassten präoperativen Daten präsentiert werden. Bei einer Änderung der OP-Strategie, z.B. einer notwendigen erweiterten Resektion bei intraoperativ neu diagnostizierten Metastasen, kann dann die Neuberechnung der Resektion und des funktionellen Restvolumens erfolgen. Dies erlaubt die Abschätzung der postoperativen Leberfunktion\*.

Außerdem soll die relative Lage der übrigen Instrumente zum Ultraschallkopf und zueinander visualisiert werden. Dies erfordert eine möglichst genaue Lagebestimmung der Instrumente, der Kamera sowie der beweglichen Ultraschallsonde.

Für die Lagebestimmung wird ein kommerziell erhältliches Trackingsystem integriert. Da bewegliche Instrumententeile im Körper jedoch nicht von außen optisch erfasst werden können, wird zusätzlich zum optischen ein elektromagnetisches Trackingsystem verwendet. Dieses hat jedoch eine geringere Reichweite, ist empfindlich gegenüber magnetischen Metallen und elektromagnetischen Feldern, und die Sensoren sind bei den meisten Systemen über Kabel angeschlossen, die in den Patienten hineingeführt werden müssen. Eine weitere Herausforderung ist die Synchronisation aller eingehenden Daten: Der zeitliche Versatz zwischen US-Bild, Kamerabild und den beiden Trackingsystemen muss gemessen und kompensiert werden.

Systeme dieser Art befinden sich aktuell im Stadium der Entwicklung und Evaluation. Die Autoren verweisen hier auf den folgenden Beitrag von Martens et al. Bevor ein klinischer Einsatz erfolgen kann, müssen Untersuchungen zur systemimmanenten Genauigkeit erfolgen. Eine Umsetzung dieser Technik kann jedoch in einer häufigeren minimal-invasiven Resektion von Lebertumoren münden.

#### 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 oder auch die hohen Kosten. Die Systemfehlerkontrolle ist für den Chirurgen geradezu essentiell. 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.

\* FUSION (Future Environment for gentle Liver Surgery using Image-guided Planning and Intra-operative Navigation), BMBF Fördernummer 01 EQ 0401

Nur so können Optimierungsmethoden entwickelt werden, die die verschiedenen Teilfehler minimieren und die intraoperative Navigation verbessern [24]. Ein Schema über die Fehlerquellen ist in Abb. 5 zu sehen.

#### Fazit

In Zukunft können durch Einbeziehung neuerer Techniken, wie die der Navigation, die Orientierung und die Genauigkeit bei Leberoperationen verbessert werden. Insbesondere bei fortgeschrittenen oder zentral gelegenen Lebertumoren ist eine Erhöhung der onkologischen Radikalität und somit im besten Falle eine Steigerung der Überlebenshäufigkeit zu erwarten. Eine Kombination von präoperativer mit intraoperativer Bildgebung eröffnet dem Operateur bei notwendigen Änderungen des Resektionsausmaßes die Möglichkeit, online Informationen über das verbleibende Restvolumen der Leber zu erhalten. Bedarf für rechnerunterstützte Navi-

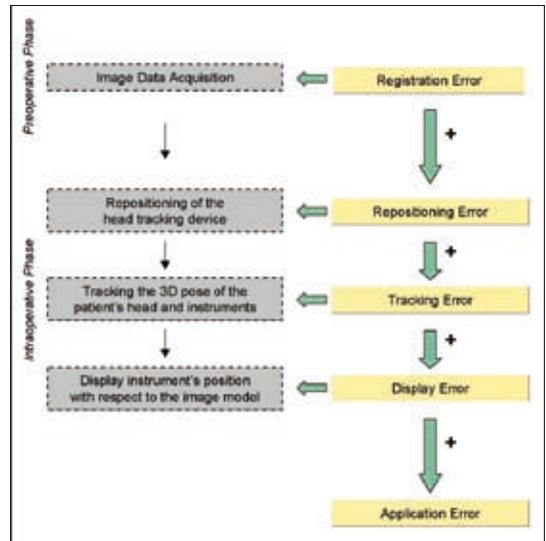


Abb. 5: Schema zur Darstellung des präoperativen und intraoperativen Arbeitsablaufs beim Einsatz von Navigationssystemen und assoziierten Fehlerquellen (nach: [24])

gationsverfahren besteht in der offenen, wie 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.

## Literatur

1. Couinaud W: Bases anatomique des hepatectomies gauche et droite reglees, techniques qui en deroule. *J Chir* 1954; 70:933-966
2. 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); 22.-24.09. 2005; Berlin
3. Descottes B, Glineur D, Lachachi F: Laparoscopic liver resection of benign liver tumors. *Surg Endosc*, 2003; 17(1):23-30
4. Meinzer HP, Thorn M, Cárdenas CE: Computerized planning of liver surgery - an overview. *Computers & Graphics Volume 2002 Aug*;26(4):569-76
5. Lamadé W, Glombitza G, Fischer L, Chiu P, Cardenas CE Sr, Thorn M, Meinzer HP, Grenacher L, Bauer H, Lehner T, Herfarth C. The impact of 3-dimensional reconstructions on operation planning in liver surgery. *Arch Surg*. 2000 Nov;135(11):1256-61
6. Vetter M, Hassenpflug P, Wolf I, Thorn M, Cardenas CE, Grenacher L, Richter GM, Lamadé W, Büchler MW, Meinzer HP: Intraoperative Navigation in der Leberchirurgie mittels Navigationshilfen und Verformungsmodellierung. In: Meiler M, Saupe D, Kruggel F, Handels H, Lehmann T (Hrsg.): Bildverarbeitung für die Medizin 2002; Springer Verlag: 73-6
7. Vetter M, Hassenpflug P, Cardenas C, Thorn M, Glombitza W, Richter G, Meinzer HP: Navigation in der Leberchirurgie- Ergebnisse einer Anforderungsanalyse Anforderungen. In : Bildverarbeitung für die Medizin 2001, H. Handels, A. Horsch, T. Lehmann, H.-P. Meinzer (Hrsg.), Informatik aktuell, S. 49-53, Springer, 2001
8. Hünerbein M, Eulenstein S, Lange T, Schlag PM: Ein System für die 3D-Ultraschall-basierte intraoperative Navigation in der Viszeralchirurgie. *Viszeralchirurgie* 2004; 39.
9. Eulenstein S, Lange T, Hünerbein M, Schlag PM: Intraoperative Navigation for Tumour Resections in Soft Tissue. *Proc of medical image understanding and analysis 2002*, University of Portsmouth
10. Ellsmere J, Stoll J, Rattner D, Brooks D, Kane R, Wells W, Kikinis R, Vosburgh K: A Navigation System for Augmenting Laparoscopic Ultrasound. In: Ellis RE, Peters TM (eds.): *MICCAI 2003*, LNCS 2879:184-91
11. Nakamoto M, Sato Y, Tamaki Y, Nagano H, Miyamoto M, Sasama T, Monden M, Tamura S: Magneto-Optic Hybrid 3-D Sensor for Surgical Navigation. In: Delp SL, DiGioia AM, Jaramaz B (eds.): *MICCAI 2000*, LNCS 1935: 839-48
12. Nakamoto M, Hirayama H, Sato Y, Konishi K, Kakeji Y, Hashizume M, Tamura S: Recovery of Liver Motion and Deformation Due to Respiration Using Laparoscopic Freehand 3D Ultrasound System. In: Larsen R, Nielsen M, Spurring J (eds.): *MICCAI 2006*, LNCS 4191: 372-9
13. Nakamoto M, Hirayama H, Sato Y, Konishi K, Kakeji Y, Hashizume M, Tamura S: Recovery of Liver Motion and Deformation Due to Respiration Using Laparoscopic Freehand 3D Ultrasound System. In: Larsen R, Nielsen M, Spurring J (eds.): *MICCAI 2006*, LNCS 4191: 372-9
14. Lang H, Radtke A, Hindennach M, Schroeder T, Frühauf N, Malagó M, Bourquain H, Peitgen HO, 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.
15. Markert M, Weber S, Kleemann M, Bruch HP, Lüth TC: Comparison of fundamental requirements for soft tissue navigation with a novel assistance system for open liver surgery. *Int J CARS*; 2006(1): 498
16. Birth M, Iblher P, Hildebrand P, Nolde J, Bruch HP: Ultraschallgesteuerte Interventionen unter virtueller Führung. *Ultraschall in Med* 2003; 24:90-95
17. Birth M, Kleemann M, Hildebrand P, Bruch HP: Intraoperative on-line navigation of dissection of the hepatic tissue – a new dimension in liver surgery? *International Congress Series 1268 2004*; 770-774. *Proceedings of the 18th International Congress and Exhibition: Computer Assisted Radiology and Surgery*; Elsevier B.V.
18. Gagner M, Rogula T, Selzer D: Laparoscopic liver resection : benefits and controversies. *Surg Clin N Am* 2004;84: 451-462
19. 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
20. 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;12: 1459-1462
21. Wilhelm D, Feussner H, Schneider A, Harms J: Electromagnetically navigated laparoscopic ultrasound. *Surg Technol Int* 2003;11:50-54
22. 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;6: 933-938
23. M. Kleemann, P. Hildebrand, R. Keller, H.P. Bruch, M. Birth: Laparoscopic ultrasound navigation in liver surgery – technical aspects and feasibility. *International Congress Series 1268 2004*; 793-796. *Proceedings of the 18th International Congress and Exhibition: Computer Assisted Radiology and Surgery*; Elsevier B.V
24. Hauser R: Computerunterstützte 3D-Navigationssysteme - Plädoyer für ein Fehlermodell. *HNO* 2000 (2):71-74.
25. Klotz HP, Flury R, Erhardt P, Steiner P, Debatin JF, Uhlschmidt G, Largiader F: Magnetic resonance-guided Laparoscopic interstitial therapy of the liver. *Am J Surg* 1997;174: 448-451
26. Rexilius J, Handels H, Nabavi A, Kikinis R, Warfield S: Automatic Nonrigid Registration for Tracking Brain Shift during Neurosurgery. In: Bildverarbeitung für die Medizin 2002, 135-138
27. M. Bro-Nielsen, *Medical image registration and surgery simulation*, IMM-DTU PhD thesis, 1996
28. M. Bro-Nielsen: Simulation techniques for minimally invasive surgery, *Journal of Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies (MITAT)*, 1997;6:106-110,
29. Blackall JM, King AP, Penney GP, Adam A, Hawkes DJ: A Statistical Model of Respiratory Motion and Deformation of the Liver. *MICCAI 2001*: 1338-1340
30. King AP, Blackall JM, Penney GP, Hawkes DJ: Tracking Liver Motion Using 2D Ultrasound and a Surface Based Statistical Shape Model. *MMBIA*, 8, 2001
31. Modersitzki J: *Numerical Methods for Image Registration*; Oxford University Press, 2004
32. Fenn M, Potts D: Fast summation based on fast trigonometric transforms at nonequispaced nodes *Numer. Linear Algebra Appl.* 2002 (12): 161-169.
33. Kleemann M, Hildebrand P, Birth M, Bruch HP: Laparoscopic ultrasound navigation in liver surgery - Technical aspects and accuracy. *Surg Endosc* 2006;20:726-729
34. M. Kleemann, P. Hildebrand, L. Mirow, U. Roblick, C.G. Bürk, H.P. Bruch: Navigation in der Viszeralchirurgie. *Chir Gastroenterol* 2005;21:14-20

# Ultraschallgesteuerte Interventionen unter virtueller Führung zur Therapie maligner Lebertumoren

P. Hildebrand, M. Kleemann, L. Mirow, C. Bürk, H.P. Bruch, U.J. Roblick

## Einleitung

In der westlichen Welt repräsentieren Metastasen von gastrointestinalen Tumoren die häufigste Ursache für sekundäre bösartige Tumoren der Leber. In etwa 20% der Fälle der Patienten mit gastrointestinalen bösartigen Tumoren liegt zum Zeitpunkt der Diagnosestellung des Primärtumors eine synchrone Lebermetastasierung vor. Darüber hinaus tritt bei bis zu 60% dieser Patienten auch nach kurativer Resektion des Primärtumors eine metachrone Metastasierung auf.

Die chirurgische Resektion stellt gegenwärtig den Gold-Standard für die Therapie von sekundären Lebermalignomen dar. Jedoch kommen nur 20 – 25 % aller Metastasträger für eine Resektion in Betracht [1, 2, 3]. Zudem beträgt die Rate an intrahepatischen Rezidiven nach potentiell kurativer R0-Resektion von Lebermetastasen ca. 50% [1, 2, 3]. Bleiben nicht resektable Lebermetastasen unbehandelt, beträgt die mediane Überlebenszeit wenige Monate, nur einzelne Patienten überleben unbehandelt zwei Jahre [4]. Die Hauptsäule der adjuvanten und neoadjuvanten Therapie sind die verschiedenen chemotherapeutischen Behandlungsverfahren, die insbesondere bei gastrointestinalen Tumoren in der letzten Zeit deutliche Erfolge bei der Überlebenszeitverbesserung erzielt haben (z. B. durch Kombination mit Antiangiogenese-Hemmern) [5, 6]. In den meisten Fällen ist jedoch durch eine Chemotherapie keine langfristige Tumorheilung möglich.

Auf der Suche nach alternativen Therapien sind in den letzten Jahren eine Reihe von Verfahren entwickelt worden, die über unterschiedliche Wirkprinzipien eine Devitalisierung der Metastasen zum Ziel haben. Insbesondere die thermischen Verfahren (Radiofrequenzablation, Laserinduzierte Thermoerapie, Kryotherapie) bieten dem Therapeuten die Möglichkeit verschiedener Applikationsformen (transkutan, offen chirurgisch oder laparoskopisch) und somit einer individuell angepassten Anwendung der lokalen Tumordestruktion. Aufgrund der bisherigen klinischen Ergebnisse und des übersichtlichen Handlings wird die Radiofrequente Thermoab-

*Dr. med. Philipp Hildebrand, geboren 1975 in Braunschweig, Medizinstudium an der Georg-August-Universität Göttingen. Fachgebiet Chirurgie. In Lübeck seit Januar 2002, Assistenzarzt an der Klinik für Chirurgie. Kooperationen an der Universität Lübeck mit den Instituten für Robotik und Kognitive Systeme, für Biomedizinische Optik und für Mathematik, überregional mit verschiedenen wissenschaftlichen und klinischen Forschungseinrichtungen im Rahmen des BMBF-geförderten FUSION-Projektes. Forschung insbesondere auf den Gebieten der minimal-invasiven (laparoskopischen) ultraschallbasierten Navigation, der Leberchirurgie und der Thermoablation.*



tion (RFA) von vielen Anwendern bevorzugt. Die Nutzung eines sonographiegestützten Navigationssystems könnte vorhandene Limitationen kompensieren und somit die Präzision der Intervention verbessern.

## Transcutane, ultraschallgesteuerte Intervention

Die perkutane Intervention bietet in der Palliativsituation die geringste Patientenbelastung. Zur Führung perkutaner Interventionen steht neben der Computertomographie die Sonographie als bed-side-Verfahren zur Verfügung (Abb. 1). Sie zeichnet sich neben fehlender Strahlenexposition vor allem durch Schnelligkeit, Kosteneffizienz, Genauigkeit und die Vorteile des Real-time Imaging aus [7, 8, 9]. Zusätzlich kann die Nadelapplikation beim transkutanen Vorgehen auch unter Lokalanästhesie durchgeführt werden, was insbesondere für Patienten mit erhöhter Komorbidität und somit erhöhtem Narkoserisiko vorteilhaft ist.



Abb. 1: Transkutane, sonographie-gesteuerte Punktion der Leber.

### Technik und Limitation

Im Rahmen transkutaner ultraschallgesteuerter Interventionen kamen bisher zwei Vorgehensweisen zur Anwendung: die einfachste Technik - die Freihandpunktion - benötigt keine zusätzlichen Hilfsmittel und ist zeitsparend. Sie kann sowohl unter direkter Ultraschallsicht als auch für einfache Ziele ohne direkte Sichtkontrolle nach Ultraschallortung durchgeführt werden. Sie bietet im Gegensatz zur zweiten Technik - der Punktion mit statischer Nadelführung - den Vorteil, die Punktionsrichtung innerhalb der Schallebene verändern und damit auf anatomische Gegebenheiten reagieren zu können. Die Freihandpunktion ist effizient und sicher, benötigt allerdings ausreichende Übung und korreliert deshalb im Outcome mit der Erfahrung des Anwenders [10-12]. So kann es bei der Freihandpunktion zu Fehlpunktionen kommen, da die Möglichkeit besteht, dass sich ein Nadelreflex in der sonographisch eingestellten Zielstruktur zwar darstellt, dieser jedoch dem Nadelschaft entspricht, während die Nadelspitze bereits über die Bildebene hinausgeführt wurde. Diese Situation erfährt gerade bei Leberläsionen, welche direkt vor sensiblen Nachbarstrukturen (große Gefäße, Gallenblase, Colonflexur, Zwerchfell...) liegen, erhebliche Bedeutung. Bei kleinen (< 2cm) oder tiefliegenden (> 8cm) Läsionen ist dieser Technik meistens die Anwendung eines zentralperforierten Punktionschallkopfes oder der Einsatz einer am Schallkopf fixierten Nadelführung überlegen. Dies liegt unter anderem an der Missweisung in größerer Tiefe, dem Abweichen der dünnen elastischen Nadel aus der Schnittebene und der oft schlechten Darstellbarkeit der Nadelspitze. Allerdings wird hier der Punkti-

onsort von der Schallkopfpositionierung determiniert. Die Technik ist damit bei anatomischen Hindernissen oder im sogenannten Nahfeld aufgrund des durch die Fixierung vorgegebenen Einstichwinkels ungeeignet [13-16].

Die Wahl eines Punktionsortes mit mehreren Zentimetern Entfernung vom Schallkopf, der zugleich außerhalb der Schallebene liegt, ist mit beiden Techniken stark limitiert, da sich der sonographische Nadelreflex nur innerhalb der Bildebene darstellt und so ein sicheres Erreichen des Zielortes erheblich einschränkt.

### Navigation transkutaner Interventionen

2003 wurde an unserer Klinik erstmalig der Einsatz eines magnetfeldbasierten Navigationssystems für transkutane Interventionen getestet, das eine ultraschallunterstützte, freihändige, von Schallkopflokalisation und Punktionsort unabhängige Nadelführung mit uneingeschränkten Freiheitsgraden ermöglicht [17]. Das System basiert auf dem Prinzip des elektromagnetischen Trackings [18]. Der entscheidende Vorteil des Systems ist die Möglichkeit von sicheren Punktionen außerhalb der Schallebene, da der Benutzer ständig in Echtzeit über Lage der Nadel in Relation zur Zielregion informiert wird und so

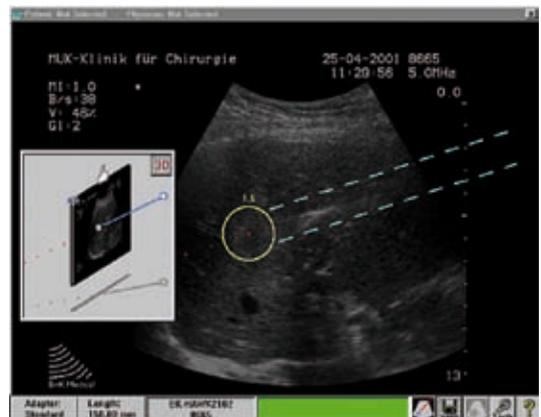


Abb. 2: Monitorbild bei Out-of-plane-Punktion: Der grüne Balken am unteren Monitorbild signalisiert sicheren Betriebsstatus. Die dreidimensionale Darstellung im kleinen Übersichtsfenster ermöglicht die räumliche Orientierung. Im real-time B-Bild des Ultraschalls sind Schnittpunkt von Bildebene und virtuellem Stichkanal (rote gepunktete Linie) als gelber Kreis (Zielbereich) darstellt, über dem die Entfernung Nadelspitze-Bildebene als Zahl abgelesen werden kann. Die Nadel wird durch die gestrichelte blaue Doppellinie virtuell visualisiert.

durch Korrekturen des Einstichwinkels schon während des Nadelvorschubs das Ziel auch über längste Punktionswege präzise erreicht (Abb. 2). Weiterhin werden durch den Einsatz des US-Guide mehrfache Neuplazierungen im Sinne von partiellem Nadelrückzug und erneutem Vorschub nach Winkelkorrektur, wie sie gerade bei Freihandpunktion häufig notwendig sind, vermieden und somit das Gewebstrauma sowie potentielle Verletzungsrisiken minimiert. Dies kann insbesondere bei Interventionen mit stärkerlumigen Punktionsnadeln oder gebündelten Applikationsnadeln (Clusterelektroden), wie sie in der Thermoablation Einsatz finden, relevant sein. Nach Evaluierung des Systems für die transkutane Intervention soll nun die Übertragung der ultraschallbasierten online-Navigation in die offene chirurgische und laparoskopische Intervention erfolgen.

### Laparoskopische, ultraschallgesteuerte Intervention

Eine Kombination von minimaler Invasivität und den Vorteilen der offenen chirurgischen Intervention verspricht der laparoskopische Zugangsweg, der für die RFA erstmals 1997 durch Siperstein für die RFA beschrieben wurde [19]. Neben der Erweiterung der Diagnostik durch Inspektion der Peritonealhöhle und insbesondere den intraoperativen Ultraschall der Leber bietet laparoskopisches Vorgehen die Möglichkeit einer simultanen inflow-occlusion während der Thermoablation, den Schutz von anliegenden Nachbarorganen und die Kombination mit resezierenden Eingriffen.

### Technik und Limitation

Analog zur transkutanen Intervention existiert für die laparoskopischen, ultraschallgesteuerten Punktionen ebenfalls zwei Punktionstechniken. Auch für die laparoskopische Intervention bestehen Einschränkungen, die zum einen auf allgemeinen Kontraindikationen für die Laparoskopie beruhen, zum anderen aber auf technische Limitationen der laparoskopischen Nadelapplikation zurückzuführen sind. So wird die laparoskopische Freihandpunktion im Gegensatz zum transcutanen oder offenen Vorgehen durch das angelegte Kapno-peritoneum und die konsekutive Fixation der Nadel an 2 unterschiedlichen Punkten limitiert (Abb. 3). Entsprechend sind nach Durchstich der Leberkapsel Korrekturen des Punktionswinkels kaum noch möglich [20]. Korrekturen der Nadelposition in seitlicher Richtung benötigen ein komplettes Zurückziehen und erneutes Einstechen mit der Konsequenz einer erhöhten Komplikationsrate und einer möglichen Tumorzellverschleppung. Die laparos-

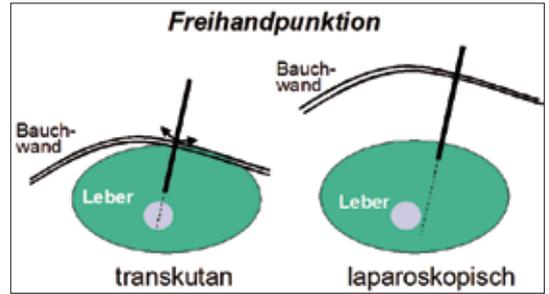


Abb. 3: Schematischer Vergleich von transkutaner und laparoskopischer Freihandpunktion. Durch des Kapno-peritoneum und konsekutiver Fixation der Nadel an zwei Punkten Einschränkung der Nadelkorrektur bei laparoskopischem Vorgehen

kopische Applikation der thermischen Ablation sollte daher oberflächlichen Metastasen vorbehalten bleiben.

Durch Verwendung einer laparoskopischen Ultraschallsonde mit Punktionskanal kann dieses Problem zwar umgangen und die Punktionsgenauigkeit gesteigert werden, jedoch ist hierbei die Punktion rechts-lateral und -kranial gelegener Leberherde durch die dabei notwendige Angulation der Ultraschallsondenspitze erheblich eingeschränkt (Abb. 4).



Abb. 4: Laparoskopische Applikation der Elektrode durch einen Punktionskanal in der laparoskopischen Ultraschallsonde unter Führung mittels intraoperativer Sonographie

Damit ist die laparoskopische RFA zwar effektiv und sicher durchführbar, aber bezüglich der Tumorlokalisierung derzeit noch beschränkt [21, 22]. Auch hier verspricht die virtuelle Führung der Interventionsnadel mittels Navigationssystem einen Zugewinn an Präzision und Sicherheit sowie Erweiterung des Indikationsspektrums.

## Navigation laparoskopischer Interventionen

Nach Evaluierung des ultraschallgestützten elektromagnetischen Trackingsystems für transkutane Interventionen wurde das Navigationssystem durch von uns neu konstruierte Adapter mit einer laparoskopischen Ultraschallsonde (B&K, Dänemark) und einem laparoskopischen Interventionsinstrumentarium verbunden (Abb. 5). Mit Hilfe eines Triangulationsalgorithmus kann somit die laparoskopische Interventionsnadel außerhalb der geplanten Resektionsebene oder Punktionssebene (sog. OUT-OF-PLANE-Modus) unter laparoskopisch-sonographischer Kontrolle auf einen Zielpunkt hingeführt werden. Nach Kalibration des Systems am Ultraschallphantom erfolgte der Einsatz am Tiermodell zur Evaluierung der technischen Durchführbarkeit und zur Detektion möglicher Störgrößen durch das gesamte OP-Equipment.



Abb. 5: a) Konnektion der laparoskopischen Ultraschallsonde (B-K Medical 8566) an das Navigationssystem mittels speziell entwickeltem Sensor und b) speziell entwickelter Adapter mit integriertem Trackingsensor an der Punktionsnadel für die Radiofrequenzablation.

Die laparoskopische Navigation des Interventionsinstrumentes unter Nutzung eines sonographiegestützten Navigationssystems war technisch problemlos durchführbar. Die Kalibration konnte mit der gleichen Genauigkeit wie mit einem herkömmlichen 3,5 MHz Curved-array Schallkopf hergestellt werden. Selbst bei stärkerer Angulation des laparoskopischen Ultraschallkopfes zeigten sich keine Störungen des Navigationssystems. Das laparoskopische Dissektionsinstrument konnte navigiert auf einen sonographisch dargestellten Zielpunkt gesteuert werden, alle anatomischen Landmarken in der Leber konnten sicher erreicht werden. Beim Einsatz am Tiermodell kam es zu keinen objektivierbaren Interferenzen zwischen dem elektromagnetischem Tracking-System und dem laparoskopischen Instrumentarium [23].

Unsere Untersuchungen zeigen die technische Machbarkeit einer Navigation laparoskopischer Interventionen. Die laparoskopische, sonographiegestützte online-Navigation bietet eine neue Technik in der Viszeralchirurgie. Speziell in der Therapie benigner und maligner Lebererkrankungen könnte diese Methode zur entscheidenden Verbesserung der interventionellen Leberchirurgie beitragen.

## Perfundiertes Lebermodell zum Training laparoskopischer Interventionen

Die exakte Platzierung der Interventionsnadel unter laparoskopischer Ultraschallkontrolle ist die Grundvoraussetzung für eine erfolgreiche Therapie. Neben der Navigation ist vor allem die Erfahrung die wesentliche beeinflussbare Größe zur Verbesserung der Therapieergebnisse. Zu diesem Zweck erfolgte die Entwicklung eines perfundierten Tumor-Mimic Lebermodells zum Erlernen und zur Verbesserung der laparoskopischen RFA. Im Zukunft soll dieses Modell auch zur Weiterentwicklung des laparoskopischen Navigationssystems verwendet werden.

Die Perfusion der Organe erfolgte, nachdem die frisch explantierten Lebern über die Pfortader mit Antikoagulantien gespült worden waren. Die Tumor-Mimics wurden durch die Injektion einer Mischung aus 3% Agarose, 3% Cellulose, 7% Glycerol und 0.05% Methylenblau erzeugt und stellten sich sonographisch als echoreiche Läsionen dar. Als Perfusionsmedium diente heparinisiertes Schweineblut. Die Organperfusion wurde durch die Konnektion einer Rollerpumpe mit der Pfortader und der Vena cava inferior erreicht. Anschließend wurde die perfundierte Leber in einen Laparoskopiesimulator verbracht und laparoskopische RFA-Techniken trainiert.

In 4 Schweinelebern wurden insgesamt 30 Ablationen durchgeführt. Die simulierten Tumoren waren im laparoskopischen Ultraschall deutlich sichtbar und blieben während der Platzierung der RFA-Sonde stabil. Darüber hinaus zeigte die farbkodierte Duplexsonographie positive Gefäßsignale, was für eine suffiziente Perfusion der ex vivo Leber spricht (Abb. 6).

Das perfundierte Tumor-Mimic Lebermodell bietet eine sichere, einfache, ökonomische und effektive Methode zum Training und zur Verbesserung der laparoskopischen RFA Techniken [24]. Darüber hinaus ermöglicht es realistische Bedingungen zur weiteren Evaluierung des oben beschriebenen Navigationssystem für laparoskopische Interventionen.

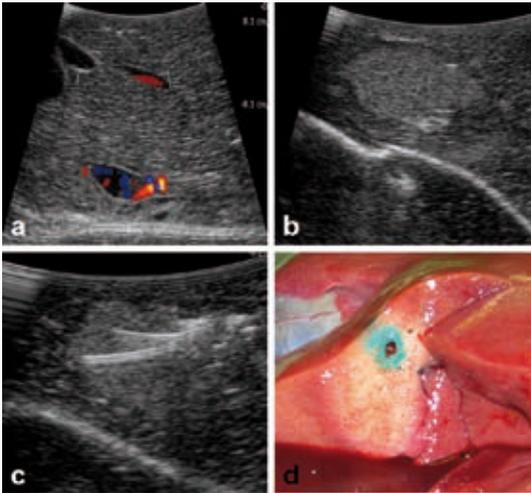


Abb. 6: Ultraschallbild des perfundierten Lebermodells mit Signalen im farbkodierten Duplex (a), echoreichem Tumor (b) und Platzierung der RFA-Nadel (c). Makroskopisches Präparat eines thermoablatierten Tumor-Mimic Herdes(d).

## Literatur

1. Bläker H, Hofmann WJ, Theuer D, HF Otto. Pathohistologische Befunde bei Lebermetastasen. *Radiologe* 2001; 41:1 – 7
2. Lehnert T, Golling M. Indikation und Ergebnisse der Lebermetastasenresektion. *Radiologe* 2001; 41: 40 – 48
3. Scheele J, Stangl R, Altendorf- Hofmann A, Paul M. Resection of colorectal liver metastases. *World J Surg* 1995; 19: 59 – 71
4. Lehnert T, Golling M. Indikation und Ergebnisse der Lebermetastasenresektion. *Radiologe* 2001; 41: 40-48
5. Fernandez FG, Drebin JA et al. Five-year survival after resection of hepatic metastases from colorectal cancer in patients screened by positron emission tomography with F-18 fluorodeoxyglucose (FDG-PET). *Ann Surg* 2004; 240:438–447; discussion 447–450
6. Hurwitz H, Fehrenbacher L et al. Bevacizumab plus irinotecan, fluorouracil, and leucovorin for metastatic colorectal cancer. *N Engl J Med* 2004; 350:2335–2342
7. Sheafor DH, Paulson EK, Simmons CM, DeLong DM, Nelson RC. Abdominal percutaneous interventional procedures: comparison of CT and US guidance. *Radiology* 1998; 207: 705
8. Kliewer MA, Sheafor DH, Paulson EK, Helsper RS. Percutaneous liver biopsy: a cost-benefit analysis comparing sonographic and CT guidance. *AJR Am J Roentgenol* 1999; 173:1199
9. Sheafor DH, Paulson EK, Kliewer MA, DeLong DM, Nelson RC. Comparison of sonographic and CT guidance techniques: does CT fluoroscopy decrease procedure time? *AJR Am J Roentgenol* 2000; 174: 939 ff

10. Nicotra JJ, Gay SB, Wallace KK, McNulty BC, Dameron RD. Evaluation of a breast biopsy phantom for learning freehand ultrasound-guided biopsy of the liver. *Acad Radiol* 1995; 2: 648 ff
11. Nizard J, Ville Y. Learning ultrasound-guided invasive procedures in fetal medicine: the learning curve with an automated system. Presented at the World Congress of Ultrasound in Gynecology/Obstetrics, Zagreb, Yugoslavia, 2000
12. Hertzberg BS, Kliewer MA, Bowie JD, Carroll BA. Physician training requirements in sonography: how many cases are needed for competence? *AJR Am J Roentgenol* 2000; 174: 1221 ff
13. Jakobeit C. Ultraschallgeleitete Punktionsverfahren: Freihandpunktion versus Biopsieschallkopfpunktion - Erfahrungen aus 5 Jahren. *Ultraschall Med* 1986; 7: 290 ff
14. Brambs HJ, Spamer C, Volk BA, Koch HK. Eine neue Feinnadel-punktionstechnik zur histologischen Diagnostik. *Ultraschall Med Jun* 1984; 5: 111 ff
15. Saitoh M, Watanabe H, Ohe H, Tanaka S. Ultrasonic real-time guidance for percutaneous puncture. *J Clin Ultrasound* 1979; 7: 269 ff
16. Pedersen JF. Percutaneous puncture guided by ultrasonic multi-transducer scanning. *J Clin Ultrasound* 1977; 5: 175 ff
17. M.Birth, P.Ibher, P.Hildebrand, J.Nolde, H.P. Bruch: Ultraschallgesteuerte Interventionen unter virtueller Führung. Erste Erfahrungen mit dem US-Guide 2000 unter operativen Bedingungen. *Ultraschall in der Medizin* 2003; 24: 90-95
18. Flock of birds Flock of Birds, Six Degrees-of-Freedom measurement device, Ascension Technology Corporation, POB 527, Burlington, VT 05402
19. Siperstein A, Rogers S, Hansen P, Gitomirsky A. Laparoscopic thermal ablation of hepatic neuroendocrine metastases. *Surgery* 1997, 122: 1147 – 1155
20. Hildebrand P, Kleemann M, Bruch HP, Birth M. Laparoskopische Radiofrequenzablation von primären und sekundären Lebertumoren. *MIC – Minimal Invasive Chirurgie* 2005; 14: 215 – 219
21. Santambrogio R, Podda M, Zuin M, Bertolini E, Bruno S, Cornalba GP, Costa M, Montorsi M. Safety and efficacy of laparoscopic radiofrequency of hepatocellular carcinoma in patients with liver cirrhosis. *Surg Endosc* 2003, 17: 1826 – 1832
22. Scott DJ, Young WN, Watumull LM, Lindberg G, Fleming JB, Huth JF, Rege RV, Jeyarajah DR, Jones DB. Accuracy and effectiveness of laparoscopic vs open hepatic radiofrequency ablation. *Surg Endosc* 2001, 15: 135 – 140
23. Hildebrand P, Kleemann M, Roblick UJ, Mirow L, Bürk C, Bruch HP. Laparoscopic ultrasound navigation in radiofrequency ablation of unresectable hepatic malignancies: Technical aspects and feasibility. *Journal of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques* (im Druck)
24. Hildebrand P, Kleemann M, Roblick UJ, Miow L, Bruch HP, Bürk C. Development of a Perfused Ex Vivo Tumor-Mimic Model for the Training of Laparoscopic Radiofrequency Ablation. *Surg Endosc* (im Druck)

# Entwicklung einer Navigationsumgebung (LapAssistent<sup>®</sup>) für die ultraschallnavigierte laparoskopische Leberchirurgie

V. Martens<sup>1</sup>, P. Hildebrand<sup>2</sup>, S. Schlichting<sup>2</sup>, A. Besirevic<sup>2</sup>, A. Schweikard<sup>1</sup>, H.P. Bruch<sup>2</sup>, M. Kleemann<sup>2</sup>

Seit der Einführung der laparoskopischen Cholezystektomie im Jahre 1987 [1] wurde die minimal invasive Chirurgie auf verschiedene Bereiche des Gastrointestinaltraktes und auf parenchymatöse Organe wie die Milz, die Nieren, das Pankreas und die Nebennieren ausgeweitet [2,3,4,5]. Als laparoskopischer Lebereingriff wurde bereits 1991 die Fenestration von solitären großen Leberzysten beschrieben [6]. Ein Jahr später folgte die laparoskopische Wedge-Resektion einer fokal-nodulären Hyperplasie [7]. Die laparoskopische laterale Sektorektomie links folgte 1996. Vier Jahre später wurde erstmals eine größere Patientenpopulation mit laparoskopischer Leberresektion beschrieben [8, 9]. Die Rolle der laparoskopischen Chirurgie ist bei der Behandlung von zystischen Lebererkrankungen wie z.B. kongenitalen Leberzysten untermauert worden [10]. Trotz einzelner Berichte über die laparoskopische Leberteileresektion bei malignen Erkrankungen ist dieses Vorgehen nach wie vor umstritten und derzeit nicht abschließend beurteilbar [11]. Eine aktuelle Multicenter-Studie untersuchte Machbarkeit, Sicherheit und Patientenoutcome der laparoskopischen Resektionstechniken [12]. Insbesondere kleinere Tumore in den linkslateralen Segmenten (II, III) und den anterioren Lebersegmenten des rechten Leberlappens (IVb,V,VI) sind für den minimal-invasiven Zugang geeignet.

## Vorteile und kritische Punkte des minimal-invasiven Zugangs

Auch an der Leber lassen sich die Vorteile der minimal invasiven Therapie im Vergleich zur Laparotomie nachweisen: verringerte postoperative Analgesie, bessere postoperative Lungenfunktion, Reduktion postoperativer immunologischer Faktoren, zügigerer Kostaufbau, verkürzter Krankenhausaufenthalt und schnellere Erholung der Serum-Transaminasen-Werte [Abb. 1, 13]. Kontrovers diskutiert wird die Gefahr der Tumorzellverschleppung und der Trokarkanalmetastasen bei malignen Prozessen. Vergleichende Untersuchungen zur konventionellen offenen Leberchirurgie fehlen. Kurzzeitdaten belegen jedoch, dass bei entsprechender

**Dipl.-Ing. Volker Martens**, geboren 1976 in Hamburg, Informatik-Ingenieurstudium an der TU Hamburg-Harburg, 2003-2005 BrainLab AG, seit 2005 wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Robotik und Kognitive Systeme der Universität zu Lübeck, Mitarbeit im FUSION Projekt (BMBF) in Kooperation mit der Klinik für Chirurgie und dem Institut für Mathematik Lübeck.



Patientenselektion vergleichende Ergebnisse wie bei offener Leberresektion erzielt werden können [14]. Der Gefahr einer Gasembolie durch das Pneumoperitoneum kann mit entsprechenden Bauchdeckenhalterungen ohne Notwendigkeit eines Pneumoperitoneums begegnet werden. Auch die Verringerung des intraabdominellen Druckes unter 10 mmHg, die intraoperative Sonographie der linken V. hepatica und das engmaschige anästhesiologische Monitoring des endexpiratorischen CO<sub>2</sub>-Gehaltes tragen zur sicheren Operation und Qualitätskontrolle bei [11].

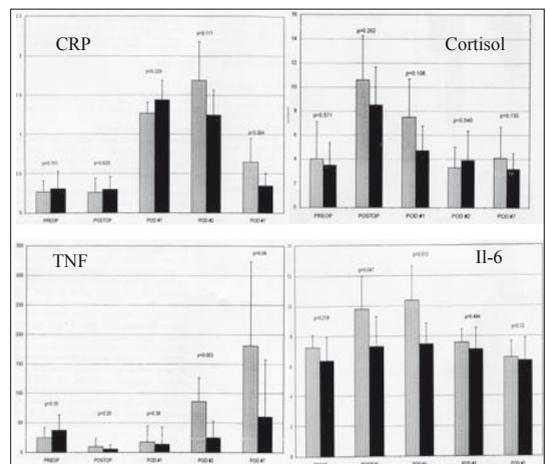


Abb. 1: Reduzierte postoperative immunologische Parameter nach laparoskopischer Leberoperationen [13].

Autor	Jahr (X)	Fallzahl (N)	benigne / maligne	Metastasen CRC (%)	OP-Dauer (min)	Konversionsrate (%)	intraoperativer Blutverlust (ml)	Mortalität (%)	Ø postoperativer KH-Aufenthalt (Tage)
Rau	1998	17	gemischt	6	183	6	457	0	7,8
Huscher	1998	38	gemischt	44	189	5	380	3	10
Huscher	1997	20	gemischt	15	193	0	397	5	11
Cerqui	2000	30	gemischt	0	214	7	300	0	9,6
Lesurtel	2003	18	gemischt	6	202	11	236	0	8
Descottes	2000	16	gemischt	6	232	6	–	0	5,2
Shimada	2001	17	maligne	0	325	0	400	0	12
Gigot	2002	37	maligne	32	–	13,5	–	0	7
Farges	2002	21	benigne	0	177	0	218	0	5,1
Morino	2003	30	gemischt	17	148	0	320	0	6,4
Descottes	2003	87	benigne	0	–	10	–	0	5
Buell	2005	100	gemischt	35	135	0	–	1	3
Buell	2004	17	gemischt	6	168	0	288	6	2,9
Mala	2005	53	gemischt	79	187	6	700	0	3,5
Kaneko	2005	30	maligne	0	182	3	350	0	14,9
Tagaki	2002	19	gemischt	< 11	–	0	–	0	–
Dulucq	2005	32	gemischt	35	115	9	210	0	11

Tabelle 1: Literaturübersicht laparoskopische Leberresektionen mit einer Fallzahl von 15 oder mehr. Zwei Multicenterstudien können Daten anderer Publikationen enthalten (Gigot 2002 und Descottes 2003)

Die aktuellen Daten zeigen eine Mortalität zwischen 0 und 6% bei laparoskopischem Vorgehen und eine Morbidität von bis zu 5%. Die Blutung bleibt die häufigste intraoperative Komplikation, ähnlich der offenen Operation, ist aber minimal-invasiv erheblich schwieriger zu beherrschen und in 80% der Fälle Grund zur Konversion. Ein Literaturüberblick ist in Tabelle 1 ersichtlich.

### Indikation

Bei der laparoskopischen Resektion gelten als *conditio sine qua non* die selben onkologischen Standards analog der offenen Resektion. Diese beinhalten die „No-Touch-Technik“ und die R0-Resektion mit Erreichen eines 1 cm freien chirurgischen Randabstandes. In der Tat wurden Langzeitüberlebensraten von Patienten mit HCC oder auch kolorektalen Lebermetastasen verglichen. Obwohl das Erreichen eines 1 cm Randabstandes nicht zwingend zu höheren Raten an Langzeitüberlebenden führt, muss doch das Erreichen eines tumorfreien Resektionsrandes

als der entscheidende Faktor einer jeden, so auch laparoskopischen Resektion angesehen werden.

### Problemstellung

Ein Hauptproblem bei der Durchführung von laparoskopischen Leberresektionen liegt in der korrekten Bestimmung der Tumorlage anhand des laparoskopischen Ultraschallbildes in Relation zu den geplanten Resektionsgrenzen. Gerade beim laparoskopischen Ultraschall kann der Operateur entweder das Ultraschallbild oder das laparoskopische Bild genau betrachten. Aber er ist letztendlich gezwungen, beide Lageinformationen in Gedanken zu fusionieren, um eine dreidimensionale Vorstellung der Anatomie zu erlangen. Taktile Zusatzinformationen fehlen in der Laparoskopie hier fast vollständig.

Aus dieser Problematik ergibt sich die Notwendigkeit zur Entwicklung eines laparoskopischen Navigationssystems. Daher ist es unser Ziel, durch die Realisierung eines ultraschallnavigierten laparoskopischen Navigationssystems die minimal-invasive Chirurgie an der Leber zu unterstützen. Der sogenannte LapAssistent<sup>®</sup> entsteht in enger Kooperation mit der Klinik für Chirurgie Lübeck und dem Institut für Robotik und Kognitive Systeme im Rahmen des vom BMBF geförderten FUSION - Projekts.\*

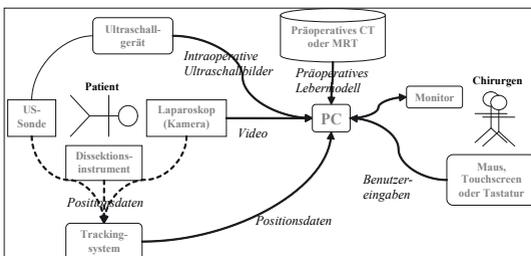


Abb. 2: Schematischer Aufbau des Systems während einer Operation

\* FUSION: "Future Environment for Gentle Liver Surgery Using Image-Guided Planning and Intra-Operative Navigation". Teil des BMBF-Förderprogramms SOMIT (Schonendes Operieren mit innovativer Technik)

Das Navigationssystem ist ein Computer (Abb. 2), der Daten aus mehreren Quellen bezieht, verknüpft und den Benutzern, also den Chirurgen, präsentiert. Vor der Operation wird ein Computertomogramm (CT) oder Magnetresonanztomogramm (MRT) des Patienten erstellt. Dieses dient zur präoperativen Diagnose. Durch Segmentierung dieser Bilddaten wird ein dreidimensionales Modell der Gefäße und Tumore gewonnen, welches dem Chirurgen ein gutes Bild von der inneren Struktur der Leber gibt. Die Planung einer geeigneten Resektionssebene durch das Organ wird dadurch ebenfalls erleichtert. Diese präoperativen Daten sind zwar von guter Qualität, jedoch entsprechen sie nicht der tatsächlichen Lage und Form der Leber während der Operation.

Die intraoperative Bildgebung besteht zum einen aus dem laparoskopischen Kamerabild, zum anderen aus dem laparoskopischen intraoperativen Ultraschall. In der Laparoskopie wird dabei eine Spezialsonde verwendet, deren Spitze beweglich ist, wobei die Anzahl der Freiheitsgrade sowie Länge und Bedienung dieser Spitze von Hersteller zu Hersteller variieren. Durch Registrierung (siehe auch Bommersheim et al. "Mathematik und Medizin", und Kleemann et al., "Die Erfassung des Raumes...") der aktuellen intraoperativen Situation mit den präoperativen Daten sollen den Chirurgen sowohl im Kamerabild als auch im Ultraschallbild die an die aktuelle Lage und Form der Leber angepassten präoperativen Daten präsentiert werden. Außerdem soll die relative Lage der übrigen Instrumente zum Ultraschallkopf und zueinander visualisiert werden. Dies erfordert eine möglichst genaue Lagebestimmung der Instrumente, der Kamera sowie der beweglichen Ultraschallsonde.

Für die Lagebestimmung wird ein kommerzielles Trackingsystem integriert. Da bewegliche Instrumententeile im Körper jedoch nicht von außen optisch erfasst werden können, soll zusätzlich zum optischen ein elektromagnetisches Trackingsystem verwendet werden. Dieses hat jedoch eine geringere Reichweite, ist empfindlich gegenüber magnetischen Metallen und elektromagnetischen Feldern. Außerdem sind die Sensoren bei den meisten Systemen über Kabel angeschlossen, die in den Patienten hineingeführt werden müssen. Eine weitere Herausforderung ist die Synchronisation aller eingehenden Daten: Der zeitliche Versatz zwischen US-Bild, Kamerabild und den beiden Trackingsystemen muss gemessen und kompensiert werden.

#### **Ablauf einer navigierten minimal-invasiven Resektion der Leber**

1. Via Minilaparotomie führt der Chirurg die optisch getrackte Kamera über einen Trokar in den Patienten

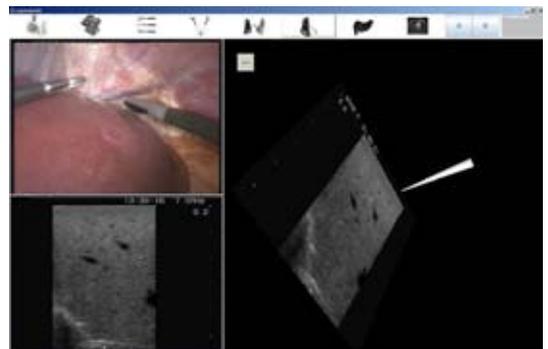
ein. Unter laparoskopischer Sicht erfolgt die weitere Trokarplatzierung.

2. Über sogenannte Gravity Displacement, d.h. Lagerung des Patienten mit entsprechender Verlagerung der Bauchorgane anhand der Schwerkraft, wird der rechte Oberbauch frei von Darm gehalten. Die Leber wird minimal invasiv mobilisiert, d.h. von ihren Aufhängebändern gelöst.
3. Die von außen optisch getrackte laparoskopische Ultraschallsonde wird eingeführt. An ihrer beweglichen Spitze ist zusätzlich ein elektromagnetischer Sensor befestigt (Abb. 3).



*Abb. 3: An die bewegliche Spitze der laparoskopischen Ultraschallsonde adaptierter elektromagnetischer Tracker.*

4. Der Operationsbereich im Patienten wird mit der fixierten Sondenspitze zur Filterung von externen Störsignalen abgefahren.
5. Die Exploration der Leber mit der Ultraschallsonde beginnt. Bei rund 20-25% der Patienten ergibt diese Untersuchung einen zusätzlichen pathologischen Befund. Währenddessen kann eine dreidimensionale Volumenaufnahme aus den einzelnen US-Bildern erzeugt werden, da die Lage jeder Aufnahme bekannt ist (Abb. 4).



*Abb. 4: Anwendungsprototyp mit Kamerabild getracktem Instrument und getracktem Ultraschallbild relativ zueinander.*

6. Während der Untersuchung werden automatisch markante Stellen im Gefäßbaum der Leber erkannt. Die Kenntnis der Lage dieser Stellen im Modell ergibt eine erste Ausrichtung des Modells zur Wirklichkeit (Abb. 5).

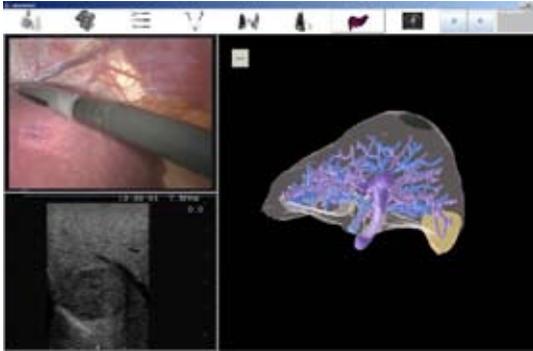


Abb. 5: Simultane laparoskopische und sonographische Visualisierung und Ausrichtung des präoperativen Lebermodells zum OP-Situs.

7. Über eine spezielle Registrierung wird es möglich sein, in Echtzeit die Verformung des präoperativen Modells zu bestimmen und es entsprechend darzustellen.

8. Das Lebermodell kann im Kamerabild und im Ultraschallbild sowie in Relation zu allen weiteren getrackten Instrumenten dargestellt werden. Dadurch ist es z.B. möglich, die geplante Resektionsebene in Echtzeit zusammen mit dem jeweiligen Resektionsinstrument darzustellen, um so den Operateur bei der Resektion zu unterstützen (Abb. 6).

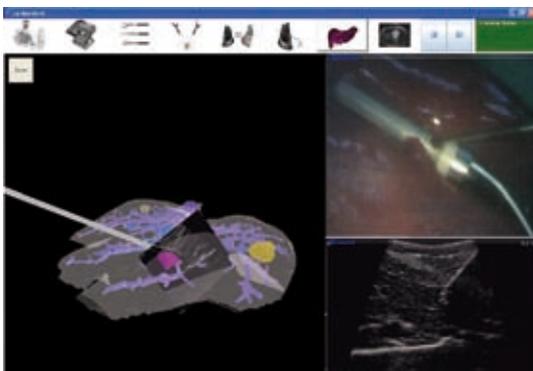


Abb. 6: LapAssistent bei der Ablation einer Schweineleber ex vivo mit getrackter Ablationsnadel (grau), Ultraschallbild und Lebergefäßmodell in einer Ansicht (links) sowie mit Laparoskopbild und Ultraschallbild (rechts), in denen deutlich die Ablationsnadel zu erkennen ist."

"Wenn auch noch Schwierigkeiten zu bewältigen sind, zeigten erste Versuch an Kadaverschweinelebern [15], sowohl ex-vivo als auch ex-vivo perfundiert, bereits vielversprechende Ergebnisse."

## Literatur

1. Dubois F, Berthelot G, Levard H. Laparoscopic cholecystectomy: historical perspective and personal experience. *Surg Laparosc Endosc* 1:52-60
2. Schwandner O; Farke S; Fischer F; Eckmann C; Schiedeck TH; Bruch HP Laparoscopic colectomy for recurrent and complicated diverticulitis: a prospective study of 396 patients. *Langenbecks Arch Surg* 2004 Apr;389(2):97-103
3. Friedman RL; Fallas MJ; Carroll BJ; Hiatt JR; Phillips EH. Laparoscopic splenectomy for ITP. The gold standard. *Surg Endosc* 1996 Oct;10(10):991-5
4. Gagner M; Pomp A; Heniford BT; Pharand D; Lacroix A. Laparoscopic adrenalectomy: lessons learned from 100 consecutive procedures. *Ann Surg* 1997 Sep;226(3):238-46; discussion 246-7
5. Gagner M; Pomp A. Laparoscopic Pancreatic Resection: Is It Worthwhile? *J Gastrointest Surg* 1997 Jan;1(1):20-26
6. Fabiani P; Katkhouda N; Iovine L; Mouiel J. Laparoscopic fenestration of biliary cysts. *Surg Laparosc Endosc* 1991 Sep;1(3):162-5
7. Gagner M, Rheault M, Dubuc J. Laparoscopic partial hepatectomy for liver tumor. 1992. *Surg Endosc Abstract* 6 :99
8. Azagra JS; Goergen M; Gilbert E; Jacobs D. Laparoscopic anatomical (hepatic) left lateral segmentectomy-technical aspects. *Surg Endosc* 1996 Jul;10(7):758-61
9. Descottes B; Lachachi F; Durand-Fontanier S; Sodji M; Pech de Laclause B; Valleix. Laparoscopic treatment of solid and cystic tumors of the liver. Study of 33 cases. *Ann Chir* 2000 Dec;125(10):941-7
10. Katkouda N, Hurwitz M, Gugenheim J. Laparoscopic management of benign solid and cystic lesions of the liver. *Ann Surg* 1999;229:460-466
11. Gagner M, Rogula T, Selzer D. Laparoscopic liver resection: benefits and controversies. *Surg Clin N Am* 2004;84:451-462
12. Descottes B, Glineur D, Lachachi F, et al. Laparoscopic liver resection of benign liver tumors. *Surg Endosc (Germany)*, Jan 2003, 17(1) p23-30
13. Burpee et al; The metabolic and immune response to laparoscopic vs open liver resection, *Surg Endosc* 2002
14. 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
15. Hildebrand P, Martens V, Schweikard A, Schlichting S, Besirevic A, Kleemann M, Roblick U, Mirow L, Bürk C, Bruch HP: Evaluation of an Online-Navigation System for Laparoscopic Interventions in a Perfused Ex Vivo Tumor-Mimic Model of the Liver. *Angenommen für HPB: Official Journal of The International Hepato Pancreato Biliary Association (im Druck)*.

## Anwendungsgebiete und erste Ergebnisse navigationsgestützter Operationen am muskulo-skeletalen System mit Navigationssystemen der 3. Generation

(Navigation und Robotik in Orthopädie und Traumatologie, Teil I)

A.P. Schulz<sup>1,2</sup>, S. Mägerlein<sup>2</sup>, S. Fuchs<sup>2</sup>, M. Faschingbauer<sup>2</sup>, M. Wenzl<sup>1</sup>, Ch. Jürgens<sup>1,2</sup>

Im Gegensatz zu der inzwischen verlassenen Methode der Roboterchirurgie operiert der Operateur bei der navigationsgesteuerten OP-Technik selber, dabei nimmt er die Hilfe eines Computersystems in Anspruch. Einzelne Operationsschritte werden auf einem Monitor angezeigt. Diese Bildinformationen werden vom erfahrenen Operateur auf Plausibilität überprüft – die letzte Entscheidung ob und wie ein Operationsschritt durchgeführt wird, trägt stets der Operateur. Der Computer ist also ein – sicherlich sehr modernes – Instrument in der Hand des Chirurgen.

Die Navigation im Bereich der Orthopädie und Traumatologie nutzt inzwischen Systeme der 3. Generation. Navigationssysteme sind seit längerem auf dem Markt erhältlich, das besondere der neuen Systemgeneration ist die Möglichkeit, völlig ohne oder mit minimalem Einsatz von Röntgen-Bildgebung zu arbeiten (Abb. 1). Auch die Exaktheit sowie Bedienerfreundlichkeit ist inzwischen auf einem sehr hohen Niveau. Die Systeme laufen bei den Standardanwendungen zuverlässig und stabil.

Diese Systeme dienen zur besseren Orientierung des Chirurgen im OP-Feld, entweder in Bereichen, in denen besonders schonendes Operieren angezeigt ist (z.B. am Becken oder der Wirbelsäule) oder in Bereichen, in denen akkurates Ausmessen von Achsen und Winkeln nötig ist (z.B. der Kniegelenk-Endoprothetik). Eine exakte virtuelle Visualisierung erfolgt entweder durch sogenanntes „Bone Morphing“<sup>1</sup>, bei dem einige Oberflächenpunkte einer Knochenoberfläche mittels Pointer bestimmt und daraus eine komplette Anatomie errechnet wird (Abb. 3). Eine andere Möglichkeit besteht in der Aufnahme von 2D oder gar 3D Röntgenbildern mittels Bildwandler und darauf folgend der virtuellen Positionierung von Werkzeugen und Drähten bzw. Schrauben auf diesen Aufnahmen (Abb. 4).

**Dr. med. Arndt P. Schulz,** M.R.C.S. (UK), Jahrgang 1967, Hamburg. Studium der Humanmedizin an der Universität Hamburg, Promotion bei Professor Günther Dahmen, Orthopädische Abteilung der Universitätsklinik Hamburg-Eppendorf. Erste ärztliche Tätigkeit bei dem Künstscher-Schüler Dr. Dietrich Hempel, II. Chirurgische Abteilung des Allgemeinen Krankenhauses Barmbek. Danach Durchlaufen einer chirurgischen Rotation in England mit begleitendem postgraduierten-Studium der Chirurgie am Royal College of Surgeons in London. Nach Ernennung zum Member of the Royal College of Surgeons Rückkehr nach Deutschland und Beendigung der Allgemeinchirurgischen Ausbildung bei Prof. Wolfgang Seitz in Recklinghausen. Nach Ernennung zum Facharzt für Chirurgie Beginn der Ausbildung in Orthopädie und Traumatologie bzw. Unfallchirurgie bei Professor Christian Jürgens an dem BG Unfallkrankenhaus in Hamburg. Von dort Wechsel im Jahr 2006 als Oberarzt in die Klinik für Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein, Campus Lübeck.



### Die regulären Anwendungsgebiete

Seit 2004 wird im Unfallkrankenhaus Boberg in Hamburg ein Navigationssystem der neuen Generation in verschiedenen Bereichen der Knochen- und Gelenkchirurgie eingesetzt. Das verwendete Gerät der Französischen Firma „Praxim“ besteht im Wesentlichen aus 3 Einheiten: einem Computer mit Monitor, einer Infrarot-Kamera sowie Spezialinstrumenten mit reflektierenden Kegeln (Sensoren). Haupteinsatzgebiete der Navigation sind derzeit die Wirbelsäulenchirurgie, die Beckenchirurgie und die Endoprothesen-Implantation am Knie.

Noch im Anfangsstadium befinden sich die navigierte Hüftprothesen-Implantation sowie die Kreuzbandchirurgie, für beide Gebiete sind inzwischen Applikationen erhältlich.

Das System der Hüftprothesen-Navigation wurde von uns getestet; zurzeit ist lediglich die Implantation der Pfannen-Komponente möglich, von einer regulären Anwendung nehmen wir noch Abstand. Das Kosten-Nutzen Verhältnis erscheint uns zurzeit noch ungünstig. Eventuell wird sich dies mit der inzwischen in der Unfallchirurgischen Klinik des Uniklinikums Lübeck etablierten Methode der minimal invasiven Prothesenimplantation ändern. Auch die Methode der Kreuzband-Platzierung wurde getestet; das System kann hier die exakte Knie-Kinematik errechnen und hieraus die ideale Kreuzband-Lage errechnen und navigieren (Abb. 5). Falls sich dies auch in der Praxis umsetzen lässt so wäre ein wirklicher Benefit für die Patienten zu erwarten. Noch in der Entwicklung steckt die navigierte Implantation von Schulter-Endoprothesen.



Abb. 1: Navigationssystem der neuesten Generation (hier Surgetics, Praxim, Frankreich), die Infrarot Send-Empfangseinheit, der Rechner sowie Bildschirm in einer Einheit. Im Hintergrund der Bildschirm des Siemens Iso C-3D Durchleuchtungsgerätes.

An der Wirbelsäule hat sich die Computernavigation als zuverlässiger Helfer zur Verbesserung von Präzision und Sicherheit bewährt. Insbesondere an der Brustwirbelsäule mit den engen anatomischen Verhältnissen in der Nähe zum empfindlichen Rückenmark ist die Navigation zwischenzeitlich ein wichtiges Instrument

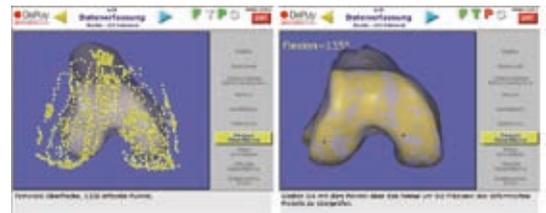


Abb. 3: Mit einem Pointer wird über die erreichbare Knochenoberfläche gefahren; mittels spezieller Software errechnet das Navigationssystem die gesamte Knochenstruktur.



Abb. 2: Bei der 2D oder 3D gestützten Navigation erfolgt die Bildaquisition per Durchleuchtung, das Röntgen-Gerät selbst ist auch mit Infrarot Reflektoren besetzt, vor der Bildaufnahme-Einheit ein Raster.

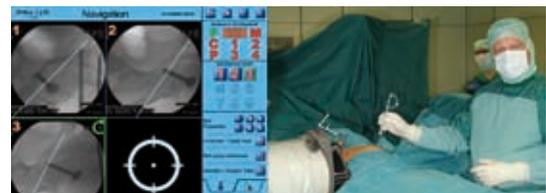


Abb. 4: Mit Reflektoren bestückte Werkzeuge ermöglichen eine Einbringung z.B. von Schrauben am Becken über einen minimal invasiven Zugang. In Real-Time wird die Richtung der Schrauben auf dem Bildschirm in verschiedenen Ebenen angezeigt. Hier erfolgt nach Reposition die Einbringung einer Kriechschraube bei Acetabulumfraktur über einen 2cm Zugang. In konventioneller Technik wäre ein Schnitt von mindestens 25cm nötig.

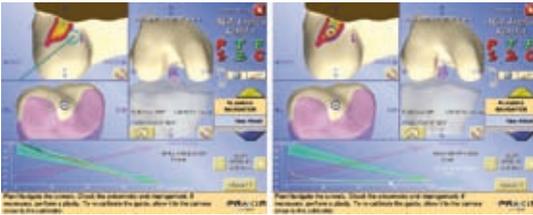


Abb. 5: Nach Bestimmung der Anatomie und Achsverhältnisse erfolgt die Bestimmung des idealen Tunnelverlaufes für das Kreuzbandtransplantat. Links abgebildet befindet sich das Werkzeug außerhalb der angestrebten Insertionsstelle, die Anisometriekurve befände sich oberhalb des Idealbereiches, rechts hingegen akzeptabler Kreuzbandverlauf mit guter Anisometriekurve.

geworden. An der Brustwirbelsäule werden wie an der Lendenwirbelsäule zur Stabilisierung von hinten Schrauben durch die Pedikel in die Wirbelkörper eingeführt. An der Lendenwirbelsäule können die 5 mm messenden Schrauben noch verhältnismäßig unkompliziert in die ca. 7 mm messenden Pedikel eingebracht werden. An der mittleren Brustwirbelsäule haben die Pedikel aber oft nur einen Durchmesser von 4 bis 5 mm und auch die Eintrittstellen sind weitaus schwerer aufzufinden. Hier unterstützt die Computernavigation den Operateur mit einer Präzision von mindestens 1 mm erheblich (Abb. 6). Ein bisher ungelöstes Problem ist hier noch die Fixierung der Reflektoren an den Dornfortsätzen der Wirbelkörper. Bei versehentlicher Dislokation während der Operation selbst im Sub-Millimeterbereich resultiert eine Ungenauigkeit, die eine weitere Navigation unmöglich macht.

Das häufigste Einsatzgebiet des Navigationsgerätes ist in der Unfallchirurgischen Abteilung in Hamburg Boberg zurzeit jedoch die Knie-Endoprothetik. Der Vorteil für den Operateur ist, dass er ständig die Rückmeldung bekommt, ob er das Werkzeug auch tatsächlich in die richtige Positionierung bewegt (Abb. 7).

Der langfristige Erfolg einer Knieprothese, das heißt ob eine Knieprothese ohne Lockerung und Verschleiß der Materialien für viele Jahre fest einliegt, hängt mitentscheidend von der korrekten Positionierung der einzelnen Knieprothesenteile ab. Korrekte Positionierung bedeutet, dass einerseits eine Fehlplatzierung (Drehfehler, Verkippung) der Prothese in Bezug auf die Beinachse vermieden werden muss (Abb. 8).

Zusätzlich ist auch die korrekte Spannung der Bänder erforderlich, vor allem bei bestehenden Fehlstellungen (v.a. O-Bein oder X-Bein). Bei der von uns verwendeten Prothese (DePuy, LCS, rotierende Plattform) bietet sich die Möglichkeit die Spannung der Bänder zu bestimmen

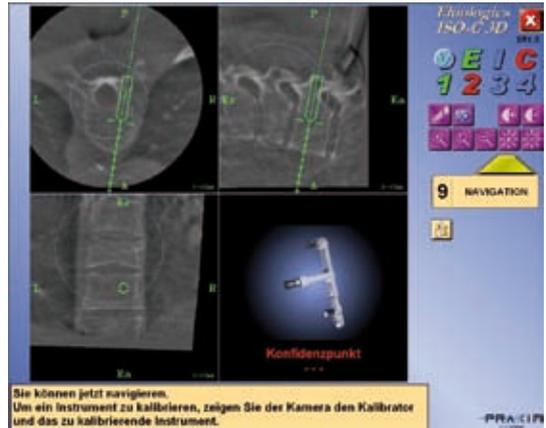


Abb. 6: Bei der navigierten und Iso-C 3D gestützten Einbringung von Pedikelschrauben an der Wirbelsäule können Fehlplatzierungen vermieden werden, gleichzeitig wird die Strahlenbelastung deutlich gesenkt.



Abb. 7: Auf den Werkzeugen montierte Infrarot-Reflektoren ermöglichen via Feedback über den Monitor die exakte Steuerung der Instrumente. Die von Hand angebrachten Sägelehren im Bereich der Knie-Endoprothetik entfallen hiermit.

und den Prothesensitz ggf. zu korrigieren um ein perfektes Spannungsverhältnis zu erzielen.

Mit Hilfe der Navigation sollen Fehler beim Einsetzen von Prothesen verhindert oder zumindest minimiert werden. Vorteile dieser Methode sind ein besserer Prothesensitz, eine optimierte Bandspannung, ein erweiterter Bewegungsumfang und eine längere Prothesenstandzeit (3-8).

Wie bei jeder neuen Technik zeichnen sich Navigation und minimal-invasive Technik durch eine anfängliche Lernkurve aus. Unter anderem kommt es dadurch anfänglich zu längeren OP-Zeiten und damit verbunden zu einer längeren Dauer der Blutsperrung und natürlich auch höheren Kosten. Um diese Methode zu evaluieren erfolgt zurzeit im BG Unfallkrankenhaus Hamburg eine Studie (9), hier ein Überblick über die Methodik und kurzfristige Ergebnisse:



Abb. 8: In virtueller Realität wird bereits vor Implantation einer Prothese angezeigt wie diese „sitzen“ würde, Korrekturen an Prothesengröße und Achsausrichtung sind so stets möglich.

In einer prospektiv angelegten Studie untersuchten wir die Ergebnisse der navigierten Endoprothetik des Knies bei Patienten mit posttraumatischer Deformität und Arthrose. Im Bereich der posttraumatischen Arthrose kommt es häufig zu komplexen Deformierungen, Achsfehlstellungen und schwierigen Weichteilverhältnissen (Abb. 9), bedingt hierdurch ist die Versorgung mit einer



Abb. 9: Bei diesem Patienten lag eine extreme posttraumatische Achsfehlstellung nach Oberschenkelbruch vor. Vor navigationsgestützter Prothesenimplantation wurde in mehreren Kliniken eine Versteifung des Kniegelenkes angetan.

Endoprothese ein komplexer Eingriff mit Ergebnissen die im Vergleich zu anderen Indikationsgruppen inferior sind (10-12).

Zweck der Studie ist eine Evaluation der Methode inklusive der Anwendbarkeit bei posttraumatischer Deformität, learning curve und technischer Probleme. Studienaufbau war prospektiv, der „follow up“ Zeitraum im Durchschnitt 7,7 Monate (4-11 Monate).

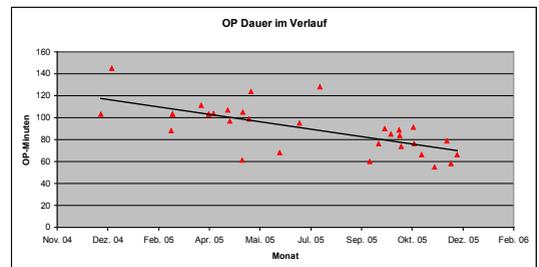
### Patienten und Methodik

Im Zeitraum von Dezember 2004 bis Dezember 2005 wurden bei 36 Patienten mit posttraumatischer Kniegelenkarthrose eine Knieendoprothese navigiert unterstützt eingebracht. 19 Patienten waren männlich (52,8%). Das Durchschnittsalter betrug 62 Jahre (32-77 Jahre). Führende Verletzung war eine Tibiakopffraktur bei insgesamt 17 Patienten (47,2%) gefolgt von der distalen Femurfraktur bei 6 Patienten (16,7%). Durchschnittlich 2,9 Operationen gingen der Prothesenimplantation voraus (1-9).

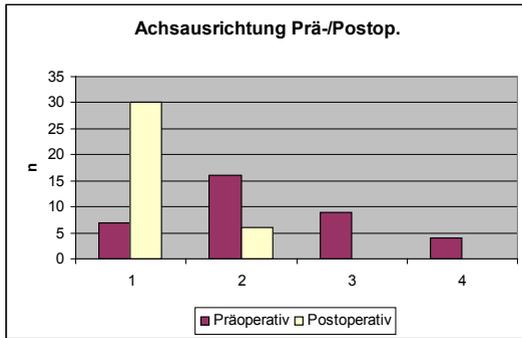
Genutzt wurde das Navigationssystem von PRAXIM (La Tronche/Frankreich) mit der Kneelogics Software. Es nutzt Infrarot-Tracking und „bone-morphing“ Technik. Das genutzte Implantat war in allen Fällen ein LCS Knie mit rotierender Plattform (DePuy/USA). Die Implantation erfolgte in 18 Fällen voll zementiert, in 12 Fällen in so genannter Hybrid-Technik mit zementfreier Femurkomponente und in 6 Fällen auf Grund des Alters der Patienten vollständig zementfrei. Follow up beinhaltete eine klinische Untersuchung, Röntgenaufnahmen und das Scoring System der Knee Society (13).

### Ergebnisse

Die Durchschnittliche OP-Dauer betrug 90,5 Minuten (55-145 min.). Es zeigte sich hierbei eine eindeutige Lernkurve der Prozedur (Tab. 1).



Tab. 1: Darstellung der Lernkurve; nach 18 Operationen lag die OP Dauer konstant unter 100 Minuten.



Tab. 2: Durch das System gemessene Achsausrichtung in der coronalen Achse vor und nach Abschluss der Operation: 1=0°-4°, 2=5°-10°, 3=11°-15°, 4=>15° Abweichung.

Präoperativ bestand ein durchschnittliches Extensionsdefizit von 7.1° (0-30°), dieses besserte sich auf 1.67° (0°-10°) zum Nachuntersuchungsdatum, eine Flexionskontraktur verbesserte sich nur gering von durchschnittlich 95° auf 101°. Der kombinierte Knee Society Score (max. 200 Punkte) stieg von präoperativ 77 Punkte auf 149 Punkte beim follow up.

In drei Fällen wurde die Operation in herkömmlicher manueller Methode beendet. Gründe waren das Misstrauen eines Operateurs bezüglich der von dem System geplanten Schnittebene am Tibiakopf (in der Anfangsphase), ein im OP-Sieb fehlender femoraler Schnittblock und im dritten Fall eine abgebrochene Schraube für die Tracker-Fixierung. Zu einem Versagen des Navigationssystems kam es nie, sowohl Hard- als auch Software arbeiteten konstant.

## Fazit

In der derzeit laufenden Studie zeigen erste Ergebnisse, daß im Vergleich mit der herkömmlichen Technik eine deutlich höhere Exaktheit der biomechanischen Beinachse und der Implantatposition vorliegt, während grobe Achsfehlstellungen vermieden werden können. Bei derzeit 36 durchgeführten und nachuntersuchten Implantationen konnte eine Annäherung an die Idealachse von derzeit 2,4° erreicht werden, während dieser Wert in konventionell durchgeführten Studien bei ca. 6-8° lag (14-17).

Insgesamt lässt sich für das Gebiet der Unfallchirurgie und Orthopädie feststellen, dass ein breites Anwendungsspektrum für die Nutzung der Navigation besteht. Die heutigen Systeme sind, vor allem was Anwenderfreundlichkeit und Stabilität angeht, sinnvoll in der Praxis nutzbar. OP Zeiten verlängern sich nur geringfügig, bei einigen Eingriffen mit konventionell häufigen

Durchleuchtungsvorgängen verkürzen sie sich gar. Die Navigation ist damit als etabliertes Verfahren im Bereich Unfallchirurgie/Orthopädie anzusehen.

## Literatur

1. Stindel E, Briard JL, Merloz P, Plaweski S, Dubrana F, Lefevre C, Troccaz J. Bone morphing: 3D morphological data for total knee arthroplasty. *Comput Aided Surg* 2002;7-3:156-168.
2. Bathis H, Perlick L, Tingart M, Perlick C, Luring C, Grifka J. Intraoperative cutting errors in total knee arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 2005;125:16-20.
3. Bathis H, Perlick L, Tingart M, Luring C, Zurakowski D, Grifka J. Alignment in total knee arthroplasty. A comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86:682-687.
4. Bellemans J, D'Hooghe P, Vandenuecker H, Van Damme G, Victor J. Soft Tissue Balance in Total Knee Arthroplasty: Does Stress Relaxation Occur Perioperatively? *Clin Orthop Relat Res* 2006.
5. Bolognesi M, Hofmann A. Computer navigation versus standard instrumentation for TKA: a single-surgeon experience. *Clin Orthop Relat Res* 2005;440:162-169.
6. Chang CW, Yang CY. Kinematic navigation in total knee replacement--experience from the first 50 cases. *J Formos Med Assoc* 2006;105:468-474.
7. Chin PL, Yang KY, Yeo SJ, Lo NN. Randomized control trial comparing radiographic total knee arthroplasty implant placement using computer navigation versus conventional technique. *J Arthroplasty* 2005;20:618-626.
8. Haaker RG, Stockheim M, Kamp M, Proff G, Breitenfelder J, Ottersbach A. Computer-assisted navigation increases precision of component placement in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2005;433:152-159.
9. Schulz AP, Fuchs S, Seide K, Faschingbauer M. Navigated knee arthroplasty for posttraumatic arthrosis - early results. *Europ J Trauma* 2006;32-Supplement 1:137.
10. Schulz AP, U.J.Gerlach, H.G.K.Schmidt. Septic arthritis after tibial head fracture - can knee functionality be salvaged? *Injury* 2005;36-Extra:467.
11. Weiss NG, Parvizi J, Trousdale RT, Bryce RD, Lewallen DG. Total knee arthroplasty in patients with a prior fracture of the tibial plateau. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85-A:218-221.
12. Wu LD, Xiong Y, Yan SG, Yang QS. Total knee replacement for posttraumatic degenerative arthritis of the knee. *Chin J Traumatol* 2005;8-4:195-199.
13. Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop Relat Res* 1989;248:13-14.
14. Anderson KC, Buehler KC, Markel DC. Computer assisted navigation in total knee arthroplasty: comparison with conventional methods. *J Arthroplasty* 2005;20 Suppl 3:132-138.
15. Jenny JY, Boeri C. Computer-assisted implantation of total knee prostheses: a case-control comparative study with classical instrumentation. *Comput Aided Surg* 2001;6:217-220.
16. Weinrauch P, Myers N, Wilkinson M, Dodsworth J, Fitzpatrick P, Whitehouse S. Comparison of early postoperative rehabilitation outcome following total knee arthroplasty using different surgical approaches and instrumentation. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 2006;14:47-52.
17. Zorman D, Etuin P, Jennart H, Scipioni D, Devos S. Computer-assisted total knee arthroplasty: comparative results in a preliminary series of 72 cases. *Acta Orthop Belg* 2005;71:696-702.

## Roboter in der Endoprothetik - Leben Totgesagte länger? Robotergestützte minimalinvasive Endoprothetik - Das RomEo Projekt

(Navigation und Robotik in Orthopädie und Traumatologie, Teil II)

A.P.Schulz<sup>1,2</sup>, J.Meiners<sup>2</sup>, F.Mantwill<sup>3</sup>, A.Fay<sup>4</sup>, A.Paech<sup>1</sup>, M.Kemmal<sup>5</sup>, Ch.Jürgens<sup>1,2</sup>

### Einleitung

Die ersten Versuche, die Implantatlager von Endoprothesen mittels Robotern herzustellen, fanden bereits in den achtziger Jahren statt; das erste kommerziell erhältliche System wurde 1992 vorgestellt. Nach einem kurzen Hoch gegen Ende der neunziger Jahre verschwanden die kommerziell erhältlichen Systeme aus mehreren Gründen und unter öffentlichkeitswirksamer Darstellung in der Laienpresse vollständig vom europäischen Markt. Obgleich roboterunterstützte Methoden viele theoretische Vorteile gegenüber einer manuellen Implantation bieten, wurde seither kein neues System zur Unterstützung der Hüftendoprothesen-Implantation bis zur Marktreife entwickelt. Wir geben hier einen Überblick über die bisher im Bereich der orthopädisch-traumatologischen Hüft-Chirurgie verwendeten Robotersysteme und stellen das Projekt „RomEo: Robotergestützte minimal-invasive Endoprothetik“ vor. In diesem Projekt, einer Kooperation der Klinik für Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Lübeck, dem BG-Unfallkrankenhaus Hamburg, der Helmut-Schmidt Universität (Universität der Bundeswehr Hamburg) sowie dem Universitätsklinikum Hamburg (Institut für Gerichtsmedizin), wird an einem neuartigen Operationsassistenzsystem für die minimal-invasive Hüftendoprothetik gearbeitet.

### Endoprothetik– Robotersysteme der Vergangenheit

Bisherige robotergestützte Operationsassistenzsysteme zielten darauf ab, eine präzise Passung und Ausrichtung der Hüftprothese im Oberschenkelknochen zu erzeugen[1]. Diese Operationsassistenzsysteme sind aufgrund von Komplikationen wieder aus den europäischen Kliniken verschwunden. Bisher kamen im Operationsaal der Krankenhäuser hauptsächlich zwei Operationsas-



Abb. 1: Das Robodoc®-System bei einer Operation

sistenzsysteme in der Hüftendoprothetik zum Einsatz: Robodoc (Abb. 1) und Caspar [1-4].

Das Robodoc Operationsassistenzsystem wurde in den USA entwickelt und seit 1992 kommerziell vertrieben. Es bestand aus der präoperativen Planungsstation Orthodoc und dem fünfachsigem Roboter Robodoc als chirurgischem Werkzeug. Das Frässystem bestand aus einem medizinischen Standardhochgeschwindigkeitsfräser, der über Druckluft angetrieben wurde. Eine Verbindung des Roboters mit einem Navigationsgerät war für dieses System nicht erhältlich, deshalb musste die relative Ausrichtung von Roboter und Patientenextremität während der Dauer der Operation konstant bleiben. Wurde die Ausrichtung, z.B. durch eine Bewegung des Beines, nur geringfügig verändert, wurde dies durch einen mechanischen Taststift bemerkt. Daraufhin musste

eine zeitintensive erneute Registrierung von Roboter- und Patientenposition erfolgen.

Um eine Verbindung zwischen präoperativen Planungsdaten auf Basis von CT-Aufnahmen und realer Situation im Operationssaal, die sog. Registrierung, herstellen zu können, mussten bei der ersten Version des Robodoc Operationsassistenzsystems dem Patienten vor der Computertomographie Metallstifte (Pins) fest im Oberschenkelknochen verankert werden. Diese wurden vom Roboter langsam mit einer Messspitze angetastet, um die Position des Femurs zu ermitteln und eine Beziehung mit den Bilddaten der Planung herzustellen. Erst spätere Entwicklungen ermöglichten einen Verzicht auf diese Pins und den damit verbundenen zweiten operativen Eingriff [4]. Dies konnte durch Änderungen in der Registrierungsmethode erreicht werden, indem Oberflächen des Femurs durch einen Messarm (sog. „Digitizer“) abgetastet wurden.

Das Planungssystem Orthodoc stellte die präoperativen CT-Daten des Femurs des Patienten dreidimensional dar. Bei der präoperativen Planung (Abb. 2) konnte aus der in der Software integrierten Bibliothek ein Implantat in gewünschter Form und Größe ausgewählt werden. Danach plante der Chirurg mittels der Software die Implantatposition an einer geeigneten Stelle.

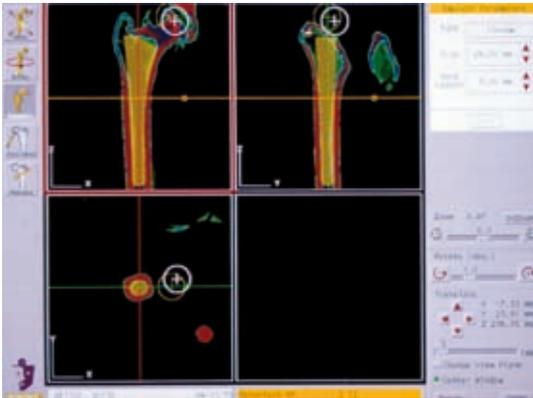


Abb. 2: Planung der Fräsbahnen am PC für die Prothesenkavität

Ein verwandtes Produkt zum Robodoc war das in Deutschland entwickelte Operationsassistenzsystem Caspar. Die Markteinführung erfolgte 1998. Auch dieses System bestand aus einem Operationsroboter und einer dazugehörigen präoperativen Planungsstation.

#### **Operationsablauf mit einem klassischen Operationsassistenzsystem[1]**

Nach der Vorbereitung und Lagerung des Patienten auf dem Operationstisch startete der Chirurg wie bei der klassischen manuellen Operationsmethode mit der Freilegung des Femurs. Nach der Resektion des Hüftgelenkkopfes wurde die Hüftpfanne manuell für die Aufnahme der Pfannenprothese vorbereitet. Um das Prothesenlager im Femur mittels Roboter fräsen zu können, wurde der Oberschenkelknochen in einem speziellen Femurhalter mechanisch gesichert und fixiert. Daraufhin erfolgte die Registrierung der Pins durch den Roboter. So konnte die Position der Pins in das System eingelesen und die Lage des Femurs im Raum bestimmt werden. Der Fräser wurde installiert und der Roboter begann mit dem Fräsprozess (Abb. 3). Nach erfolgreicher Installation und Funktionsüberprüfung der Prothesen erfolgte der Wundverschluss durch den Chirurgen.



Abb. 3: Robodoc® Werkzeugvorrichtung beim Fräsprozess

Probleme hierbei waren zum einen der große operative Zugang, die Weichteilschädigung während des Fräsens sowie die postoperativen Schmerzen und die zusätzliche Narkose bedingt durch die Pin-Implantation [5],[6]. Beide Systeme erforderten das manuelle Erstellen des Implantatlagers für die Pfannenkomponente, Die für den Erfolg der Operation wichtige präzise Ausrichtung der Pfanne konnte damit weder mit einer vorher planbaren Orientierung noch mit der Präzision des Roboters erfolgen. Wie bei einer manuellen Operation hing sie meist allein von der Erfahrung des Chirurgen ab.

Nach mehr als 12.000 durchgeführten Operationen entstand Kritik an den Robotersystemen in der medizinischen Welt. Patienten klagten wegen erlittener Schmerzen und Gangstörungen. Die Laienpresse berichtete ausführlich und mit zum Teil massiver Kritik. Die Eignung dieser Systeme, ein hochpräzises und in Form und Lage exaktes Prothesenbett zu erzeugen, ist jedoch unbestritten [7].

## Minimal invasive Endoprothetik – neueste Entwicklungen

In den letzten Jahren gibt es einen immer stärkeren Trend in Richtung der minimal-invasiven Implantation von Knie- und Hüftprothesen. Bedingt hierdurch bestand die Notwendigkeit zur Entwicklung neuartiger chirurgischer Instrumente, da mit den bisherigen das Operationsgebiet nicht mehr erreicht werden konnte (Abb. 4). Es konnte bisher nachgewiesen werden, dass eine Miniaturisierung des Zugangsweges bessere Ergebnisse bezüglich des intraoperativen Blutverlustes sowie der Frührehabilitation ergibt, Langzeitergebnisse stehen aber noch aus [8-12]. In Kooperation der Unfallchirurgischen Kliniken des Campus Kiel sowie des Campus Lübeck startet in Kürze eine randomisierte Studie zur weiteren Klärung.



Abb. 4: MIS-Instrumente zur Implantation (Abbildungen zur Verfügung gestellt durch Biomet-Germany, R+D).

Die zurzeit nicht mehr verwendeten Systeme im Bereich der Hüft-Endoprothetik verlangten nach einem Zugang, der so groß war wie der normale manuelle. Gerade hier liegt eine Herausforderung an miniaturisierte Roboter-Systeme. Gelingt es, ein Werkzeug zu entwickeln, welches „um die Ecke“ fräsen kann, so steht einer weiteren Verkleinerung des operativen Zuganges nichts im Wege.

Zurzeit versuchen verschiedene Arbeitsgruppen eine Kombination von Navigationssystemen mit den minimal invasiven Implantationstechniken [13]. Hierbei wird angestrebt, die eingeschränkte Sicht bei kleinen Zugängen durch ein Navigationssystem zu kompensieren. Die Koppelung von Navigationssystem und Roboterwerkzeug würde zum einen die Nachführung des Roboters, zum anderen die Nutzung von bereits vorhandenen Registrierungsalgorithmen und Planungsmodulen ermöglichen.

### Robotergestützte minimalinvasive Endoprothetik (RomEo) – derzeitiger Stand

Das Ziel des RomEo Projektes ist die Kombination der neuesten technischen und medizinischen Entwicklungen im Bereich der Hüft-Endoprothetik mit einem miniaturisierten robotergestützten Fräswerkzeug mit höchster Genauigkeit.

Die Problematik der Robodoc® und Caspar®-Systeme wurden innerhalb der Projektgruppe intensiv untersucht. Von Anfang an war der Fokus auf die Identifikation, die Lösung oder die Umgehung der Probleme dieser Systeme gerichtet [14]. Die Erfahrung des BG Unfallkrankenhauses mit mehr als 150 Robodoc®-Implantationen zeigten das Orthodoc®/Robodoc®-System als hochpräzise, dies bestätigte sich auch bei der Nachuntersuchung im Rahmen einer Doktorarbeit an der Uni Lübeck, welche noch in diesem Jahr veröffentlicht werden wird.

Eines der Grundprobleme der Konzeption des Robodoc bestand in der ursprünglichen Systemauslegung für die Operation an Hunden, das System wurde dann lediglich für den humanen Gebrauch adaptiert [2]. Bei dem ROMEO Projekt erfolgten ab dem ersten Tag Studien mit Computersimulationen unter Verwendung des Voxel-Man© [14]. CAD-Daten von Prothesen wurden von Herstellern zur Verfügung gestellt. Im Projekt RomEo wird eine enge interdisziplinäre Zusammenarbeit zwischen Ingenieuren und Medizinern verfolgt. Der Projektablauf gliedert sich in verschiedene Phasen. Zu Beginn stand die Ermittlung von Anforderungen und Vorgaben zur Senkung der Invasivität des Eingriffs am Patienten sowie technologischer Parameter, beispielsweise zur Knochenbearbeitung [16]. Die so gewonnenen Sachverhalte fließen in den Entwicklungsprozess des Operationsassistenzsystems ein. Die derzeitigen Entwicklungsarbeiten liegen schwerpunktmäßig im Bereich der Werkzeugvorrichtungen und Patientenfixierungen, sowie in der Ausarbeitung eines geeigneten Steuerungskonzeptes. Geplant sind die Implementierung eines Navigationssystems und die Verwendung von Sensoren, um wichtige Prozessparameter erfassen zu können. Die Integration einer optischen Navigation wurde zunächst zurückgestellt. Wir sind hier auf der Suche nach einem Projektpartner im Bereich Navigation und Planungssoftware.

Um sich die Präzision des Roboters zunutze zu machen und dennoch einen minimal-invasiven Eingriff am Patienten vornehmen zu können, werden im Projekt Romeo spezielle Vorrichtungen entwickelt, die an den Zugang zum Hüftgelenk angepasst sind. Dies bedeutet einen Verzicht auf starre und unhandliche Räumwerkzeuge, die bei einem minimal-invasiven Zugang nicht oder nur erschwert einzubringen sind. Stattdessen wird die bereits erfolgreich eingesetzte Fräsbearbeitung in Form einer neu entwickelten Werkzeugvorrichtung um die Fähigkeit erweitert, minimal-invasiv arbeiten zu können. Die bei der Bearbeitung auftretenden Kräfte müssen dabei von einem geeigneten Haltesystem aufgenommen werden.

Aus diesem Grunde wurden im Rahmen des Projektes Prozessgrößen für die Zerspanbarkeit von Knochen ermittelt [16]. Als Versuchsmaterial wurden unter anderem Rinderknochen verwendet, da diese von ihren mechanischen Eigenschaften den menschlichen ähnlich sind. Die Untersuchung fokussierte auf das mechanische Verhalten während des Fräsvorganges mit verschiedenen Fräsworkzeugen und Durchmessern. Genutzt wurde eine CNC- Fräsmaschine; während der Versuchsreihen wurden die Temperaturen im Knochen kontinuierlich gemessen. Die ermittelten Parameter werden bei der derzeitigen Entwicklung der Fräsvorrichtungen genutzt. Zurzeit erfolgt der Bau und die Erprobung erster Prototypen im Bereich der Vorrichtung sowie die Implementierung des Steuerungskonzeptes.

Die Steuerung des Operationsassistenzsystems soll zunächst auf Basis einer handelsüblichen Industrierobotersteuerung erfolgen. Um eine Anpassungsmöglichkeit der Steuerung an unterschiedliche Vorrichtungen gewährleisten zu können, ist geplant, an deren Schnittstelle eine weitere Steuerung einzubinden. Charakteristisch ist hierbei, dass die Bahnplanung für Roboter und Vorrichtung offline erfolgt und somit die Möglichkeit einer einfachen Anpassung an unterschiedliche Roboter- und Vorrichtungskombinationen gegeben ist.

Zu Projektbeginn war der dreidimensionale Raum, welcher dem Operateur (oder Roboter) während eines Eingriffes exakt zur Verfügung steht, nicht bekannt, da er wissenschaftlich bisher noch nicht beschrieben wurde.

Im Rahmen einer Machbarkeitsstudie wurde ermittelt, dass die zu verwendende Fräsvorrichtung entweder ein oder zwei zusätzliche Freiheitsgrade zu denen des Roboters hinzufügen oder um eine Krümmung arbeiten können muss, um erfolgreich in dem während des minimalinvasiven Eingriffes zur Verfügung stehenden Raum eingesetzt werden zu können [17]. Der Winkel der Krümmung wurde abhängig von Geschlecht und BMI des Patienten zu 35-70° bestimmt.

Um den Anforderungen der modernen minimalinvasiven Hüftchirurgie gerecht zu werden, wurde der Arbeitsraum – also die Zugänglichkeit zum Hüftgelenk – im Leichenversuch ermittelt und in dreidimensionalen Volumenmodellen dargestellt (Abb. 5) [18]. Mit Hilfe dieser Geometriedaten lassen sich Computersimulationen am virtuellen menschlichen Modell durchführen.

Um den Anforderungen der modernen minimalinvasiven Hüftchirurgie gerecht zu werden, wurde der ermittelte Arbeitsraum – also die Zugänglichkeit zum Hüftgelenk – in dreidimensionalen Volumenmodellen



Abb. 5: Nach Arbeitsraum-Bestimmung eines minimalinvasiven Zuganges (links) wurden Ausgusspräparate sowohl für die Acetabulum- als auch Femurpräparation (rechts) geschaffen.

dargestellt (Abbildung 6a). Dies erfolgte durch 3D Scannung der gewonnenen Ausgusspräparate. Mit Hilfe dieser Geometriedaten lassen sich Computersimulationen am virtuellen menschlichen Modell durchführen. Bereits jetzt lässt sich ein kompletter Implantationsvorgang inklusive Fräsbahngenerierung für verschiedene Prothesenmodelle durchführen (Abb. 6b)

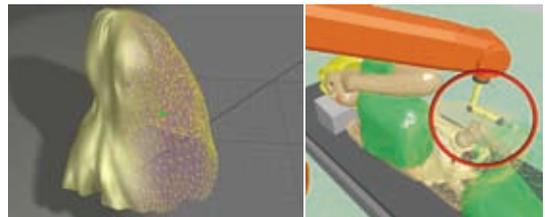


Abb. 6a+b: Nach 3D-Scan ermittelter Arbeitsraum des Roboterwerkzeuges wird in Modell der menschlichen Anatomie integriert. Die Fräsbahngenerierung erfolgt nach den CAD Daten, welche durch Prothesenhersteller zur Verfügung gestellt wurden.

Da in der Literatur die Bewegungen des menschlichen Knochens bei einem Fräsvorgang noch nicht beschrieben sind, erfolgte die Bestimmung an Modellen sowie an Leichenpräparaten. Verschiedene Fixationsmodelle wurden überprüft auf Auslenkung bei definierter Kräfteinleitung (Abb. 7). Die Kräfteinleitung entsprach dabei



Abb. 7: Versuchsaufbau am Model mit kommerziell erhältlichlicher Fixationsvorrichtung (links) sowie am Leichenmodell.

den in der Literatur beschriebenen Maximalwerten für das Fräsen an menschlichen Knochen [19-21].

Auf Grund der erhobenen Daten war ersichtlich, dass bei entsprechender Nachführung (z.B. durch Navigation) während des Fräsvorganges durch den Roboter und der speziell entwickelten Fräsvorrichtung eine starre Fixierung des Patienten wie bei der industriellen Bearbeitung eines Werkstückes nicht benötigt wird [21]. Dies vermeidet zusätzliche Invasivität wie sie teilweise in der Vergangenheit für den Einsatz von Fräsrobotersystemen notwendig gewesen ist. Der Patient wird stattdessen durch äußerlich angebrachte Fixierungen gehalten, so dass sich die Knochen beim Fräsvorgang im Bereich weniger Millimeter bewegen können. Diese Bewegung muss durch Sensoren aufgenommen, die Sensorsignale ausgewertet und geeignete Steuerbefehle an den Roboter während des Bearbeitungsvorganges weitergeleitet werden. So sollen moderate Positionsänderungen des Patienten unmittelbar zu einer entsprechenden Veränderung der Roboterposition führen, um die Patientenbewegung auszugleichen. Sehr schnelle Positionsänderungen, die die Dynamik des Roboters überschreiten, sollen zu einem sicheren Stop des Fräsbetriebes führen.

Als Positionssensor ist während der Entwicklung des Robotersystems ein 6-achsiger Messarm vorgesehen, für einen späteren Prototypen ein entsprechend leistungsfähiges medizinisches Navigationssystem auf Kamerabasis. Bei dem Messarm handelt es sich um einen Microscribe G2X (Abb. 8), der über einen USB-Anschluss mit einem leistungsfähigen PC verbunden ist. Mit einer Abtastrate von 1kHz kann die Position der Spitze vom PC ausgelesen werden. Diese Rate ist um ein Vielfaches höher als die derzeit verfügbare Abtastrate von optischen Systemen und ermöglicht dadurch ein verzögerungsfreies Nachführen des Roboters.



Abb. 8: Ein während der Entwicklungsphase genutzter Positionssensor (Messarm Microscribe G2X) ermöglicht eine Nachführung des Roboterwerkzeuges.

Das Gerät wird üblicherweise als Digitalisierer von Freiformflächen verwendet, die Messunsicherheit liegt bei 0,23 mm. Zur Verwendung von Roboter und Mess-

arm müssen sich beide Geräte in einer bekannten Ausrichtung zueinander befinden. Diese Ausrichtung wird einmalig bei der Registrierung vermessen, während der Operation sollte sie sich nicht mehr ändern. Dies wird durch eine ortsfeste Positionierung der ansonsten frei beweglichen Geräte sichergestellt.

## Romeo - Ausblick

Als nächster Schritt erfolgt die Fertigstellung der Fräsvorrichtung zur Knochenbearbeitung. Diese Labormuster sind für die Durchführung von Versuchen zur Bestimmung von optimaler Vorschubgeschwindigkeit und Drehzahl bestimmt [22].

Zur Nachführung von Patientenbewegungen durch den Roboter wird zurzeit wie oben beschrieben, ein Messarm genutzt. Letztlich ist hier die Verwendung eines medizinischen optischen Navigationssystems vorgesehen. Wir laden ausdrücklich interessierte Forschungsgruppen ein, sich an diesem Projekt zu beteiligen. Auch interessierte Diplomanden und Doktoranden aus dem medizinischen oder technischen Bereich werden gerne eingebunden.

## Literatur

1. Integrated Surgical Systems: Product description. Sacramento, California 95834, USA
2. Paul HA, Bargar WL, Mittlestad B, Musits B, Taylor RH, Kazanides P, Zuhars Williamson B, Hanson W: Development of a surgical robot for cementless total hip arthroplasty; Clin Orthop (1992) 285: 57-66
3. Cowley G: Introducing "Robodoc®". A robot finds his calling – in the operating room. Newsweek (1992) 120 (21): 86
4. Herold, Lambert; Decker, Sieghard: Fortschritte beim roboterassistierten Hüftgelenkersatz. Springer Verlag, 2001, Nr.4, S.498
5. Burgkart R, Mittelmeier W, Steinhauser E, Gradinger R: Robotereinsatz in der Hüftendoprothetik – Präzision mit dem falschen Konzept? MMW (2001) 143 (15): 36-
6. Medical Agency of German Health Insurers: [http://www.mds-ev.org/download/G\\_Robodoc.pdf](http://www.mds-ev.org/download/G_Robodoc.pdf) (accessed 11.11.2004)
7. Bach CM, Winter P, Nogler M, Göbel G, Wimmer C, Ogon M: No functional impairment after Robodoc® total hip arthroplasty – Gait analysis in 25 patients; Acta Orthop Scand (2002) 73 (4): 386-391
8. Kim Bertin, Heinz Röttinger. Anterolateral Mini-incision Hip Replacement Surgery. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2004, Number 429, Page 248-255
9. Berger RA; Duwelius PJ. The two-incision minimally invasive total hip arthroplasty: technique and results. Orthop Clin North Am 2004 Apr;35(2):163-72
10. Wright JM; Crockett HC; Delgado S; Lyman S; Madsen M; Sculco TP. Mini-incision for total hip arthroplasty: a prospective, controlled investigation with 5-year follow-up evaluation. J Arthroplasty 2004;19(5):538-45

11. Sculco TP, Jordan LC, Walter WL. Minimally invasive total hip arthroplasty: the Hospital for Special Surgery experience. Orthop Clin North Am (United States), April 2004, 35(2) p137-42
12. Wenz JF; Gurkan I; Jibodh SR. Mini-incision total hip arthroplasty: a comparative assessment of perioperative outcomes. Orthopedics 2002 Oct;25(10):1031-43
13. Di Gioia AM, Plakseychuk AY, Levison TJ, et al. Mini-incision technique for total hip arthroplasty with navigation. J Arthroplasty (United States), Feb 2003, 18(2) p123-8
14. Frank Wackenhut. Studie zur Übertragbarkeit bekannter Fertigungsverfahren auf die Bearbeitung von Knochen unter Berücksichtigung minimal invasiver Operationstechniken. Diplomarbeit, 2005. Hamburg, 2005, Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg, Fb Naturwissenschaftliche Technik.
15. Voxel-Man. [http://www.uke.uni-hamburg.de/zentrale-dienste/medigate/index\\_22072.php](http://www.uke.uni-hamburg.de/zentrale-dienste/medigate/index_22072.php) Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf (Germany)
16. Ilka Rauh. Ermittlung technologischer Parameter bei der spanenden Bearbeitung von Knochen. Diplomarbeit Hamburg Februar 2005. Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg, Fachbereich Naturwissenschaftliche Technik, Studiengang Medizintechnik
17. F. Mantwill, A.P.Schulz, A. Faber, D. Hollstein, M. Kammal, Ch. Jürgens. Robotic Systems in Total Hip Arthroplasty – Is the Time ripe for a new Approach? International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery. (2005) 1, 4, 8-19.
18. AP Schulz, A Faber, D Hollstein. Robotergestützte Hüftendoprothetik: Zielsetzung für die nächste Generation von Operationsassistenzsystemen. Innovative Medizin- und Biotechnologie, 3.5.2005, Hamburg. Abstractband, 24-25.
19. Fuchsberger A, Milberg J. Untersuchung der spanenden Bearbeitung von Knochen. Springer-Verlag Berlin, 1986
20. Mohamad Tarabolsi. Beurteilung vorhandener Fixierungs- und Positionierungssysteme der Hüftendoprothetik und konstruktive Ausarbeitung eines Fixierungs- und Spreizsystems. Master-Thesis Februar 2006. Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg, Fachbereich Naturwissenschaftliche Technik Studiengang Biomedical Engineering.
21. Tarabolsi M, Schulz AP. Spreiz- und Fixierungssysteme in der Hüftendoprothetik. 3. Hamburger Tagung Innovative Medizin- und Biotechnologie, Hamburg, 3.-4.5.2006, Abstractband, 58
22. Schulz AP, Meiners J, Andrianov A, Faber A, Hollstein D. Vom CAD-Modell der Prothese zum gefrästen Prothesensitz. 3. Hamburger Tagung Innov. Medizin- und Biotechnologie, Hamburg, 3.-4.5.2006, Abstractband, 52.

**Seit mehr als 30 Jahren im Dienste der Patienten  
im Universitätsklinikum S-H, Campus Lübeck**



- Orthopädie-Technik
- Orthopädie-Schuhtechnik
- Reha-Technik
- Sanitätshaus
- Home Care





**Schütt & Grundei**  
Ihr Gesundheitspartner

**Schütt & Grundei Orthopädietechnik**  
in der Klinik für Orthopädie Haus 50  
☎ 500 23 03 • ☎ 04 51 / 50 36 26

**Sanitätshaus am Klinikum®**  
Osterweide 2c • 23562 Lübeck  
☎ 04 51 / 89 07-133

direkt gegenüber  
dem UK S-H,  
Campus Lübeck

# Navigationstechniken in der interventionellen Radiologie

G. Haendler, A. Lubienski, B.M. Stöckelhuber, Th. Helmberger

## Einleitung

Die bildgebenden Verfahren der Radiologie sind Grundlage fast sämtlicher Navigationstechniken, unabhängig davon, ob Navigation von Radiologen oder von anderen operativ tätigen Ärzten verwendet wird.

Die Radiologie übernimmt dabei eine doppelte Funktion; zum einen nutzt sie verschiedene Navigationstechniken für eigene Interventionen, zum anderen stellt sie Bilddaten für Navigation in anderen Fachdisziplinen zur Verfügung. Seit Jahren entwickelt sich die Radiologie vom diagnostischen Fach zunehmend zur interventionell-therapeutischen Disziplin (Hahn et al., 2001). Neben diagnostischen Gewebentnahmen werden eine Vielzahl therapeutischer Eingriffe durchgeführt (siehe Tabelle 1) (Prokop und Molen, 2003). Aufgabe der Navigation ist es, Zielort und sensible Umgebungsstrukturen zu identifizieren, Vorführen und korrekte Endlage des Interventionsinstruments zu überwachen (Guidance) sowie etwaige Komplikationen zu dokumentieren. Die vorliegende Übersicht beschreibt die erforderlichen Bildgebungsmodalitäten (stereotaktische

*Dr. med. Götz Haendler, geb. 1968 in Münster/Westfalen, Studium der Humanmedizin an der Christian-Albrechts-Universität in Kiel. Seit 1999 tätig in der Radiologie und Neuro-radiologie des UKSH, Funktionsoberarzt (CT) der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin in Lübeck. Arbeitsschwerpunkte: Die interventionelle Radiologie und damit Navigationstechniken spielen eine herausragende Rolle am Institut, insbesondere die Evaluierung der CT-Fluoroskopie und elektromagnetischer Ortungssysteme.*



Mammografie, Durchleuchtung, Ultraschall, Computertomografie, Magnetresonanztomografie), stellt radiologische Navigationstechniken vor und diskutiert ihre Einsatzgebiete. Die angiographischen Interventionen sind nicht Gegenstand dieser Übersicht.

	Gewebentnahme	Drainage	Lokale Tumorbehandlung	Regionale Anaesthetika	Zementoplastien
<b>Verfahren</b>	Feinnadelpunktion/ Aspirationszytologie  Tumorstanziopsie  Knochenstanze	Abszessdrainage	Thermoablation:  -Radiofrequenzablation, RFA)  -Laser-induzierte Thermotherapie, LITT  -Mikrowelle  -Kryoablation  Instillation v.a. von Alkohol	Lokalanaesthetika Glukokortikoide  Neurodestruktive Verfahren mittels hochprozentigem Alkohol oder Thermoablation	Injektion von Methylacrylat in osteolytisch veränderten, osteoporotischen oder frakturierten Knochen
<b>Ort</b>	nahezu ubiquitär	insbesondere abdominell  jede andere Lokalisation	Leber, Lunge, Niere, Nebennieren, alle soliden Tumoren (nach interdisziplinärem Konsens), Knochen	periradikuläre Therapie – PRT, periphere Nerven, vegetative Ganglien (z.B. Ganglion stellatum) oder Geflechte z.B. Plexus coeliacus	Wirbelkörper (Vertebroplastie oder Kyphoplastie), Becken, andere Knochen (nach interdisziplinärem Konsens)

Tab. 1: Eine Übersicht über radiologische Interventionen.

## Radiologische Interventionen

### Bildgebung als Basis der Navigation

Vor einer radiologischen Intervention ist die diagnostische Bildgebung (mittels CT, MRT, Sonografie oder Mammografie) immer erforderlich zur Lokalisation des Zielorts und zur Abgrenzung zu schonender Umgebungsstrukturen. Im folgenden werden die genannten Modalitäten geschildert. Vor- und Nachteile der Modalitäten werden in Tabelle 2 zusammengefasst.

### Computertomografie (CT)

Die CT ist neben dem Ultraschall das „Arbeitspferd“ für die navigierten radiologischen Interventionen. Indikationen zu navigierten Interventionen sind diagnostische Gewebeentnahmen, Abszessdrainagen, lokale Tumor-ablative Verfahren in einer Reihe von Organen und regionale Anaesthesieverfahren. Vorteile sind die dreidimensionale Darstellung, die breite Verfügbarkeit von Computertomographen sowie im Vergleich zur MRT der deutlich bessere Zugang zum Patienten und die fehlende Limitation bezüglich der elektromagnetischen Wechselwirkungen zwischen Bildgebungsmodalität und Interventionssystem (siehe auch Tabelle 1). Es besteht die Möglichkeit zur Echtzeitvisualisierung einer Intervention (CT – Durchleuchtung/Fluoroskopie; s.u.). Wie auch beim MRT dienen nicht nur die axialen Bilder, sondern auch Rekonstruktionen zur Planung einer Intervention: Möglich sind 2D-Rekonstruktionen (multiplanare Rekonstruktion – MPR) in anderen Raumebenen und 3D-Rekonstruktionen wie Oberflächenrekonstruktionen („shaded surface display“ - SSD), Volumendarstellungen („volume rendering“ - VR) und Projektionsverfahren („maximum intensity projection“ – MIP) (Prokop, 2003).

### Ultraschall

Ein weiteres klassisches Guiding-Verfahren ist der Ultraschall. Auch hier können viele Formen von diagnostischen (Beddy et al., 2006) und therapeutischen (Giorgio et al., 2003) Eingriffen geführt werden. Die fehlende Exposition mit ionisierenden Strahlen, die breite Verfügbarkeit, die schnelle mobile Einsatzmöglichkeit und die multiplanare Darstellung sind wesentliche Vorteile des Ultraschalls. Da die Echtzeitdarstellung ohnehin sonographisches Standardverfahren ist (B-mode), ist die Durchführung von Interventionen unter Echtzeitdarstellung ohne Qualitätsverlust - wie er in der CT und MRT verglichen mit den diagnostischen Bildern auftritt

- möglich. Einschränkungen bestehen allerdings in der Nachbarschaft gashaltiger oder knöcherner Strukturen.

### Magnetresonanztomographie (MRT)

Magnetresonanztomografische Navigation in der interventionellen Radiologie bietet den Vorteil des höchsten Kontrasts zwischen krankhaften Veränderungen und der Umgebung, der Möglichkeit der multiplanaren Bildgebung und (z.B. bei thermoablativen Verfahren) die Möglichkeit zur simultanen Prozesskontrolle in Form der MR – Thermometrie. Es besteht die Möglichkeit zur Echtzeitvisualisierung einer Intervention (MR-Fluoroskopie, s.u.). Für einige Interventionen ist sie das exklusive Bildgebungsverfahren (z.B. Markierung lediglich MR-tomografisch nachweisbarer Herdbefunde in der Brust). Jedoch sind die apparativen Voraussetzungen hoch. Die Interventionssysteme müssen ihrerseits in der Funktion unbeeinflusst bleiben durch das starke Magnetfeld und die elektromagnetische Strahlung des MRT, andererseits dürfen sie dessen Funktion nicht stören. Zudem bestehen typischerweise in herkömmlichen Hochfeldgeräten meist erhebliche räumliche Einschränkungen: Magnetbohrungen mit einem Durchmesser von meist 50-60 cm, vereinzelt bis 70 cm (Magnetom Espree, Siemens, Erlangen), Magnetlänge ca. 100 – 160 cm. Interventionen mit orthograd zur Körperlängsachse des Patienten eingebrachten Interventionssystemen, wie es meist der Fall ist, werden durch die räumliche Enge sehr erschwert. Um diese Einschränkung zu umgehen, wurden offene Niederfeldsysteme verwendet (König et al., 2003), die jedoch den Nachteil eines geringeren Signal-zu-Rausch-Verhältnisses haben. Hier werden möglicherweise offene Geräte mit höheren Feldstärken (z.B. das System „Panorama“ mit 1,0 T von Philips, Best, Niederlande) zu einer Verbesserung führen. Beim sogenannten „double-doughnut“-MR-Tomograf (Signa SP, General Electrics Medical Systems, Boston, USA) liegt der Patient zwischen zwei gekoppelten supraleitenden Magneten, die zu einer effektiven Feldstärke von 0,5 Tesla im zugänglichen Patientenabschnitt führen. Der Patient ist durch den Interventionalisten auf einem Raum von knapp 60 cm zwischen den beiden Magneten zugänglich. Hier wird ein Kompromiss zwischen räumlichen Bedingungen und Leistungsfähigkeit des MR-Tomografen gefunden (Kettenbach et al. 1997; Iseki et al., 2005).

### Röntgen-Durchleuchtung

Navigation unter Röntgen-Durchleuchtung ist aufgrund des nahezu fehlenden Weichteilkontrasts nur für ausgewählte Indikationen insbesondere in Bezug zu knöchernen Strukturen möglich. Möglich sind Knochen- oder

Gelenkpunktionen (Jelinek et al., 2002), bildgesteuerte regionale Schmerztherapie (Blankenbaker et al., 2005) und Drainagen (z.B. die perkutane transhepatische Cholangiodrainage – PTCD; Lubienski et al., 2005).

## Mammografie

Zur diagnostischen Punktion an der weiblichen Brust dient die Mammografie unter stereotaktischen Bedingungen, die insbesondere die Evaluation von Mikrokalkgruppen ermöglicht. Es werden mammographische Darstellungen in zwei Ebenen angefertigt, die Läsionen können mittels Stereotaxie lokalisiert und punktiert werden (Stoeckelhuber und Fischer, 2006). Jäger et al. (2000) wiesen eine Sensitivität und Spezifität (94 bzw. 100 %) für den Nachweis maligner Befunde nach und beobachteten in einer Serie von 104 Patientinnen keine klinisch signifikanten Komplikationen. Alternativ zu konventionellen Mammografiegeräten werden spezialisierte Interventionsanlagen verwendet, bei denen die Patientin liegt (z.B. Lorad, Hologic, Bedford, USA).

	CT	MR	US	DL	Mammografie
Echtzeitverfahren	+	+	++	+	-
Kontrastauflösung	+	++	+	-	-
Strahlenexposition	--	+	+	-	-
Prozedurale Komplexität	-	--	+	+	-
Verfügbarkeit	+	-	++	+	+
Zugang zum Patienten	+	-	++	+	-
Kosten	-	--	+	+	+
Untersucherunabhängigkeit	+	+	-	-	+
Patientenunabhängigkeit	+	+	-	-	-
Limitationen bezüglich Interventionsort	+	-	+	-	-

Tab. 2: Eigenschaften der Bildgebungsmodalitäten für die Navigation

## Spezieller Teil – Navigationstechniken

Es sind sogenannte „off line“- und „on line“-Verfahren der Navigation zu unterscheiden: Bei den den „off line“-Verfahren erfolgen sequentiell und alternierend das Einbringen des Interventionsinstrument und dann die Bildgebungskontrolle (CT und MR ohne Fluoroskopie, Mammografie). Bei den „on line“-Verfahren erfolgen Manipulation am Interventionsinstrument und Bildgebung simultan (fluoroskopische Techniken bzw. Ultraschall). Die „on line“-Verfahren sind in direkte und indirekte (bzw. hybride) zu unterscheiden: Die direkten Verfahren sind die geschilderten Methoden der Echtzeit-Darstellung (CT/MR-Fluoroskopie, Durchleuchtung,

Ultraschall). Die hybriden Verfahren verwenden als Navigationsraum präinterventionell akquirierte Bilddaten; in diese wird die aktuelle Lage des Interventionsinstruments projiziert (siehe Beschreibung zum CT-Guide und zu Bildfusionstechniken).

## Freihand – Navigation

Dies ist die am häufigsten angewandte Navigationstechnik. Zur Kontrolle dienen häufig die Fluoroskopie (insbesondere die des CT) und der Ultraschall. Auf weitere Hilfsmittel wird verzichtet. Die präinterventionelle Bildgebung, die anatomischen Kenntnisse und die Erfahrung des Untersuchers führen zur korrekten Platzierung des Interventionsinstruments.

## Fluoroskopie (CT- / MR-Fluoroskopie)

Fluoroskopie (d.h. Durchleuchtung) ist als Röntgen-, CT- und MR-Durchleuchtung verfügbar. Die kontinuierliche Echtzeit-Darstellung während der Intervention ermöglicht ein räumlich exaktes Vorgehen auch unter anatomisch schwierigen Verhältnissen (Stoeckelhuber et al., 2003).

CT-Fluoroskopie wurde 1994 durch Katada eingeführt (Katada et al., 1996). Sie erlaubt als intermittierende oder kontinuierliche Durchleuchtung die Darstellung des (röntgengedichten) Interventionsinstruments in Bezug auf den zu erreichenden Zielort. Die Bedienung und Kontrolle erfolgt durch Fußschalter und Bildmonitore im Untersuchungsraum (Froelich und Wagner, 2001). Die Vorteile der CT-Fluoroskopie (siehe Tabelle 3) für die Effizienzsteigerung (qualitativ und auch zeitlich) sind vielfach untersucht und nachgewiesen: Carlson et al. (2001) beschreiben eine Verkürzung der Interventionszeit um ein Drittel und eine Minimierung der Strahlenexposition des Patienten um 94 % gegenüber sequentiell CT-kontrollierten Interventionen. Gianfelice et al. (2000) fanden eine verbesserte Erfolgsquote CT-gesteuerter Gewebepunktionen von 88 auf 94 % sowie eine Beschleunigung der Prozedur von 43 auf 28 Minuten.

Die Vorteile wurden durch die Einführung der Multidetektor-CT-Scanner nochmals gesteigert: Kataoka et al. (2006) beschreiben beim Wechsel vom einzeiligen CT auf ein Multidetektor-CT (MDCT) eine Verkürzung CT-gesteuerter Interventionen um ca. 15 Minuten. Bissoli et al. (2003) betonen die Erleichterung der Prozedur durch die Darstellung des Interventionsinstruments auch in der Patientenlängsachse, da das MDCT die Darstellung einer größeren Umgebung in kraniokaudaler Richtung in mehreren parallelen Schichten ermöglicht.

<p>Rasche Visualisierung während der Intervention engmaschige Kontrolle in anatomisch schwierigen Lokalisationen vorteilhaft bei atemabhängig bewegten Organen Zeitersparnis Multidetektor-CT: parallele Darstellung mehrerer Schichten</p>
---

Tab. 3: Vorteile der CT-Fluoroskopie

Die CT-Fluoroskopie stellt jedoch eine im Vergleich zur CT ohne Fluoroskopie nicht unerhebliche Quelle für die Strahlenexposition insbesondere des Untersuchers dar (Stoeckelhuber et al., 2005; Nawfel et al., 2000). Zur Reduktion der Exposition wurde empfohlen, die CT-Fluoroskopie intermittierend zu verwenden, die Schichtdicke zu verringern, Strahlenschutzvorrichtungen wie Bleimatten zur Abdeckung des Patienten sowie Strahlenschutzhandschuhe für den Untersucher zu verwenden (Stoeckelhuber et al., 2005). Auch lässt sich in Regionen mit Hochkontrast (Lunge, Knochen) die Dosis durch eine Verringerung des Röhrenstroms erheblich reduzieren (Stoeckelhuber et al., 2003).

MR-Fluoroskopie wird seit 1988 untersucht (Erstbeschreibung durch Riederer et al., 1988). Sie steht heute in hoher Zeit- und Kontrastauflösung zur Verfügung. Zur Echtzeitvisualisierung im MRT werden insbesondere schnelle Gradientenecho-Sequenzen verwendet (z.B. FISP- oder FLASH-Sequenzen). Die Visualisierung des Interventionsinstruments erfolgt dabei passiv (Auslöschungsartefakte durch magnetische Eigenschaften des Interventionsinstruments) oder aktiv (im Instrument eingebaute Signalgeber – Radiofrequenzspulen) (Raman et al., 2005). Die MR-Fluoroskopie wird insbesondere z.B. für (noch experimentelle) kardiovaskuläre Interventionen im MRT verwendet (Ozturk et al., 2005). Jedoch auch diagnostische Gewebepunktionen (Sakarya et al., 2003; König et al., 2003), Drainagen (Unal et al., 2005) und ablativ Tumorbehandlungen (Boss et al., 2005) können MR-fluoroskopisch kontrolliert durchgeführt werden. Auch an der weiblichen Brust werden Biopsien und präoperative Markierungen von lediglich MR-tomografisch reproduzierbaren Herdbefunden durchgeführt (Obenauer et al., 2006). Der apparative

und organisatorische Aufwand der MR-Steuerung radiologischer Interventionen ist weiterhin so groß, dass sie sich im klinischen Betrieb gegenüber der CT trotz mancher Vorteile (siehe Tabelle 2) bisher nicht durchgesetzt hat.

### Ortungssysteme

Zur Lokalisierung und Zugangskontrolle von Zielpunkten im Patientenkörper werden Ortungssysteme verwendet. Es sind optische und elektromagnetische Ortungssysteme zu unterscheiden. Zu den optischen zählen Laserführungssysteme, zu den elektromagnetischen gehören z.B. der „CT-Guide“ und der „Virtual Navigator“ (s.u.).

### Laserführungssysteme

Laserführungssysteme erlauben die Festlegung der Einstichstelle an der Haut und die Angulierung des Interventionsinstruments sowohl bei Eingriffen, die innerhalb einer streng horizontalen Ebene durchgeführt werden als auch bei Eingriffen, die zur Schonung sensibler Strukturen schräg im Körper verlaufenden Richtungen folgen (z.B. Eingriffe in der Leberkuppe, die zur Schonung der Lunge nicht horizontal-transpulmonal sondern transhepatisch von schräg unten durchgeführt werden). Die Planung zur Einstichstelle und zur Angulierung erfolgt „off line“ an präinterventionell akquirierten Bild-daten. Diese Daten werden in die Führungssysteme eingespeist. Der Laserstrahl legt die Richtung fest, in der die Nadel vorgeschoben wird. Die Überwachung des Nadelvorschubs erfolgt „on line“ z.B. mittels CT-Fluoroskopie. Man unterscheidet an der CT-Gantry montierte, fest im Untersuchungsraum montierte und frei stehende



Abb. 1: Freistehendes Laserführungssystem (SimpliCT, Fa. Neorad, Norwegen).

Systeme (z.B. SimplicIT, Neorad, Oslo, Norwegen, siehe Abb. 1). Krombach et al. (2000) bezeichneten das letztgenannte System als wertvolle Punktionshilfe und gaben eine hohe Präzision an mit einer nur geringen Abweichung der berechneten zur tatsächlich notwendigen Angulation von im Mittel 1,3 Grad.

### Elektromagnetische Ortungssysteme

Von der Firma Ultraguide (Tirat Hacarmel, Israel) wurden Systeme zur Navigation anhand präinterventionell akquirierter Bilddaten entwickelt. Auf einem im Untersuchungsraum stehenden Bildschirm wird auf die zuvor akquirierten CT-Daten die aktuelle Lage des Interventionsinstruments projiziert sowie auch die Strecke zum geplanten Zielort simuliert (siehe Abb. 2). Zur Lokalisation und Festlegung der Bewegungsrichtung des Interventionsinstruments dienen für den Fall CT-gesteuerter Interventionen als Bezugssystem auf der Haut des Patienten angebrachte Magnetsensoren, die im präinterventionellen CT und während der Intervention am selben Ort liegen. Damit entsteht eine Ortskodierung anatomischer Strukturen und über die magnetische Wechselwirkung zwischen (metallischem) Interventionsinstrument und Sensor auch die Ortskodierung des Instruments. Durch diese Superprojektion werden insbesondere mehrfach angulierte Zugangswege in komplexen anatomischen Regionen vereinfacht, beschleunigt und präzisiert (Holzknecht et al., 2001). Dieses Navigationssystem ermöglicht auch die Verwendung im Ultraschall und der Magnetresonanztomographie; darüberhinaus sind Kombinationen von Modalitäten und in atemabhängig bewegten anatomischen Regionen auch ein „gating“ in Abhängigkeit von der Atemlage möglich (Mitteilung der Firma). Analoge Systeme wurden von der Fa. Ultraguide auch für MRT und Ultraschall entwickelt.



Abb. 2: Navigationssystem CT-Guide.

Ein weiteres elektromagnetisches Ortungssystem ist der „Virtual Navigator“ der Fa. Esaote Bracco (Genua, Italien) für Ultraschall-gesteuerte Interventionen. Die Vorzüge Ultraschall-gesteuerter Interventionen (insbesondere fehlende Strahlenexposition und hohe räumliche Mobilität, siehe Tabelle 2) werden mit der häufig besseren Visualisierung der Läsionen in (der optimalen Kontrastmittelpase) eines CT oder MRT vereinigt. Während einer Ultraschall-gesteuerten Intervention werden zu beliebigen Angulierungen des Schallkopfs die entsprechenden multiplanaren Rekonstruktionen (MPR) präinterventionell akquirierter CT- oder MRT-Datensätze zeitgleich auf einem Bildschirm angezeigt (siehe Abb. 3). Dabei sind zwei unterschiedliche Bezugssysteme möglich: Zum einen dienen als Fixpunkte eines gemeinsamen Koordinatensystem auf der Haut angebrachte Marker, die per CT/MRT und auch per US detektierbar sind; zum anderen können anatomische Landmarken verwendet werden, die ebenfalls in beiden Modalitäten abgrenzbar sind. Mit Hilfe der parallelen Darstellung bzw. der Bildfusion werden im Ultraschall schlecht sichtbare Läsionen behandelbar. Das Interventionsinstrument ist virtuell auf CT-/MRT-Daten projizierbar und ein wesentliches Problem US-gesteuerter Thermoablationen von Tumoren, nämlich die Vernebelung durch die entstehende Gaswolke und damit die fehlende Lokalisation der Thermoablationssonde, lässt sich reduzieren. Das System wurde 2005 von Solbiati auf dem RSNA-Kongress vorgestellt.

In Entwicklung befindet sich ein System, das 2004 von Fichtinger et al. vorgestellt wurde: Es handelt sich um

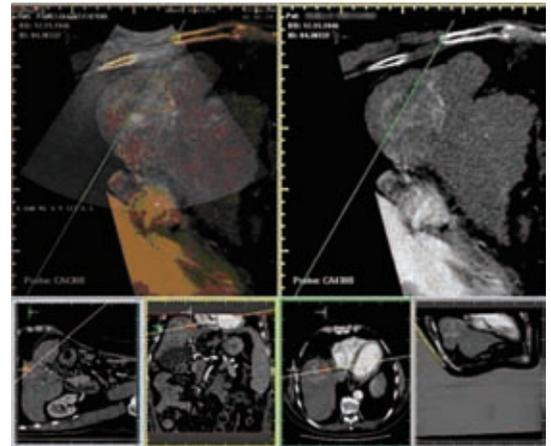


Abb. 3: Bildschirmaufbau des „Virtual Navigator“ links oben: Sonografiebild (mit Lebertumor), rechts oben: entsprechende, aus CT berechnete MPR, links unten: orthogonale Schichten zur CT-MPR, rechts unten: axiales CT-Bild. freundlicherweise zur Verfügung gestellt von Laura Crocetti, Universität Pisa.

ein vergleichsweise einfaches Prinzip, bei dem mittels eines direkt über dem Patienten installierten Halbspiegels präinterventionell akquirierte Bilddaten und das Interventionsinstrument überlagert werden. Da hiermit v.a. Interventionen in streng horizontaler Richtung vereinfacht werden, dürfte ein Vorteil gegenüber der Freihand-Navigation mit CT-fluoroskopischer Kontrolle insbesondere in der reduzierten Strahlenexposition von Patient und Arzt liegen.

## Robotik

Für bildgesteuerte Interventionen wurden eine Vielzahl an Robotern entwickelt. Der Zielort einer Intervention sowie der Hauteinstichort werden vom menschlichen Untersucher festgelegt; die Berechnung der Angulierung und das Vorbringen des Interventionsinstruments erfolgen maschinell. Cleary et al. (2006) stellen vier Systeme vor, die unter Kontrolle verschiedener Bildgebungsmodalitäten einsetzbar sind und z.T. bereits klinische Studien mit Interventionen am Menschen durchlaufen haben:

Der B-Rob („biopsy robot“, entwickelt von der Fa. ARC Seibersdorf, Österreich) ist unter CT- bzw. Ultraschall-Kontrolle verwendbar. Während die erste Version (B-Rob I) diagnostische Gewebepunktionen durchführen kann, ist die zweite Version (B-Rob II) für diverse auch therapeutische Interventionen geplant. Klinische Studien stehen noch aus (Kronreif et al., 2002).

Das System Innomotion (Innomedic Herxheim, FZK Karlsruhe und FH Gelsenkirchen, Deutschland) ist ein CT- und MR-kompatibles System und für eine Vielzahl diagnostischer und therapeutischer Interventionen in CT und MRT ausgelegt (Mitteilung der Firma). Das System ist bisher nur an Phantomen und im Tierversuch evaluiert (Hempel et al., 2003).

Der MRBot (Johns Hopkins Medical Institutions, Baltimore, USA) ist ein zunächst auf Eingriffe an der Prostata (zur Brachytherapie) unter MR-Steuerung spezialisiertes System; weitere Indikationen sollen Gewebsentnahmen und Injektionsbehandlungen darstellen. Bisher ist das System nur an Phantomen evaluiert.

Der AcuBot (Johns Hopkins Medical Institutions, Baltimore, USA) ist ein vielfältig unter CT- und Röntgen-Durchleuchtungskontrolle einsetzbares Gerät. Klinische Studien wurden zu regionalen Anaesthesien unter Röntgendurchleuchtungs-Kontrolle sowie zu diagnostischen Gewebepunktionen, Thermoablationen von Tumoren und Anlage perkutaner Nephrostomien unter CT-Kontrolle erfolgreich durchgeführt, (Stoianovici et al., 2003).

Vorteile der Verwendung von Robotern liegen insbesondere in der geringeren Strahlenbelastung von Patient

und Untersucher sowie in der Erleichterung von Interventionen, die mehrfach angulierte Zugangswege erforderlich machen (Solomon et al., 2002). Nachteile sind derzeit der apparative und finanzielle Aufwand sowie die ungenügende klinische Evaluierung (Lanfranco et al., 2004).

## Fazit

Die navigierten radiologischen Interventionen decken heute bereits ein breites Indikationsspektrum insbesondere in der Onkologie und Schmerztherapie ab. Als minimal-invasive Verfahren bieten sie viele Vorteile für den Patienten. Neue Entwicklungen werden neue Indikationen schaffen, zu einer noch höheren Präzision und damit zu verbesserten Therapien führen.

## Literatur

1. Beddy P, Lyburn I, Geoghegan T, Buckley O, Buckley A, Torreggiani W: Outpatient liver biopsy: a prospective evaluation of 500 cases. *Gut*, 2006.
2. Bissoli E, Bison L, Gioulis E, Chisena C, Fabbris R: Multislice CT fluoroscopy: technical principles, clinical applications and dosimetry. *Radiol Med (Torino)*. 2003;106:201-212.
3. Blankenbaker DG, De Smet AA, Stanczak JD, Fine JP: Lumbar radiculopathy: treatment with selective lumbar nerve blocks--comparison of effectiveness of triamcinolone and betamethasone injectable suspensions. *Radiology*. 2005;237:738-741.
4. Boss A, Clasen S, Kuczyk M, Anastasiadis A, Schmidt D, Graf H, Schick F, Claussens CD, Pereira PL: Magnetic resonance-guided percutaneous radiofrequency ablation of renal cell carcinomas: a pilot clinical study. *Invest Radiol* 2005;40:583-590.
5. Carlson SK, Bender CE, Classic KL, Zink FE, Quam JP, Ward EM, Oberg AL: Benefits and safety of CT fluoroscopy in interventional radiologic procedures. *Radiology*. 2001;219:515-520.
6. Cleary K, Melzer A, Watson V, Kronreif G, Stoianovici D: Interventional robotic systems: applications and technology state-of-the-art. *Minim Invasive Ther Allied Technol*. 2006;15:101-113.
7. Fichtinger G, Deguet A, Masamune K, Balogh E, Fischer G, Mathieu H, Taylor RH, Fayad LM, Zinreich SJ: Needle Insertion in CT Scanner with Image Overlay - Cadaver Studies. In: Barillot C, Haynor DR, Hellier P: MICCAI 2004, Part 2. Proceedings of the 7th International Conference. Springer Berlin Heidelberg, 2004.
8. Froelich JJ, Wagner HJ: CT-fluoroscopy: Tool or gimmick? *Cardiovasc Intervent Radiol*. 2001;24:297-305.
9. Gianfelice D, Lepanto L, Perreault P, Chartrand-Lefebvre C, Milete PC: Value of CT fluoroscopy for percutaneous biopsy procedures. *J Vasc Interv Radiol*. 2000;11:879-884.
10. Giorgio A, Tarantino L, de Stefano G, Francica G, Esposito F, Perrotta A, Aloisio V, Farella N, Mariniello N, Coppola C, Caturelli E: Complications after interventional sonography of focal liver lesions: a 22-year single-center experience. *J Ultrasound Med*. 2003; 22: 193-205.
11. Hahn PF, Gervais DA, O'Neill MJ, Mueller PR: Nonvascular interventional procedures: analysis of a 10-year database containing more than 21,000 cases. *Radiology*. 2001;220(3):730-736.
12. Hempel E, Fischer H, Gumb L, Hohn T, Krause H, Voges U, Breitwieser H, Gutmann B, Durke J, Bock M, Melzer A: An MRI-com-

- patible surgical robot for precise radiological interventions. *Comput Aided Surg.* 2003;8:180-191.
13. Holzknecht N, Helmberger T, Schoepf UJ, Ertl-Wagner B, Kulina C, Stabler A, Reiser M: Evaluation of an electromagnetic virtual target system (CT-guide) for CT-guided interventions. *Rofo.* 2001;173:612-618.
  14. Iseki H, Muragaki Y, Nakamura R, Ozawa N, Taniguchi H, Hori T, Takakura K: Intelligent operating theater using intraoperative open-MRI. *Magn Reson Med Sci.* 2005;4:129-136.
  15. Jäger HJ, Schatz TH, Mehning UM, Kubasch M, Hennigs S, Gissler HM, Spori HD, Mathias KD: Results of stereotactic breast biopsy in mammographically suspicious lesions. *Rofo.* 2000;172:346-353.
  16. Jelinek JS, Murphey MD, Welker JA, Henshaw RM, Kransdorf MJ, Shmookler BM, Malawer MM: Diagnosis of primary bone tumors with image-guided percutaneous biopsy: experience with 110 tumors. *Radiology.* 2002 ;223:731-737.
  17. Katada K, Kato R, Anno H, Ogura Y, Koga S, Ida Y, Sato M, Nonomura K: Guidance with real-time CT fluoroscopy: early clinical experience. *Radiology.* 1996 ;200:851-856
  18. Kataoka ML, Raptopoulos VD, Lin PJ, Siewert B, Goldberg SN, Kruskal JB: Multiple-image in-room CT imaging guidance for interventional procedures. *Radiology.* 2006;239:863-868.
  19. Kettenbach J, Silverman SG, Schwartz RB, Hsu L, Koskinen SK, Kikinis R, Black PM, Jolesz FA: Design, clinical suitability and future aspects of a 0.5 T MRI special system for interventional use. *Radiologie.* 1997;37:825-834.
  20. Koenig CW, Pereira PL, Trubenbach J, Duda SH, Schick F, Clausen CD: MR imaging-guided adrenal biopsy using an open low-field-strength scanner and MR fluoroscopy. *Am J Roentgenol.* 2003;180:1567-1570.
  21. Krombach GA, Schmitz-Rode T, Brabrand K, Meyer J, Wildberger JE, Wein BB, Guenther RW: Initial experiences with a new optical target system (SimpliCT) for CT-guided punctures. *Rofo.* 2000;172:557-560.
  22. Kronreif G, Fürst M, Kettenbach J, Birkföllner W, Figl M, Hanel R, Hummel J: Integriertes Robotersystem für perkutane Interventionen. 1. Jahrestagung der deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie CURAC 2002, Oktober 2002, Leipzig/Deutschland.
  23. Lanfranco AR, Castellanos AE, Desai JP, Meyers WC: Robotic surgery: a current perspective. *Ann Surg.* 2004;239:14-21.
  24. Lubienski A, Dux M, Lubienski K, Blietz J, Kauffmann GW, Helmberger T: Interventions for benign biliary strictures. *Radiologie* 2005; 45:1012-1019).
  25. Nawfel RD, Judy PF, Silverman SG, Hooton S, Tuncali K, Adams DF: Patient and Personnel Exposure during CT Fluoroscopy-guided Interventional Procedures. *Radiology.* 2000;216:180-184.
  26. Obenauer S, Grabbe E, Knollmann F: Value of MR-guided localization and biopsy in breast lesions. *Rofo.* 2006;178:477-483.
  27. Ozturk C, Guttman M, McVeigh ER, Lederman RJ. Magnetic resonance imaging-guided vascular interventions. *Top Magn Reson Imaging.* 2005;16:369-381.
  28. Prokop M.: Image processing and display techniques. In: Prokop M., Galanski M., *Spiral and Multislice Computed tomography of the body*, Thieme Stuttgart, New York 2003
  29. Prokop M, Molen AJ vd: CT-guided interventional procedures. In: Prokop M., Galanski M., *Spiral and Multislice Computed tomography of the body*, Thieme Stuttgart, New York 2003.
  30. Raman VK, Karmarkar PV, Guttman MA, Dick AJ, Peters DC, Ozturk C, Pessanha BS, Thompson RB, Raval AN, DeSilva R, Aviles RJ, Atalar E, McVeigh ER, Lederman RJ. Real-time magnetic resonance-guided endovascular repair of experimental abdominal aortic aneurysm in swine. *J Am Coll Cardiol.* 2005 21;45:2069-2077.
  31. Riederer SJ, Tasciyan T, Farzaneh F, Lee JN, Wright RC, Herfkens RJ: MR fluoroscopy: technical feasibility. *Magn Reson Med.* 1988;8:1-15.
  32. Sakarya ME, Unal O, Ozbay B, Uzun K, Kati I, Ozen S, Etlik O: MR fluoroscopy-guided transthoracic fine-needle aspiration biopsy: feasibility. *Radiology.* 2003;228:589-592.
  33. Solbiati L, Cova L, Bellobuono A: New improvement of real-time US: CT fusion – the anatomical markers and the “virtual needle”. *RSNA 2005. Internet–Resource:*
  34. [http://rsna2005.rsna.org/rsna2005/V2005/conference/event\\_display.cfm?em\\_id=4418731&id=66601&p\\_navID=272](http://rsna2005.rsna.org/rsna2005/V2005/conference/event_display.cfm?em_id=4418731&id=66601&p_navID=272)
  35. Solomon SB, Patriciu A, Bohlman ME, Kavoussi LR, Stoianovici D: Robotically driven interventions: a method of using CT fluoroscopy without radiation exposure to the physician. *Radiology.* 2002;225:277-282.
  36. Stoeckelhuber BM, Fischer D: Aktuelle Leitlinien zur interventionellen Mammadiagnostik. *Gynäkologe* 2006; 39:533-537.
  37. Stoeckelhuber BM, Leibecke T, Schulz E, Melchert UH, Bergmann-Koester CU, Helmberger T, Gellissen J: Radiation dose to the radiologist's hand during continuous CT fluoroscopy-guided interventions. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2005;28:589-594.
  38. Stoeckelhuber BM, Schulz E, Melchert UH, Blobel J, Gellissen J, Gehl H, Weiss HD, Leibecke T: Procedures, spectrum and radiation exposure in CT-fluoroscopy. *Röntgenpraxis.* 2003;55:51-5w7.
  39. Stoianovici D, Cleary K, Patriciu A, Mazilu D, Stanimir A, Craciunoiu N, Watson V, Kavoussi L: AcuBot: A robot for radiological interventions. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 2003; 19: 927-930.
  40. Unal O, Sakarya ME, Kiymaz N, Etlik O, Kayan M, Kati I, Harman M: Brain abscess drainage by use of MR fluoroscopic guidance. *Am J Neuroradiol.* 2005; 26(4):839-842.

# Stereotaktische Strahlentherapie und Radiochirurgie

J. Dunst, D. Rades

## Definition

Unter stereotaktischer Bestrahlung versteht man die Hochpräzisionsbestrahlung kleiner Zielvolumina. Dieses Verfahren hat in den letzten 10 bis 15 Jahren zunehmend klinische Bedeutung erlangt und wird heute für eine Reihe von Indikationen als Standardtherapie eingesetzt. Dabei wird die Strahlendosis entweder wie üblich in mehreren Fraktionen appliziert (sog. fraktionierte stereotaktische Strahlentherapie) oder in einer einzigen Sitzung verabreicht (Radiochirurgie).

## Historische Entwicklung und technische Aspekte

Bereits Ende der 60er Jahre entwickelte der schwedische Neurochirurg Leksell ein Bestrahlungsgerät zur Behandlung von inoperablen Hirntumoren, das sog. genannte Gamma-Knife. Das Gerät besteht aus 201 Kobalt-60 Strahlenquellen, die so angeordnet sind, dass die von ihnen ausgehenden Strahlen sternförmig in einem gemeinsamen Punkt zusammentreffen. Dadurch können kleine Zielvolumina sehr präzise mit steilem Dosisabfall an den Grenzen des Zielgebiets bestrahlt werden. Allerdings konnte das ganze Potenzial dieser Präzisionsbestrahlung erst wesentlich später durch die Fortschritte in der Bildverarbeitung und der computer-gestützten Bestrahlungsplanung wirklich gut genutzt werden. Dieses innovative Verfahren stellte außerdem mehrere damals als Grundprinzip der Strahlentherapie geltende Lehrmeinungen grundsätzlich in Frage, nämlich die Zielvolumendefinition (Ist es überhaupt sinnvoll, bei einem potentiell infiltrierenden Tumor nur exakt den sichtbaren Tumor zu bestrahlen), die Fraktionierung (eine fraktionierte Bestrahlung galt damals als besonders wirksame Methode zur Überwindung von Strahlenresistenz) und die zu erreichende Präzision in der Strahlentherapie. Das Gamma-Knife hat deshalb, obwohl heute durch bessere Techniken verdrängt, die Entwicklung der Präzisions-Strahlentherapie wesentlich geprägt.

In den 80er Jahren war nach Einführung der Computertomographie (CT) die CT-gestützte Bestrahlungsplanung ein wesentlicher Fortschritt. Erstmals konnten Dosisverteilungen in Körperquerschnitten dargestellt werden. Allerdings war die Darstellung der Dosisverteilung auf einzelne Schnitte beschränkt. Erst Ende der

**Prof. Dr.med. Jürgen Dunst,** geb. 1958 in Minden/Westfalen. Medizinstudium an der Universität Kiel, 1983 Approbation, 1984 Promotion magna cum laude, Universität Kiel, 1984 – 1994 Assistenzarzt/Oberarzt, Klinik für Strahlentherapie, Universität Erlangen. Facharztanerkennung für Strahlentherapie 1990. 1992 Habilitation für das Fachgebiet „Strahlentherapie und Onkologie“. 1994-2005 Professor für Strahlentherapie und Direktor der Klinik für Strahlentherapie, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg. Ab 2005 Professor für Strahlentherapie und Direktor der Klinik für Strahlentherapie, Universität Lübeck. Forschungsgebiete: Simultane Radiochemotherapie, Strahlensensibilisierung, Tumoroxygenierung, Strahlenresistenz, Organerhaltende Behandlung (Mammakarzinom, Harnblasenkarzinom), Multimodale Therapie von Ewing-Tumoren (Referenzstrahlentherapeut der internationalen EURO-EWING-99-Studie), Publikationen: Über 100 Originalarbeiten in Zeitschriften mit Peer-Review, über 50 Review-Artikel und Buchbeiträge, über 200 publizierte Abstracts.



80er Jahre gelang es, zahlreiche CT-Schnitte zu einem dreidimensionalem Abbild des Körpers zusammenzufügen. Dadurch wurde es möglich, die Lage eines Punktes im Körper durch seine Relation zu einem externen Koordinatensystem exakt zu bestimmen. Dies bildete die Basis für stereotaktische Verfahren, z.B. stereotaktische Biospien in der Neurochirurgie. Eine weitere Anwendung war die Möglichkeit, bei der Planung einer Strahlentherapie dreidimensionale Dosisverteilungen zu berechnen. Beide Verfahren (Stereotaxie, 3D-Bestrahlungsplanung) wurden übrigens ganz wesentlich durch die Arbeitsgruppe Radiologie um Professor Schlegel am DKFZ in Heidelberg voran gebracht. Prof. Schlegel wurde für seine Verdienste auf diesem Gebiet im Jahre 2002 mit dem Deutschen Krebspreis ausgezeichnet.

Bei der stereotaktischen Strahlentherapie handelt es sich um eine Kombination beider Verfahren. Das Zielgebiet der Strahlentherapie im Körper wird durch ein externes Koordinatensystem lokalisiert. Die optimale Bestrahlung dieser Gebietes wird dreidimensional berechnet.

Obwohl die technischen Grundlagen dieser Methode bereits vor mehr als 20 Jahren entwickelt wurden, dauert es einige Jahre, bis sich die stereotaktische Strahlentherapie in der klinischen Praxis durchsetzt. Dies beruhte auf folgenden Problemen:

#### Bildgebung

Eine präzise Strahlentherapie setzt eine mindestens ebenso präzise Bildgebung voraus. Gerade bei kleinen Läsionen müssen die Informationen verschiedener bildgebender Modalitäten (CT, Magnetresonanztomographie, Positronen-Emissions-Tomographie) gemeinsam genutzt werden, um die exakte Ausdehnung der Läsion zu bestimmen, denn eine anhand der Bildgebung unterschätzte Größe eines Tumors kann zum Versagen der Therapie führen. Bei einer Operation ist dieses Risiko wesentlich kleiner, weil der Befund der Bildgebung durch die Inspektion des intraoperativen Situs korrigiert werden kann.

#### Rechenzeit

Die Zeit für die Berechnung von dreidimensionalen Dosisverteilungen betrug noch Anfang der 90er Jahre zum Teil mehrere Stunden. Dadurch wurde die klinische Routine-Anwendung erheblich behindert. Durch die wesentlich verbesserten Rechnerleistungen wurde diese Zeit auf heutzutage Minuten bis Sekunden verringert.

#### Beweis der klinischen Wertigkeit

Seit ca. zehn Jahren ist die Überlegenheit der stereotaktischen Bestrahlung bei bestimmten Indikationen durch prospektive Studien gut belegt. Dies hat die Verbreitung des Verfahrens wesentlich befördert.

### Biologische Grundlagen

Im allgemeinen wird die zur Beherrschung eines malignen Tumor notwendige Strahlendosis auf zahlreiche Portionen („Fraktionen“) verteilt. Durch Fraktionierung steigt die therapeutische Breite, weil das Erholungsvermögen gesunder Zellen speziell bei niedrigen Strahlendosen wesentlich größer ist als das von Tumorzellen. Wenn gesundes Gewebe mitbestrahlt wird, ist zur Schonung des Normalgewebes eine Fraktionierung obligat.

Mehr als 90% aller Strahlenbehandlungen betreffen maligne Tumoren. Diese zeichnen sich durch eine diffuse

(mikroskopische) Infiltration der gesunden Umgebung aus. Krebs muss deshalb „weit im Gesunden“ herausgeschnitten werden. Geht dies nicht oder will man das vom Tumor betroffene Organ erhalten (z.B. bei der brusterhaltenden Therapie bei Brustkrebs), muss man oft im Anschluss an die Operation das Organ großvolumig nachbestrahlen, um diese mikroskopischen Tumorreste zu vernichten. Die hohe Erfolgschance der Strahlentherapie speziell gegen mikroskopische Tumorreste (die zur Tumorkontrolle notwendige Strahlendosis hängt mit der Konzentration von Tumorzellen pro Gewebeeinheit zusammen) ist ein wesentlicher Grund für den Einsatz der Strahlentherapie, sowohl in Kombination mit einer Operation als auch bei inoperablen Tumoren.

Eine Präzisionsstrahlentherapie ist deshalb nur sinnvoll, wenn zwei Voraussetzungen gleichzeitig erfüllt sind:

1. Das Zielgebiet der Bestrahlung umfasst nur den klinisch sichtbaren Tumor. Eine Mitbestrahlung der Umgebung ist wegen fehlender oder vernachlässigbarer Infiltration des Tumors in die Umgebung nicht nötig.
2. Das Zielgebiet kann exakt (ggf. reproduzierbar) lokalisiert werden.

Diese Kriterien sind bei einer Reihe von Erkrankungen, z.B. inoperablen gutartigen Hirntumoren oder Hirnmetastasen erfüllt.

### Technik der stereotaktischen Strahlentherapie

Stereotaktische Bestrahlungen erfolgen heute überwiegend mit umgerüsteten Linearbeschleunigern. Gegenüber dem Gamma-Knife bieten diese zahlreiche Vorteile, nämlich die Behandlung irregulär konfigurierter Zielvolumina, eine bessere Schonung kritischer Strukturen und die Möglichkeit der fraktionierten Behandlung. Bei einer Einzeitbestrahlung im Schädelbereich (z.B. wegen einer inoperablen Hirnmetastase) läuft die Behandlung in folgenden Schritten ab:

#### Bildgebung

Vor der Behandlung wird ein 3D-Datensatz mittels MRT generiert. Die MRT ist im Regelfall das bildgebende Verfahren mit der höchsten Genauigkeit.

#### Fixation des Patienten

Am Behandlungstag selbst wird dem Patienten morgens in örtlicher Betäubung ein Fixationsring am Kopf angelegt. Dieser Ring rastet an der Kopfhalterung am Planungsgerät und am Bestrahlungsgerät ein und erlaubt eine exakte Positionierung des Schädels mit Lagerungsungenauigkeiten im Submillimeterbereich.

## Planungs-CT

Zur Berechnung der Dosisverteilung ist eine Computertomographie erforderlich. Diese enthält die für die Berechnung notwendigen Informationen über die Gewebeabsorption von Röntgenstrahlen. Das MRT ist für die Berechnung ungeeignet, weil die Signalintensitäten im MRT nicht mit den Dichtewerten der CT korrelieren. Beim CT wird ein externes Koordinatensystem zur Positionskontrolle an das Patientenfixationssystem angebracht.

## Zielvolumendefinition und Dosisberechnung

Für die exakte Definition des Zielgebietes werden möglichst viele Informationen aus bildgebenden Verfahren verwendet. Dazu steht heutzutage kommerziell erhältliche Software für das „Matching“ von Bilddaten (also die Überlagerung verschiedener bildgebender Verfahren) zur Verfügung. Die Bildbearbeitung wurde in den letzten Jahren wesentlich verbessert, so dass der gesamte Prozess heute nur noch 1-2 statt früher 3 bis 5 Stunden dauert. Bei der Einzelbestrahlung wird meistens eine Dosis von etwa 15 bis 25 Gy auf der Zielvolumenumschließenden Isodose verabreicht. Im Zentrum des Zielvolumens werden Dosis Spitzen von 30 bis 35 Gy erreicht. Diese Dosen führen definitiv zur Nekrose des bestrahlten Gewebes. Aufgrund der hohen Dosiskonzentration mit steilem Dosisabfall im gesunden Hirngewebe in der Umgebung ist das Risiko für Nebenwirkungen sehr gering.

## Bestrahlung

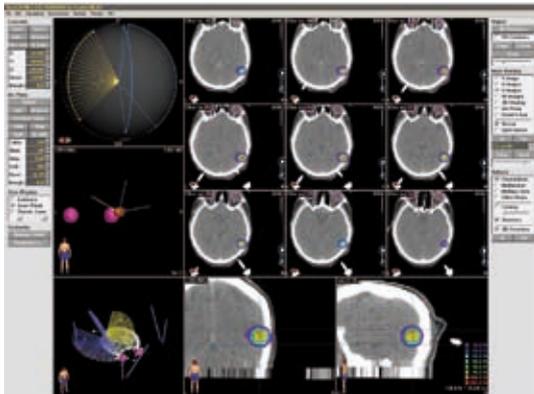


Abb. 1: 53-jährige Patientin mit metastasiertem malignen Melanom. Bereits vor einem Jahr wurde eine Metastase temporal mit Radiochirurgie behandelt. Jetzt neue Hirnmetastase an anderer Stelle bei ansonsten kontrollierter Tumorerkrankung. Auf der Schnittbildserie (rechts im Bild) erkennt man die Dosisverteilung im Zielvolumen. Die Grafik links unten im Bild zeigt die Einstrahlrichtungen (in diesem Fall drei Teilrotationen) an

Die Bestrahlung selbst erfolgt am Linearbeschleuniger. Die Positionierung erfolgt mittels des Koordinatensystems und im Raum justierter Lasersysteme. Die gesamte Behandlung dauert etwa 45 Minuten, wobei die meiste Zeit davon für die Patientenpositionierung und die Einstellung der vorprogrammierten Bestrahlungsfelder benötigt wird. Die eigentliche Strahlzeit des Gerätes bewegt sich im Bereich von etwa 10 bis 15 Minuten.



Abb. 2: Bestrahlung am Linearbeschleuniger. Der Patient ist mit einem Ringsystem am Tisch fixiert. Zur Positionskontrolle wird ein externes Koordinatensystem verwendet. Zur individuellen Konfiguration der Bestrahlungsfelder dient ein am Kopf des Bestrahlungsgerätes angebrachter Vielblatt-Lamellen-Kollimator (Micro-MLC).

## Indikationen und Ergebnisse

Zurzeit wird die stereotaktische Bestrahlung vor allem bei einigen Hirntumoren oder Hirnmetastasen eingesetzt, und zwar nicht nur bei Patienten mit technischer oder funktioneller Inoperabilität, sondern auch bei operablen Patienten als nebenwirkungsarme Alternative zur Operation bei gesicherter maligner Erkrankung. Hinsichtlich der Tumorkontrollrate sind die Ergebnisse der stereotaktischen Bestrahlung mit denjenigen der Operation identisch.

Bei radiochirurgischer Bestrahlung (also einmalige Bestrahlung mit einer hohen Einzeldosis) spielt die Strahlensensibilität der Tumorerkrankung keine Rolle. Die Tumorkontrollraten betragen etwa 80-90% unabhängig vom histologischen Typ.

Gutartige Hirntumoren	<ul style="list-style-type: none"> <li>- inoperable Meningeome oder Rezidive</li> <li>- inoperable Hypophysenadenome oder Rezidive</li> <li>- Akustikusneurinome (v.a. zum Hörerhalt)</li> <li>- Glomus-jugulare-Tumoren</li> </ul>
Maligne Hirntumoren	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 1-3 Hirnmetastasen (in Kombination mit einer Ganzschädelbestrahlung)</li> <li>- Rezidive von malignen Gliomen</li> </ul>
Augentumoren	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Aderhautmelanome</li> <li>- sekundäre Augentumoren</li> </ul>
Schädelbasistumoren	<ul style="list-style-type: none"> <li>- kleinvolumige Dosisaufsättigung bei Nasopharynxkarzinomen oder parapharyngealen Tumoren</li> <li>- Rezidivtumoren</li> </ul>

Tab. 1: Indikationsspektrum für stereotaktische Bestrahlungen.

### Forschungsbedarf und Perspektiven

Grundsätzlich sind stereotaktische Bestrahlungen nicht nur am Schädel, sondern auch bei Tumoren am Körperstamm sinnvoll. Größtes Problem ist dabei die exakte Positionierung, wobei aus klinischer Sicht vor allem bewegliche Ziele (in der atemverschieblichen Lunge und Leber) und Organe im Becken (z.B. Prostata, deren Lage sich abhängig von Blasen- und Darmfüllung ändert) interessant sind. Zurzeit werden Methoden entwickelt, die durch inter- und intrafraktionelle Lagevariabilität solcher Ziele hervorgerufene Ungenauigkeit der Bestrahlung zu minimieren. Dazu kommen bildgeführte Patientenpositionierungen („Image-guided Radiotherapy“, z.B. durch wiederholte CT-Untersuchungen bei jeder Bestrahlung), Tracking (Nachführen des Strahls während der Bestrahlung) und Gating (Kontrolle des Atemzyklus und Bestrahlung nur in bestimmten Atemphasen, in denen das Ziel sich in einer bestimmten Position befindet) in Betracht. Das auf diesem Gebiet aktuell innovativste Gerät ist das Cyber-Knife, eine Kombination aus Linearbeschleuniger und Industrieroboter,

dessen Software vor allem am Institut für Robotik der Universität zu Lübeck entwickelt wurde (s. Beitrag in diesem Heft "Präzise Navigation in der Robotergestützten Strahlenchirurgie).

Der klinische Stellenwert von Präzisionsbestrahlungen (als alleinige Therapie oder zur Dosisaufsättigung in Kombination mit einer konventionellen Strahlentherapie) ist wahrscheinlich sehr hoch, und die möglichen Anwendungen sind vielfältig. Die auf solche Verfahren spezialisierten Hochschulkliniken sind herausgefordert, die Bedeutung dieser Verfahren in den nächsten Jahren durch Studien zu belegen. Die Universitätsklinik Lübeck ist zur Zeit einige der wenigen Kliniken in Norddeutschland und die einzige Klinik in Schleswig-Holstein, die stereotaktische Bestrahlungen durchführt.

(Literatur beim Verfasser)

## Ruf nach Lübeck angenommen

**Prof. Dr. rer. nat. Thorsten M. Buzug**, hat zum 1. Dezember 2006 den Ruf auf die Professur für Medizinische Mess- und Automatisierungstechnik an der Universität zu Lübeck angenommen. Prof. Buzug, der vom Rhein-Ahr-Campus Remagen der Fachhochschule Koblenz nach Lübeck kommt, tritt als Direktor des Instituts für Medizinische Mess- und Automatisierungstechnik die Nachfolge von Prof. Dr. rer. nat. Ewald Konecny an.



## Auswärtigen Ruf angenommen

**Prof. Dr. med. Stephan Lang**, Universitätsklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde Lübeck, hat den Ruf auf eine W3-Professur an die HNO-Klinik der Universität Duisburg-Essen, Universitätsklinikum Essen, angenommen.



## Auswärtigen Ruf abgelehnt

**Prof. Dr. med. Rainer Schönweiler**, Universitätsklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde Lübeck, Abteilung für Phoniatrie und Pädaudiologie, hat den Ruf auf die W3-Professur für Phoniatrie und Pädaudiologie in der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm abgelehnt.



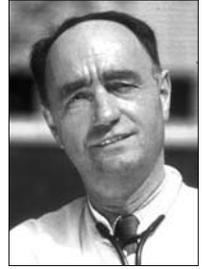
## Fachgesellschaften

**Prof. Dr. med. Peter Dominiak**, Direktor des Universitätsinstituts für Experimentelle und Klinische Pharmakologie und Toxikologie Lübeck, wurde auf der Mitgliederversammlung der International Society of Hypertension (ISH) anlässlich des Internationalen Kongresses für Hypertonie in Fukuoka/Japan für weitere vier Jahre in den Vorstand der ISH gewählt.



## Ehrung

**Prof. Dr. med. Wolfgang L. Gross**, Direktor der Universitätspoliklinik für Rheumatologie Lübeck und Chefarzt der Medizinischen Krankenhausabteilung der Rheumaklinik Bad Bramstedt, wurde von der Stadt Aachen anlässlich des 33. Aachener Rheuma-Seminars am 3. November 2006 in Anerkennung seiner Verdienste auf dem Gebiet der Rheumatologie mit der Dr.-Franziskus-Blondel-Medaille ausgezeichnet.



## Preise

**Dr. med. Andrea Chiriac**, Universitätsklinik für Frauenheilkunde und Geburtshilfe Lübeck, erhielt auf dem Kongress der Deutschen Gesellschaft für Gynäkologie und Geburtshilfe (DGGG) in Berlin im September 2006 für ihre Arbeit "Bestimmung der Konzentration von Troponin-T, Erythropoetin, Laktat, pro-ANP und pro-BNP sowie der Normoblastenzahl im Nabelschnurblut von wachstumsretardierenden Feten" das Internationale Gaststipendium der Deutschen Gesellschaft für Gynäkologie und Geburtshilfe.



**Jens Heyder**, Informatikabsolvent an der Universität zu Lübeck, wurde für hervorragende Studienleistungen mit dem Best-Bachelor-Preis der Firma Philips ausgezeichnet. In seiner Abschlussarbeit "Richtungserkennung in mehrfach orientierten Bildern", die er am Institut für Signalverarbeitung und Prozessrechenstechnik schrieb, entwickelte er ein neues Verfahren, mit dem sich die Richtungserkennung in der medizinischen Bildgebung um ein Vielfaches verbessern lässt. Der Philips-Preis, der an der Universität Lübeck 2002 erstmals vergeben wurde, ist mit 1.000 Euro dotiert.



## Preise

---

**Priv.-Doz. Dr. med. Daniela Hornung**, Universitätsklinik für Frauenheilkunde und Geburtshilfe Lübeck, erhielt auf dem Kongress der Deutschen Gesellschaft für Gynäkologie und Geburtshilfe (DGGG) in Berlin im September 2006 den Rockstroh-Forschungsförderpreis für ihre Forschungen zum Thema "Der Einfluss des Adhäsionsmoleküls L1 (CD171) auf Proliferation und Nervenmigration bei Endometriose", vergeben von der Stiftung Frau - Kind - Gesundheit Dr. Rockstroh.



**Dr. med. Petra Jost** wurde für ihre an der Medizinischen Klinik I der Universität zu Lübeck angefertigte Dissertation "Interaktion atypischer und klassischer  $\beta$ -adrenerger Rezeptoren mit Insulin im Fettgewebe" mit dem erstmals vergebenen Zonta-Promotionspreis 2006 des Zonta-Clubs Lübeck ausgezeichnet. Die Ergebnisse ihrer Arbeit könnten ein Schlüssel zum Verständnis der Pathophysiologie des Insulinresistenzsyndroms sein und bei der Entwicklung neuer effektiver Therapieansätze des metabolischen Syndroms helfen. Der Zonta-Promotionspreis ist mit 2.500 Euro dotiert.



**René Kube, Wissenschaftsfotograf**, Informations- und Pressestelle der Universität zu Lübeck, erhielt zwei Preise im Bilderwettbewerb "Wissen-Schafft-Bilder" der Firma Medicalpicture, Köln. In der Kategorie "Forschung und Wissen" belegte er mit dem Foto "Auf die Pelle gerückt" den 1. und mit dem Bild "Nierensteinzertrümmerung" den 3. Platz. Die preisgekrönten Fotos veranschaulichen medizinische Anwendungen der Lasertechnik. Die Preise wurden auf der Photokina 2006 in Köln überreicht.



**Dr. rer. nat. Dipl.-Phys. Jörg Neumann** wurde für seine Doktorarbeit "Mikroskopische Untersuchungen zur laserinduzierten Blasenbildung und -dynamik an absorbierenden Mikropartikeln" mit dem Professor-Otto-Roth-Preis 2006 der Gesellschaft der Freunde und Förderer der Universität zu Lübeck ausgezeichnet. Er befasste sich in der am Medizinischen Laserzentrum Lübeck angefertigten Arbeit mit einem neuartigen medizinischen Laserverfahren, der Selektiven Retina-Therapie (SRT), das in Deutschland derzeit nur in den Universitätskliniken Lübeck, Kiel und Regensburg durchgeführt wird. Der Professor-Otto-Roth-Preis ist mit 2.500 Euro dotiert.



**Dr. med. Jan Rupp** wurde für die wissenschaftliche Veröffentlichung "Chlamydia pneumoniae infection promotes a proliferative phenotype through Egr-1 activation in vitro and in vivo" mit dem Heinrich-Dräger-Wissenschaftspreis 2006 ausgezeichnet. In der Publikation untersucht die von Dr. Rupp geleitete Arbeitsgruppe, die am Institut für Medizinische Mikrobiologie und Hygiene der Universität zu Lübeck und am Forschungszentrum Borstel forscht, die Infektion der initialen Zielzellen der Chlamydien in der Lunge, die Mechanismen ihrer Aktivierung und die Translokation von Chlamydia pneumoniae aus der Lunge in das Gefäßsystem. Sie erschien in der renommierten Fachzeitschrift "Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America" (PNAS 2005;162:3447-3452). Der Heinrich-Dräger-Wissenschaftspreis ist mit 2.500 Euro dotiert.



## Fachgesellschaften

---

**Priv.-Doz. Dr. rer. nat. Jürgen Rohwedel**, Institut für Medizinische Molekularbiologie der Universität zu Lübeck, wurde in den wissenschaftlichen Beirat der Deutschen Gesellschaft für Stammzellforschung gewählt.



## Drittmittel

---

**Dr. rer. nat. Ralf Brinkmann**, Institut für Biomedizinische Optik der Universität zu Lübeck, ist einer der Gewinner im Innovationswettbewerb Medizintechnik 2006 des Bundesministeriums für Bildung und Forschung. Damit wurde das in seiner Arbeitsgruppe entwickelte optoakustische Verfahren zur Temperaturbestimmung bei



Photokoagulation (Laserbehandlung von Netzhautablösung) ausgezeichnet. Die Durchführung eines Transferprojektes soll mit bis zu 1,5 Millionen Euro gefördert werden. Kooperationspartner sind das Medizinische Laserzentrum Lübeck, die Universitätsaugenklinik Kiel und die Firma WaveLight, Erlangen. Dr. Brinkmann ist – nach 2002 und 2004 - bereits zum dritten Mal Gewinner im Innovationswettbewerb Medizintechnik. Bundesforschungsministerin Dr. Annette Schavan überreichte den Preis auf der Medica 2006 in Düsseldorf.

**Priv.-Doz. Dr. med. Johannes Klein**, PhD, Medizinische Klinik I der Universität zu Lübeck, wurde für das Forschungsprojekt "Corticosteroid Receptor-Mediated Control of Endocrine Adipocyte Function" von der Deutschen Forschungsgemeinschaft eine Sachbeihilfe in Höhe von 455.000 Euro bewilligt. Als eine der ersten



beschrieb seine Arbeitsgruppe eine mögliche Rolle des Mineralokortikoidrezeptors für die Steuerung der endokrinen Funktion von Fettzellen. Das Projekt wird in Kooperation mit dem Deutschen Krebsforschungsinstitut (DKFZ) in Heidelberg durchgeführt. Die Arbeiten der Gruppe zur Erforschung peripherer Wirkungen des Endocannabinoid-Systems werden im Rahmen eines "Translational Research"-Projektes der angewandten Grundlagenforschung von Aventis-Sanofi mit insgesamt 230.000 Euro unterstützt. Untersucht werden direkte Wirkungen des neu zugelassenen Cb-1-Rezeptor-Antagonisten Rimonabant auf die Fettzellfunktionen. Dabei stehen die inflammatorische Hormonsekretion und eine Transdifferenzierung von energiespeichernden weißen in energieabgebende braune Fettzellen im Vordergrund.

**Prof. Dr. med. Ralf Paus**, Universitätsklinik für Dermatologie, Allergologie und Venerologie Lübeck, wurde für sein Projekt „Molekulare Kontrollen der Haarfollikelinduktion: Rolle des Transkriptionsfaktors NF-kappa B und seiner upstream-Regulatoren“ von der Deutschen Forschungsgemeinschaft zum 1. Februar 2007 eine Förderung von insgesamt 87.000 Euro mit einer Laufzeit von 24 Monaten bewilligt.



Was wäre, wenn alle Akutbereiche übergreifend

zusammen arbeiten könnten – Hand in Hand?

Die Antwort: **infinity**.<sup>®</sup>



Ein völlig neuartiges Acute Care System™. Infinity ist ein komplett vernetztes System und integriert Patientenüberwachung, Therapie und Informationsmanagement Ihres Krankenhauses. Dieses System unterstützt die Vereinheitlichung sämtlicher Prozesse der Patientenversorgung und eröffnet damit neue Dimensionen in Bezug auf Sicherheit, Effizienz und Qualität der Pflege. Nun können Sie kontinuierlich Daten erfassen und therapieren – sogar beim Patiententransport. Für eine optimale Patientenversorgung. Erfahren Sie mehr unter [www.draeger.com/infinity](http://www.draeger.com/infinity).

**Dräger**medical

A Dräger and Siemens Company

Because you care