

# Postersession



# Der chirurgische Workflow bei Hirntumoren – statistisch aufwendig und klinisch relevant?

Dr. Dirk Lindner<sup>1</sup>, Sebastian Blecha<sup>1</sup>, Dr. Thomas Neumuth<sup>2</sup>, Prof. Jürgen Meixensberger<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Klinik für Neurochirurgie, Universität Leipzig;

<sup>2</sup> ICCAS Innovation Center Computer Assisted Surgery Leipzig

contact person: dirk.lindner@medizin.uni-leipzig.de

## Abstract :

Neurochirurgische Operationen sind vielfach technisch komplex und aufwändig. Der Neurochirurg kann möglicherweise die Vielzahl an Informationen nicht optimal ausnutzen, Frustration und suboptimale Nutzung der Assistenzsysteme sind die Folge. Anhand der Resektion von Hirntumoren wurde die Aussagekraft von Workflowanalysen klinisch geprüft. Ein Editor wurde programmiert und 60 Patienten intraoperativ mit Hirntumoren begleitet. In allen Fällen war die Aufnahme stabil. Interessant war beispielsweise der geringe zeitliche Aufwand zum Einrichten der Navigation, die Nutzung des Ultraschalls, die genaue zeitliche Beschreibung der OP Folge wie auch die Aktivität des Assistenten in weniger als der Hälfte der OP. Weitere Workflowstudien sollten das Zusammenspiel der Assistenzsysteme und mögliche technische Konflikte genauer untersuchen.

Schlüsselworte: chirurgischer Workflow, Hirntumoren, intraoperativ

## 1 Problem

Der Ablauf einer erfolgreichen Operation wird durch den personellen und technischen Einfluss vieler Faktoren geprägt. Ziel sind optimierte Operationsverläufe für den Patienten und den Behandler. Standards müssen hinterfragt, neue Methoden geprüft und Fehler suffizient abgestellt werden. In der Neurochirurgie sind technische Assistenzsysteme wie das Mikroskop, die Neuronavigation, das intraoperative Monitoring und die Bildgebung nicht mehr wegzudenken. Aber muss im OP Saal für jeder Operation alles vorgehalten werden, ist jeder Aufwand gerechtfertigt? Diese Fragen sind subjektiv nicht zu beantworten, die Datenlage ist dünn. Mit der Workflowanalytik sind statistische Analysen in detailliertester Form möglich. Nach sehr positiven Erfahrungen mit der Analyse von spinalen Eingriffen war das Ziel dieser Studie, einen Workfloweditor für die Beschreibung einer Hirntumor-Operation zu erstellen und klinisch zu prüfen. Die Ergebnisse werden hier vorgestellt.

## 2 Methoden

In Anlehnung an die Workflowanalyse bei spinalen Prozessen wurden zunächst 10 Patienten intraoperativ durch Mitarbeiter von ICCAS (Innovationszentrum für Computer assistierte Chirurgie Leipzig) begleitet und im Anschluss mit den Neurochirurgen besprochen. Darauf basierend wurde ein Workfloweditor erstellt und die nötigen Instrumente und Assistenzsysteme gemeinsam mit den OP-Schwestern eingefügt. Die Software ermöglicht es, alle Tätigkeiten der zu registrierenden Personen parallel und dabei getrennt nach den einzelnen Extremitäten zu erfassen (siehe Bild 1). Für die

Datenerfassung wurde ein Laptop Sony Vaio mit einem Intel Pentium III Prozessor mit 1,73 GHz und 512 MByte RAM Arbeitsspeicher eingesetzt. Ein Medizinstudent wurde jeweils mit dem Laptop vertraut gemacht. Jeder Student nahm 3 Operationen zum Erlernen der Funktionen des Editors ohne Auswertung auf. Insgesamt 3 Medizinstudenten im letzten Ausbildungsjahr begleiteten die Studie, so dass 9 Operationen nicht ausgewertet wurden. In die Auswertung gingen zwischen 2007 und 2008 insgesamt 60 Patienten ein. Die Aufnahme begann mit dem Hereinfahren des Patienten und Anästhesisten in den OP-Saal und endete mit dem Herausfahren des Patienten.

#### Die OP wurde in 5 Phasen unterteilt:

1. Anästhesiologische Vorbereitung im OP-Saal
2. Neurochirurgische Vorbereitung
3. Kraniotomie (nochmals in drei Unterphasen unterteilt)
4. Tumorpräparation und –Entfernung
5. Blutstillung und Wundverschluss einschließlich Knochendeckelfixierung, Auslagerung

#### Folgende Parameter wurden besonders bei der Workflowanalyse untersucht:

- Operationserfolg (im Bezug auf die in- bzw. komplette Tumorresektion)
- Technische Unterstützung der Operation (mit oder ohne Neuronavigation)
- Referenzierungszeit der Neuronavigation (präoperativ)
- Operateur
- Operationsdauer (Schnitt-Naht-Zeit)
- Gesamteinsatzzeit und Anwendung des Ultraschalls, CUSA
- Gesamteinsatzzeit und Positionsänderungshäufigkeit des Operationsmikroskops
- Tumorresektionszeit
- Dauer der einzelnen Phasen und die Gesamtzeit der Blutstillung bis zum Abschluss der Hautnaht
- Dauer der Assistententätigkeit

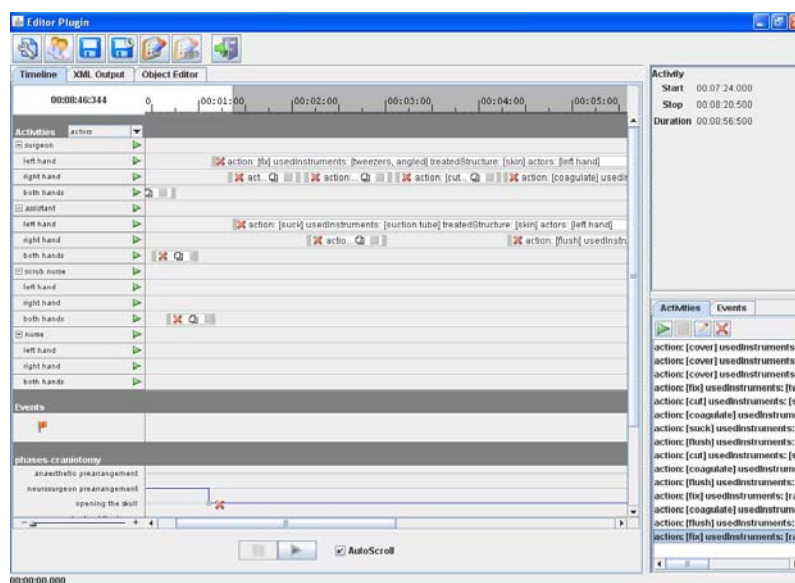


Bild 1: Einteilung nach der Händigkeit und der Person intraoperativ

### 3 Ergebnisse

Die Workflowaufnahme erfolgte in allen 60 Operationen suffizient, die Kontrolle einzelner Abfolgen entsprach exakt dem normalen OP Protokoll. Bei 26 Patienten (43%) wurde eine Neuronavigation eingesetzt, der Zeitaufwand zur Registrierung und Anzeichnung des optimalen Zugangs lag bei lediglich 10 Minuten. Die mittlere OP Zeit aller Operationen lag bei 3h 8 Minuten. Histologisch wurden 22 Gliome, 10 Metastasen, 15 Meningeome aber auch Lymphome, ein Glomustumor und Akustikusneurinome operiert.

Exemplarisch einige klinische Ergebnisse:

1. Die Zeit vom Schnellschnitt bis zur Information des Pathologen via Telefon lag bei 48 Minuten.
2. Ein OP-Assistent war nur während 48,6% der Operationszeit wirklich aktiv.
3. Die durchschnittliche Zeit für die Tumorentfernung nach Auffinden des Tumors lag bei 1h 3min.
4. Blutstillung und Wundverschluss beanspruchten durchschnittlich 1h 2min.
5. Die Position des OP-Mikroskops wurde durchschnittlich 25 Mal während der Operation gewechselt, die Einsatzzeit lag bei 1h 35 min (mittel).
6. Der Einsatz des 2D-Ultraschall (B-Mode) betrug nur 5 Minuten. Bei 7 von den 22 Patienten mit einem Gliom wurde auf Grund des Ultraschalls die Resektion des Tumors fortgesetzt.

### 4 Diskussion

Der Workfloweditor ist ein hoch interessantes Instrument für die Analyse verschiedener Schritte während einer Operation. Die gemeinsame Entwicklung durch Informatiker, Neurochirurgen, Medizintechniker und OP-Schwestern in Leipzig hat zu einem suffizienten Tool für die Aufnahme und Wiedergabe aller Details einer Hirntumoroperation geführt. Alle Prozeduren können nach einzelnen OP Abschnitten, Operateuren und Instrumenten getrennt betrachtet und analysiert werden. Die zentrale Rolle des Mikroskops hat sich bestätigt, der Aufwand für Navigation und intraoperativen Ultraschall sind gering. Die kalkulierbaren Zeiten für die Kraniotomie, die Tumorentfernung und den Wundverschluss fließen bereits in die Kommunikation zwischen Neurochirurg und Anästhesisten ein. Die Rolle einer Kamera zur Workflowaufnahme und die Synchronisation verschiedener Datenquellen sind die Herausforderung der zukünftigen Workflowanalysen. Das Zusammenspiel einzelner Instrumente (CUSA, Mikroskop, Navigation, Bipolator) wird weiter untersucht, die physikalischen Parameter des Ultraschalls und anderer intraoperativer Bildgebung sollen automatisch ausgelesen werden. Durch den Einsatz aller Beteiligten ist der Workfloweditor endgültig in der Klinik angekommen.



# Nutzerzentrierte Video-Content-Generierung für die webbasierte chirurgische Aus- und Weiterbildung mit SurgeryTube

H. Schliecke<sup>1</sup>, K. Mühler<sup>1</sup> und B. Preim<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Institut für Simulation und Graphik, Magdeburg, Germany

Kontakt: heike.schliecke@ovgu.de

## Abstract:

*Durch die gesamte Breite neuer Web-Technologien kann die Effizienz der chirurgischen Facharztaus- und Weiterbildung in Hinblick auf einen schnelleren und tiefergehenden Erwerb neuer Techniken und fallspezifischen Wissens gesteigert werden. Chirurgische Informations- und Lernplattformen für verschiedene Ausbildungsinhalte setzen hierauf ihren Fokus (z.B. webop [11], SurgyTec [10], WeBSurg [12], Nucleus Medical Media [9]). In diesem Beitrag wird mit dem Vorhaben "SurgeryTube" eine konkrete Lösung für die Chirurgische Aus- und Weiterbildung vorgestellt und auf die nutzerseitige Generierung und Kommentierung von Videomaterial als Kernmedium eingegangen, da sich nach wie vor diverse Probleme im Umgang mit dem nutzergenerierten Videomaterial ergeben. Diese Diskussion ist dabei prinzipiell für alle webbasierten Videoplattformen zutreffend, bei denen die Nutzer Content generieren und uploaden können.*

*Schlüsselworte: Video-Content-Generierung, Chirurgische Ausbildung, webbasierte Lernplattform*

## 1 Problem

Die chirurgische Ausbildung wird dadurch erschwert, dass ein immenser Zeitdruck eine adäquate Anleitung jüngerer Mediziner am OP-Tisch kaum noch erlaubt. Chirurgisches Wissen und chirurgische Fertigkeiten, zu denen z.B. die Handhabung von Instrumenten, die Stillung von Blutungen und die Reaktion auf Komplikationen zählen, erfordern jedoch Übung und praktische Erfahrung. Teilweise kann versucht werden, dies in sehr aufwendigen und teuren Chirurgie-Simulatoren [4] zu trainieren. Darüber hinaus ist konzeptionelles Wissen nötig, etwa über Zugangswege, Versorgungsgebiete, Risiken bestimmter Eingriffe oder Wirkprinzipien chirurgischer Instrumente, z.B. Laser.

Aus diesen Gründen gewinnt die Entwicklung und interdisziplinäre, ortsunabhängige Nutzung computergestützter Ausbildungs- und Trainingssysteme im medizinischen Bereich immer mehr an Bedeutung. Die diesbezügliche Entwicklung von Lern- und Trainingssystemen in der Chirurgie konzentrierte sich bisher auf die Chirurgie-Simulation von deformierbaren Modellen unterschiedlicher Gewebearten, Blutungs- und Handhabungssimulation, und die mehr oder minder praxisnahe Simulation endoskopischer bzw. laparoskopischer Eingriffe. Andere Lernanwendungen in der Chirurgie vermitteln reines Faktenwissen bzw. bilden Nachschlagewerke multimedial ab. Neben stark limitierten Interaktionsmöglichkeiten liegen diesen Anwendungen keine 3D-Modelle realer Patientendaten zugrunde, sodass insbesondere auch keine durchgängige Anwendungslogik praxisnah vermittelt werden kann, die von Therapieentscheidungen über präoperative Planungen zur intraoperativen Nutzung von technologisch basierten navigierten Assistenzsystemen bis ins Patientenmonitoring durchgängig gestaltet wäre. Ein möglicher Weg ist beispielsweise die Nutzung von konkreten Fällen und Szenarien sowie die Darstellung von diversen Optionen und Alternativen für den Lernenden [1]. Derartige Lern- und Trainingssysteme sind zumeist über Datenträger und lokale Installationen nutzbar. Um eine höhere Aktualität und eine breitere Nutzung zu ermöglichen sowie eine kollaborative Erstellung und Bewertung der Inhalte zu unterstützen, kann konzeptionelles Wissen auch durch webbasierte Lernplattformen vermittelt werden.

Bislang wurde der Aspekt der Generierung von Videomaterial stark vernachlässigt. Es fehlt an geeigneten Konzepten, die es auch videotechnischen Laien ermöglichen, Beiträge für Webportale ohne komplizierte Zusatzsoftware zu erstellen. Diese allgemeine Problematik wird zusätzlich durch die gestiegenen Anforderungen aktueller Videoformate, hochauflösender Bilder sowie den damit verbundenen Qualitätsanforderungen der Nutzer an die Lerninhalte auf den Lernplattformen verschärft. Obwohl zahlreiche Erläuterungen zu den verschiedenen Formaten existieren [3], können diese dennoch den Nicht-Spezialisten leicht überfordern. Dabei ist gerade für die chirurgische Ausbildung eine sehr hohe Bildqualität entscheidend für die Vermittlung bestimmter Handgriffe oder die Darstellung kleinster Gefäße.

## 2 Methoden

Das Gesamtprojekt SurgeryTube zielt auf die Realisierung einer Weiterbildungsplattform für die Chirurgie. Zentrales Paradigma ist dabei die Integration von Lernen und täglichen Arbeitsprozessen durch zeit- und ortsunabhängige Bereitstellung von aktuellem Anwenderwissen. Dieses soll sich über nicht/gering strukturierte Plattforminhalte in einer großen Bandbreite von Formaten von der Live-Operation über Team-Hospitanzen und variierenden Falldarstellungen bis zu thematischen Fachbeiträgen in Analogie zu wissenschaftlichen Konferenzbeiträgen erstrecken. Dabei sollen interaktive Visualisierungstechniken umfänglich genutzt werden.

Eine essenzielle Basis für einen nachhaltigen Beitrag zur Verbesserung der Ausbildungsqualität bildet die Einbindung realer Falldaten in ein entsprechendes Aus- und Weiterbildungssystem. Diese Informationen (Diagnose, Bilddaten, Therapiemaßnahmen, Erfolgsbewertung...) müssen zuvor zuverlässig anonymisiert, medizinisch und technisch aufbereitet sowie in einem Review-Verfahren qualitätsgesichert werden. Neben einer umfassenden und ortsunabhängig nutzbaren Informationsquelle insbesondere bzgl. seltener Fälle, bietet sich hier auch die Möglichkeit, entsprechende Eingriffe in gut ausgestatteten Trainingszentren an Simulatoren zu trainieren bzw. den dadurch erzielten Ausbildungsfortschritt validiert zu quantifizieren.

Es wird dabei zwischen prozessorientierten und technologieorientierten klinischen Expertenbeiträgen unterschieden (siehe Abb. 1). Die Prozessorientierung adressiert chirurgische Operationsverfahren im Kontext sogenannter Goldstandards wie sie durch redaktionell stark vorstrukturierte Beiträge typischerweise in "konventionellen" Weiterbildungsinhalten von Online-Kursen, Online-Lehrbüchern u. a. dargestellt werden. Vorhandene Weiterbildungsinhalte, insbesondere webop, Liver/Spine Surgery-Trainer oder auch WeBSurg werden soweit möglich für die SurgeryTube-Plattform genutzt bzw. vernetzt.

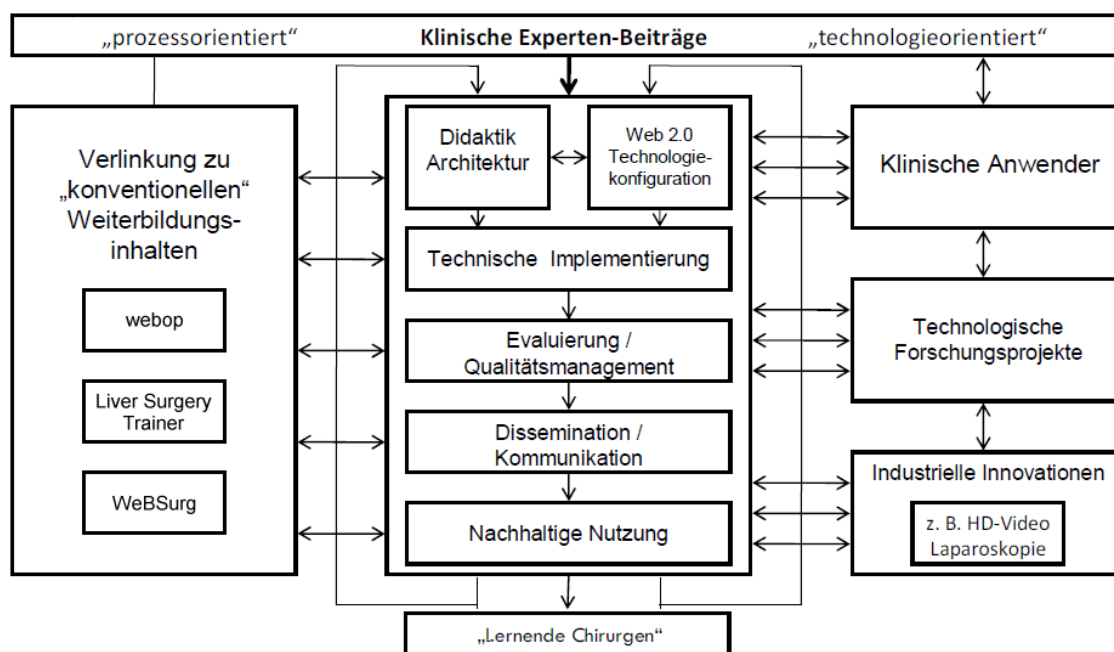


Abb. 1: Gesamtstruktur des Projektes SurgeryTube

SurgeryTube wird komplementär zur konventionellen Hospitationsschulung sowie multimedialen Lern- und Trainingshilfen für Chirurgen positioniert und ergänzt diese um die maximal erweiterte Möglichkeit des Austausches fallspezifischer bzw. patientenindividueller Erfahrungen und diesbezüglicher Diskussion zur kooperativen Erschließung von innovativem Anwendungswissen, insbesondere unter Berücksichtigung des gesamten OP-Prozesses von der präoperativen Planung über die intraoperative Intervention bis zum Patientenmonitoring. Primärer Anspruch an die Plattform ist daher die Bidirektionalität. Über eine aktive Kommunikation und die sich daraus ergebende Entstehung von User-Generated-Content soll die Wissensgenerierung erfolgen. Für den Mediziner in der Weiterbildung, aber auch den Facharzt für Chirurgie bieten sich entsprechend sowohl Möglichkeiten der passiven als auch der aktiven Teilnahme an SurgeryTube. Im Ergebnis wird eine nachhaltig genutzte und sich selbst erneuernde Plattform für die chirurgische Weiterbildung im Hosting durch den Berufsverband der Deutschen Chirurgen in Zusammenarbeit mit chirurgischen Fach-



gesellschaften realisiert. Mit dem Vorhaben wird eine verbesserte Unterstützung von Lern-, Lehr- und Qualifizierungsprozessen eingeleitet. Es wird die Erhöhung der Beschäftigungsfähigkeit junger Mediziner als Chirurgen bewirkt und die berufsbegleitende Qualifizierung im Sinne des "lebenslangen Lernens" von Chirurgen effektiv unterstützt.

### 3 Ergebnisse

Zentrale Komponente von SurgeryTube ist die interaktive Nutzung von Videos, die die Planung und Durchführung von Operationen sowie die Handhabung minimal-invasiver Instrumente veranschaulichen. Die Nutzung der Videofunktionen von existierenden Internet-Videoportalen wie YouTube [13] und MyVideo [8] ist nicht sinnvoll. Sie bieten einen freien Zugriff auf eine große Vielfalt an Videos und neben typischen Inhalten wie Musik, privaten Videos, Fernsehmitschnitte, Anleitungen und Tutorials zu spezieller Soft- und Hardware sind immer häufiger auch chirurgische Eingriffe zu finden [5]. Probleme bilden jedoch offene rechtliche Fragen und solche zum Datenschutz. Mit Hilfe von entsprechender Software können Videos einfach heruntergeladen und an anderer Stelle weitergenutzt werden. Somit ist es gerade für chirurgische Beiträge auch nicht sichergestellt, die Anonymität der Daten zu gewährleisten.

Die bisherige Situation bei der Erzeugung von Videomaterial für webbasierte Lernplattformen stellt sich wie folgt dar: Bei der Aufnahme von Videos können große Datenmengen (mehrere GB) anfallen. Typische HD-Kameras liefern oftmals HDV (1440x1080px) oder sogar Full HD mit 1080i (1920x1080px) als Format, was zwei Megapixel pro Bild entspricht und kaum im Browser direkt gezeigt werden kann. Das aufgenommene Material muss dann gesichtet und die relevanten Szenen markiert und ggf. annotiert werden. Für eine webfähige Nutzung des fertigen Materials ist im Unterschied zu den lokalen Systemen oftmals eine deutliche Reduzierung der Auflösung und damit der Datenmenge durch ein geeignetes Kompressionsverfahren notwendig. Somit wird zum einen das flüssige Abspielen der Videos innerhalb der Plattform gewährleistet, zum anderen ist dadurch ein Upload in vertretbaren Zeiten überhaupt erst durchführbar.

Die geschilderte Situation erfordert spezielle Software, die clientseitig installiert werden muss und als Ergebnis relativ kleine Videoclips produziert. Eine serverseitige Videokonvertierung, wie es etwa die Firma Google mit ihrer Videoplattform YouTube nebst einem neuen browserbasierten Schnittprogramm [7] anbietet, ist für normale Rechenzentren und Webanbindungen schlecht möglich und erscheint, z.B. für ungeschnittene HD-Videos, aufgrund der enormen Upload-Zeiten als nicht sinnvoll. Als Zielstellung soll daher vor einem Upload die clientseitige Rechenleistung für Schnitt und Formatumwandlung genutzt werden, die Schnitt- und Kommentarfunktionen jedoch direkt im Browser mit der Webanwendung selbst erfolgen. Die verwendeten Auflösungen sollen außerdem festgelegt werden, beispielsweise 480p für Ausgangsmaterial in PAL und 720p für solches aus HD-Quellen.

Aus der Darstellung der verfügbaren Technologien wird deutlich, dass es durch eine geeignete Kombination möglich sein muss, eine webintegrierte und dennoch clientseitig ausgeführte Gesamtlösung zu erstellen. Voraussetzung dafür sind so genannte Browser-Plug-ins für Java, Flash oder Silverlight, wobei Flash weltweit eine sehr hohe Verbreitung besitzt [2]. Daraus ableitend, ergibt sich für die Benutzung des Uploads bei SurgeryTube folgende logische Abfolge:

1. Filmen des Beitrags (z.B. Operation, Vorstellung neuer Instrumente oder OP-Techniken)
2. Übertragen der Videodatei per USB, FireWire oder Flash-Medium auf den PC
3. Aufruf der Lernplattform bzw. des Videoportals im Browser und Anmeldung
4. Aufruf der Upload-Sektion und Auswahl der Videodatei(-en)
5. Setzen von Schnittmarken (In/Out-Marken) bei den interessierenden Szenen
6. Eingeben von Zusatzinformationen (z.B. Annotationen, Audiokommentar) im Video
7. Aufruf von "Upload" (evtl. das Einstellen bzw. Übernehmen von Parametern)
8. Automatische Konvertierung und Upload aller markierten Szenen
9. Kontrolle der Szenen innerhalb des Webportals
10. Einsortieren und Verlinken mit den relevanten Sachgebieten

Durch das Anmelden an das System in Schritt 3 werden alle Szenen automatisch einem Anwender zugeordnet. Der zeit- und aufwändige Schritt der Konvertierung des Videomaterials auf der Clientseite sowie das Übertragen auf den gesicherten Server des medizinischen Webportals (Schritt 8) erfordert keine Anwesenheit des Nutzers, so dass alle nötigen Tätigkeiten zügig erledigt werden können. Die spätere Kontrolle direkt auf der Webplattform, jedoch vor dem eigentlichen Veröffentlichen der Beiträge (Schritt 9 und 10), verhindert Fehler oder ungewollte Szenen. Die Möglichkeit der Eingabe von Zusatzinformationen in Form von Annotationen oder Audiokommentaren (Schritt 6) im Video selbst stellt eine weitere wichtige Funktion dar. Somit können z.B. mit Hilfe von farbigen oder textuellen Einblendungen (siehe [6]) die wesentlichen Stellen in der Szene besser hervorgehoben bzw. näher erläutert werden. Auch die Umsetzung einer Zoomfunktion bzw. die Wahl eines Ausschnittes im Video ist zu erwägen, lassen sich doch mit einer Ausschnittvergrößerung

deutlich mehr Details erkennen. Solange die Auflösung im Web geringer als die des erstellten Videos ist, wird auch ein Qualitätsverlust vermieden.

## 4 Diskussion

Für die Fertigstellung unserer Lösung sind weitere Untersuchungen nötig, denn aus der bisherigen klinischen Zusammenarbeit ergibt sich hier ein heterogenes Bild bzgl. vorhandener Video- und Rechentechnik. Wie erläutert, sind die Qualitätsanforderungen an das erstellte Videomaterial sehr hoch, was mit den verfügbaren Bandbreiten der Netzanbindung, aber auch üblichen Bildschirmauflösungen der Nutzer in Einklang gebracht werden muss. Ebenfalls zu untersuchen sind typische Nutzungsszenarien der Videosektion von SurgeryTube. Das heißt, welche Personengruppe konkret für die Erstellung, die Verarbeitung und Kommentierung der Beiträge zuständig ist. Es ist davon auszugehen, dass ein sehr erfahrener und damit in der Regel extrem ausgelasteter Chirurg sein Expertenwissen mit möglichst geringem zeitlichen Aufwand in die Erstellung von Lerninhalten einbringen wird. Hier sind geeignete Teamkonzepte bei der Content-Generierung erforderlich. Realistischer erscheint, dass eine von einem Chef- oder Oberarzt durchgeführte OP videobasiert erfasst wird, ein technisch versierter Assistenzarzt das entstandene Material aufbereitet und anschließend ein chirurgischer Experte die entsprechenden Szenen kommentiert. Hierfür wird sich eine Webplattform wie SurgeryTube ebenfalls ideal eignen. Erst nach diesen Untersuchungen, kann eine Optimierung der praktischen Umsetzung erfolgen, die dann mittels Expertenrating direkt durch Chirurgen mit und ohne Erfahrung im Umgang mit (webbasierter) Videobearbeitung bzw. dem Erstellen von Inhalten für Lernplattformen evaluiert wird.

## 5 Referenzen und Webseitenverzeichnis (Stand Juli 2010)

- [1] Cordes, J., Mühler, K., Oldhafer, K. J., Stavrou, G., Hillert, C. & Preim, B., Szenariobasierte Entwicklung eines Chirurgischen Trainingssystems. In: eLearning in der Medizin und Zahnmedizin (Proceedings 11. Workshop der GMDS AG), Aachen: Shaker Verlag 17-30, 2007.
- [2] Greitens, D. & Schwichtenberg, H., Microsofts Silverlight: Stand der Dinge. In: iX – Magazin für professionelle Informationstechnik, 10-2009, 83f, 2009.
- [3] Kelly, Ch. R., Hogle, N. J., Landman, J. & Fowler, D. L., High Definition in Minimally Invasive Surgery: A Review of Methods for Recording, Editing, and Distributing Video. In: Surg Innov, 15, 188, 2008.
- [4] Kühnapfel, U. G., Çakmak, H. K. & Maaß, H., Endoscopic surgery training using virtual reality and deformable tissue simulation. In: Computers & Graphics, 24(5), 671-682, 2000.
- [5] Steinberg, P. L., Wason, S., Stern, J. M., Deters, L., Kowal, B. & Seigne, J., YouTube as Source of Prostate Cancer Information. In: Urology. Article in Press, 2009.
- [6] BubblePLY. <http://www.bubbleply.com/demo.aspx>
- [7] Heise. <http://www.heise.de/newsticker/meldung/YouTube-Clips-direkt-im-Browser-schneiden-1024342.html>
- [8] MyVideo. <http://www.myvideo.de/>
- [9] Nucleus Medical Media. <http://catalog.nucleusinc.com>
- [10] SurgyTec. <http://www.surgytec.com/>
- [11] webop. <http://www.webop.de/>
- [12] WeBSurg. <http://www.websurg.com/>
- [13] YouTube. <http://www.youtube.com>

# PMD-Kameratechnik als Teil eines Sicherheitskonzept für roboterunterstützte Operationen

J. Bernshausen<sup>1</sup>, J. Wahrburg<sup>1</sup>, P. Nicolai<sup>2</sup>, H. Mönnich<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Universität Siegen, Zentrum für Sensortechnik (ZESS), Siegen, Germany

<sup>2</sup> Karlsruher Institut für Technologie, Institut für Prozessrechentchnik, Automation und Robotik, Karlsruhe, Germany

Kontakt: modicas@zess.uni-siegen.de

## Abstract:

*Dieser Beitrag beschäftigt sich mit dem Aufbau eines Mehrkamerasystems bestehend aus 3D-PMD Kameras zur Überwachung eines Operationssaals in der roboterunterstützten Chirurgie. Der Einsatz mehrerer PMD-Kameras ermöglicht eine schnelle und robuste Positionserkennung aller sich im Raum befindlichen Personen sowie die Erkennung des Robotersystems. Auf diese Weise ist es möglich Sicherheitskonzepte zur kollisionsfreien und gefahrlosen Benutzung eines Robotersystems im Operationsumfeld zu entwickeln. Im Folgenden werden der Aufbau und die Kalibrierung des PMD-Kamerasystems vorgestellt.*

*Schlüsselworte: PMD-Technik, 3D-Kamera, Überwachung, Operationssaal, Sicherheitskonzept, Robotik*

## 1 Problem

Mit dem Einsatz von Robotern bei chirurgischen Eingriffen ist die Erwartung verknüpft die Qualität der Operation zu erhöhen und somit zu einer Verbesserung der Sicherheit des Patienten beitragen zu können. Für den sicheren Einsatz eines Roboters selbst ist es jedoch notwendig seine Umwelt, in diesem Fall den Operationssaal, zu erfassen, zu modellieren und dieses Modell dem Roboter bzw. einer übergeordneten Planungseinheit zur Verfügung zu stellen. Auf diese Weise können eventuelle Kollisionen des Roboters mit seiner Umwelt, speziell mit Gegenständen und Personen im Bereich des OP-Tisches, erkannt und vermieden werden. Dies trägt wesentlich zum gefahrlosen Umgang mit einem Chirurgieroboter bei. Zur Umgebungserfassung muss ein Sensorsystem aufgebaut werden, welches die Möglichkeit einer dreidimensionalen Datenaufnahme bietet. Verschiedene bildgebende Sensoren sind hierfür vorstellbar. Laserscanner, Stereo-Visionssysteme und auch die neueren auf dem „Time-of-Flight“-Prinzip basierenden PMD-Kameras [1] bieten diese Möglichkeit. Im Vergleich der aufgeführten Sensoren bietet die PMD-Kamera bezüglich Geschwindigkeit und Genauigkeit bei der 3D Datenaufnahme, sowie dessen Baugröße und Preis die am besten geeignete Alternative zur Umgebungserfassung. Problematisch bei der Verwendung eines 3D Erfassungssystems sind Überschattungen zwischen den verschiedenen Objekten beziehungsweise den in dem Operationssaal befindlichen Personen. Dies führt in der Regel zu Fehlinterpretationen in der aufgenommenen 3D-Szene und kann im Nichterkennen von Personen beziehungsweise in einer Fehlberechnung ihrer Positionen resultieren. Aus dieser Überlegung heraus ist die Verwendung von mehreren Kameras notwendig, welche im Raum so verteilt werden müssen, dass eine lückenlose Überwachung möglich ist und die Möglichkeit von Überschattungen weitestgehend ausgeschlossen werden kann. Hierzu muss eine geeignete Positionierung der Kameras im Operationsraum gefunden werden. Des Weiteren müssen die Kameras synchronisiert werden und gegenseitige Beeinflussungen der PMD-Kameras müssen verhindert werden. Im Folgenden soll zunächst auf die Funktionsweise und Eigenschaften einer PMD-Kamera eingegangen werden, bevor die beim Aufbau eines PMD-Kamerasystems entstehenden Probleme behandelt werden und dessen Aufbau vorgestellt wird.

## 2 Methoden

### 2.1 Einführung in die PMD-Technik

Wie bereits erwähnt basiert die PMD-Technik auf einem „Time-of-Flight“-Messverfahren. Die Entfernung wird folglich durch die Bestimmung der Lichtlaufzeit ermittelt. Hierzu besitzt die Kamera ein Beleuchtungsmodul, welches Licht im

infraroten Spektralbereich emittiert. Dieses Licht wird mit einer Frequenz von ungefähr  $f_{mod} = 20\text{MHz}$  periodisch moduliert. Das von der Kameraumgebung reflektierte Lichtsignal gelangt anschließend durch eine Optik auf den PMD-Chip. Dort wird innerhalb von jedem Pixel, durch ein Verfahren ähnlich einem Mischprozess, die Phasenverschiebung zwischen dem ausgesendeten Licht als Referenzsignal und dem einfallenden reflektierten Licht bestimmt. Über die Phasenverschiebung kann für jedes Pixel ein Entfernungswert berechnet werden. Jedes Pixel besitzt zudem eine Schaltung zur Unterdrückung des Hintergrundlichts. Dies gewährleistet einen Betrieb ohne Überbelichtung der einzelnen Pixel auch bei starkem Fremdlicht, wie dies der Fall in Operationsräumen sein kann. Des Weiteren kann die Beleuchtungszeit der Kamera frei gewählt werden. Für normale Reflektivität der Kameraumgebung liegt diese zwischen 0,8ms und 2ms. Das Messrauschen der PMD-Kamera ist abhängig von der Reflektivität und der Entfernung des aufgenommenen Objekts, also der Menge und Intensität des reflektierten Lichtsignals, welches während der Belichtungszeit von dem Sensor empfangen wird. Für Objekte mit guter Reflektivität und einer Entfernung unterhalb von 4m können Messwerte mit einer Genauigkeit von unter 5mm erreicht werden.

Großer Vorteil des PMD-Prinzips ist, dass bei jeder 3D-Bildaufnahme ebenfalls ein 2D-Grauwertbild aufgenommen wird. Auf diese Weise kann die 3D-Szene mit einer Textur belegt werden, welches eine umfangreiche Bildverarbeitung ermöglicht.



Abb. 1: PMD-Kameras a) CamCube 2.0 [1] mit einer Auflösung von 204x204 Pixeln mit zwei externen seitlich angebrachten Beleuchtungmodulen b) PMDVision S3 mit 64x48 Pixeln mit einem integrierten Beleuchtungsmodul

Zurzeit sind verschiedene Modelle von PMD-Kameras der Firma PMDTec erhältlich, vergl. Abb. 1, welche sich durch deren Bauform, Auflösung und Preis unterscheiden. Es gibt ein Modell mit einer lateralen Auflösung von 64x48 Pixeln und eine höher auflösende Kamera mit 204x204 Pixeln.

## 2.2 Installation des Kamerasystems im Operationssaal

Um eine möglichst vollständige Abdeckung des Operationssaals zu erhalten, wird eine Konfiguration mit 6 Kameras vorgeschlagen. Diese sind wie auf Abb.2 skizziert in dem etwa 5x5m großen Raum angebracht. Die Anordnung der Kameras in den oberen Raumecken mit Blickrichtung in das Raumzentrum führt zu einer Minimierung möglicher Überdeckung zwischen Objekten oder Operationspersonal. Dazu kommen zwei weitere an der Decke oberhalb des Operationstisches angebrachte PMD-Kameras. Dies ermöglicht eine präzisere Überwachung des relevanten Gebiets. Mögliche Verdeckungen des relevanten Gebietes durch bewegliche Operationslampen werden durch eine optimierte Positionierung der Kameras größtenteils verhindert. In einem weiteren Schritt könnten die Kameras zur völligen Vermeidung der Überschattungen durch Operationslampen beispielsweise in diese integriert werden.



Abb. 2: Installation des PMD-Kamerasystems

Für das Mehrkamarasystem kommen insgesamt fünf PMDVision S3 und eine CamCube 2.0 zum Einsatz. Die hochauflösende CamCube wird oberhalb des Roboters befestigt. Dies ermöglicht neben einer präziseren Überwachung des relevanten Gebiets zusätzlich Vorteile bei der späteren Kalibrierung des Kamerasystems.

Bei der Verwendung mehrerer PMD-Kameras müssen prinzipbedingte Phänomene beachtet werden. Das „Time-of-Flight“-Verfahren mit interner Beleuchtung führt zur Überlagerung der Lichtsignale unterschiedlicher Kameras, aufgrund dessen die gemessenen Entfernungswerte verfälscht werden. Nach [1] kann dies jedoch durch die Verwendung unterschiedlicher Modulationsfrequenzen vermieden werden. Das Licht von Kameras mit anderer Modulationsfrequenz als der eigenen wird von einer Kamera bei einer Beleuchtungszeit von mehrfacher Länge der Periodendauer des Lichtsignals als Fremdlicht wahrgenommen und trägt nicht mehr zur Verfälschung der Entfernungsmessung bei. Der Hersteller bietet die Möglichkeit insgesamt drei unterschiedliche Modulationsfrequenzen einzustellen. Da allerdings sechs Kameras betrieben werden sollen, werden zwei Kameragruppen mit je drei Kameras gebildet, welche jeweils mit einer anderen Frequenz betrieben werden. Die zwei unterschiedlichen Gruppen werden im Zeitmultiplexbetrieb angesteuert. Dies bedeutet, dass die Bilder der Gruppen zu unterschiedlichen Zeitpunkten aufgenommen werden. Vorteil dieses zeitversetzten Aufnehmens ist zudem eine Reduzierung der Szenenbeleuchtung. Hierdurch kann eine Überbelichtung von PMD-Pixeln vermieden werden.

Zur Verwendung der aufgenommenen einzelnen 3D-Bilddaten für die Steuerung des Chirurgieroboters müssen diese zu einer Umweltrepräsentation zusammen gefügt werden. Dies geschieht durch verschiedene entwickelte Kalibrierverfahren, auf welche im nächsten Abschnitt näher eingegangen wird.

### 3 Ergebnisse

Durch die Verwendung unterschiedlicher Modulationsfrequenzen können die entstehenden Messfehler weitestgehend eliminiert werden.

Hierzu zeigt Abb. 3a das 3D-Bild einer PMD-Kamera in Anwesenheit einer weiteren Kamera mit gleicher Modulationsfrequenz. Zu sehen ist ein deutlich verrauschteres und verzerrteres Bild aufgrund der überlagerten Lichtsignale als bei der zweiten Aufnahme in Abb. 3b. Hier wurde die zweite Kamera mit einer von der Ersten abweichende Modulationsfrequenz betrieben

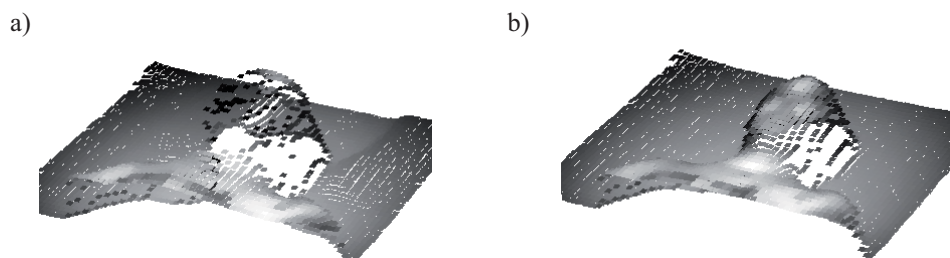


Abb. 3: PMD-Aufnahme eines Kopfes auf einem Operationstisch mit zwei Kameras  
mit a) gleicher und b) abweichender Modulationsfrequenz

Die zwei unterschiedlichen Kameragruppen werden im Zeitmultiplex betrieben. Dies geschieht durch Verwendung eines Softwaretriggers und führt zur Halbierung der maximal erreichbaren Bildrate der einzelnen Kameras. Das Umgebungsmodell wird jedoch für jede Aufnahme aktualisiert, sodass dieses mit einer Frequenz von 30Hz aktualisiert wird.

Um die Kameradaten zur Überwachung und Steuerung des Roboters zu nutzen, müssen alle 3D-Daten in ein gemeinsames Koordinatensystem transformiert werden. In diesem werden die Daten in eine gemeinsame Umweltrepräsentation überführt, an der später die Erkennung von Personen durchgeführt wird. Als gemeinsames Koordinatensystem bietet sich das Roboterkoordinatensystem an. Hierzu müssen zwei verschiedene Kalibrierverfahren entwickelt werden, die Kalibrierung zwischen Kamera- und Kamerakoordinatensystem, sowie die Kalibrierung zwischen Kamera- und Roboterkoordinatensystem.

Zur Kalibrierung der Kameras untereinander wird ein Kalibrierkörper, wie in Abb. 4a dargestellt, verwendet. Dieser wird von je zwei Kameras detektiert und die Position und Orientierung im jeweiligen Kamerakoordinatensystem berechnet.

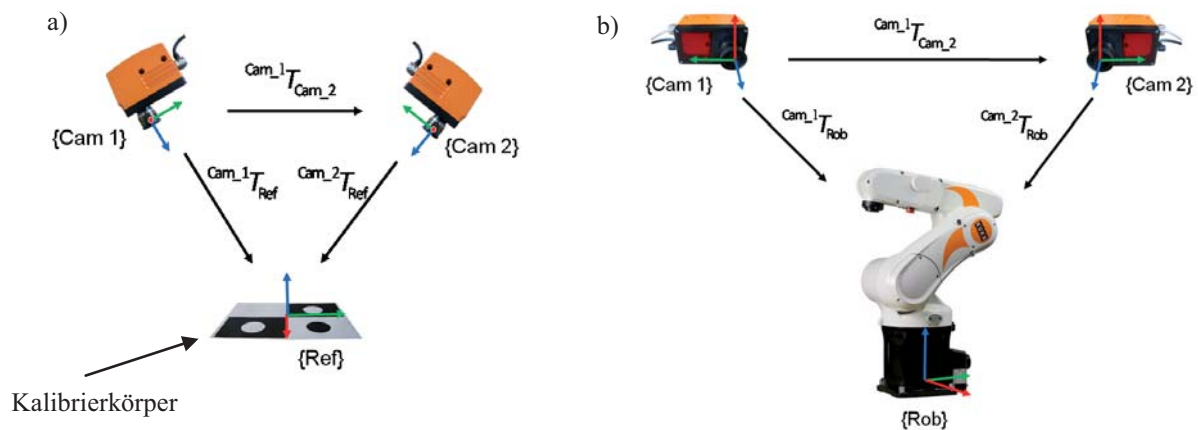


Abb. 4: Versuchsaufbau zur a) Kamera-Kamera Kalibrierung und b) Kamera-Roboter Kalibrierung

$$Cam_1 T_{Cam_2} = Cam_1 T_{Ref} \cdot Cam_2 T_{Ref}^{-1} \quad (1)$$

Über Gl.(1) kann auf die Transformationsmatrix zwischen den beiden Kameras geschlossen werden. Dieser Vorgang wird für alle anderen Kameras wiederholt bis alle Transformationsmatrizen zwischen den Kameras bestimmt sind.

Zur Transformation der Kameradaten in das Roboterkoordinatensystem wird anschließend eine Roboter-Kamerakalibrierung durchgeführt, wie in Abb. 4b dargestellt. Hierzu wird die höher auflösende CamCube verwendet. Diese gewährleistet eine genauere Bestimmung der Roboterposition. Zur Berechnung der Kalibriermatrix fährt der Roboter eine fest definierte Trajektorie ab. Hierbei wird die Roboterposition kontinuierlich aus den Kameradaten ermittelt und anschließend durch Abgleich der mit der Kamera gemessenen Daten und der dem Roboter vorgegebenen Positionen eine Transformationsmatrix berechnet. Für detailliertere Informationen über das Kalibrierverfahren sei auf [2] und [3] verwiesen.

## 4 Diskussion

Dieser Beitrag stellt den Aufbau eines Multi-PMD-Kamerasystems zur Überwachung eines Operationssaals in der roboterassistierenden Chirurgie vor. Es werden Verfahren zum störungsfreien Betrieb und zur Synchronisierung mehrerer PMD-Kameras, sowie die Positionierung der Kameras im Operationssaal erläutert. Des Weiteren wird auf verschiedene Kalibrierverfahren, um die 3D-Daten der einzelnen Kameras in ein geeignetes Koordinatensystem zu transformieren, indem diese in einer einheitlichen Darstellung fusioniert und dem Robotersystem zur Verfügung gestellt werden können, eingegangen.

Das auf diese Art aufgebaute und kalibrierte Kamerasystem ermöglicht die Aufnahme einer vollständigen 3D Umgebungsrepräsentation des Operationsraums, welche mit einer Framerate bis zu 30fps aktualisiert werden kann und bietet somit die Basis zur Überwachung und Steuerung eines Chirurgieroboters. Dies stellt einen Beitrag dar, um zukünftig die Kooperation zwischen Mensch und Roboter im Operationssaal sicherer zu gestalten.

## 5 Referenzen

- [1] Thorsten Ringbeck, *A 3D Time of Flight Camera for Object Detection*, Optical 3-D Measurement Techniques 09-12.07.2007 ETH Zürich, Plenary Session 1: Range Imaging I, 2007
- [2] Jens Bernshausen, Jürgen Wahrburg, Hubert Roth, *Application of A Novel 3D PMD-Camera to Monitor the Workspace of an Industrial Robot*, Robot Vision: New Research, Taisho Matsuda, pp. 3-11, Nova Publishers, New York 2009
- [3] Jens Bernshausen, Jürgen Wahrburg, Hubert Roth, *Obstacle Recognition in the Workspace of an Industrial Robot by a 3D-PMD-Camera*, European Control Conference, Budapest 2009

Diese Arbeit wurde finanziert durch das siebte Rahmenprogramm der Europäischen Kommission innerhalb des Projekts SAFROS – Patient Safety in Robotic Surgery“ unter Grant. Nr. 248960.

# Ein 3D-Ultraschallnavigationssystem für die computer-assistierte Chirurgie im Kopf-Halsbereich – Visionen und Konzepte

T. Brennecke<sup>1</sup>, J. Burgner<sup>1</sup>, L.A. Kahrs<sup>2</sup>, C. Günther<sup>3</sup>, T. Beyl<sup>1</sup>, J. Raczkowsky<sup>1</sup>, S. Tretbar<sup>3</sup>, T. Klenzner<sup>2</sup>, J. Schipper<sup>2</sup>, H. Wörn<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Karlsruher Institut für Technologie, Institut für Prozessrechentechnik, Automation und Robotik, Karlsruhe, Germany

<sup>2</sup> Universitätsklinikum Düsseldorf, Hals-, Nasen- und Ohrenklinik, Düsseldorf, Germany

<sup>3</sup> Fraunhofer-Institut für Biomedizinische Technik, St. Ingbert, Germany

Kontakt: thorsten.brennecke@kit.edu

## Abstract:

Zielsicher zwischen den Strukturen der Halsanatomie hindurch zu operieren wäre die Übertragung des Konzepts der minimal-traumatischen Chirurgie auf die betreffende Region. Methoden der medizinischen Navigation ermöglichen zielgerichtetere Operationsverfahren, wobei momentan die Weichgewebeverschieblichkeit unberücksichtigt bleibt. Durch die Entwicklung eines navigierten Ultraschallsystems, welches Modellwissen für Deformationen verwendet, soll die präoperative Datenlage bei diesen Operationen verbessert werden. Ziel ist ein Ultraschallsystem, das intraoperativ Strukturen mit Hilfe von Modellwissen automatisch erkennt und dreidimensional visualisiert. Diese Arbeit beschreibt einen Systementwurf, der diesen Anforderungen gerecht wird und aus einer Ultraschallforschungsplattform, einer Opensource Software für die navigierte Chirurgie, einem Lokalisationssystem sowie einem Modell für die Berechnung der Weichgewebeverschieblichkeit besteht.

Schlüsselworte: Freihand-3D-Ultraschall, computer-assistierte Halschirurgie, Navigation

## 1 Problem

Ein Hauptproblem für die Onlineplanbarkeit chirurgischer Eingriffe stellt die mit der Operation einhergehende Morphologieänderung des Situs dar. Eingriffe im Hals erfolgen dabei zumeist explorativ und relativ großflächig bezüglich der Schnittführung bzw. eines möglichen Traumas. Zielsicher zwischen den Strukturen der Halsanatomie hindurch zu operieren ohne diese vorher freizulegen, zählt bisher nicht zur etablierten klinischen Vorgehensweise. Methoden der medizinischen Navigation ermöglichen prinzipiell zielgerichtetere Operationsverfahren, wobei standardmäßig allerdings die Weichgewebeverschieblichkeit unberücksichtigt bleibt. Diese Herausforderung kann deshalb nur durch den Einsatz einer permanenten Messmodalität behoben werden. Durch Auswertung sonographischer Daten können die Ergebnisse beispielsweise in der Kopf-Halschirurgie durch die Aktualisierung der präoperativen Datenlage verbessert werden [1,2,3].

Sonographische Daten gelten als kaum exakt quantifizierbar und nur aufwendig segmentierbar. Die Interpretation der Ultraschallbilder ist von der Erfahrung und dem Talent des Arztes abhängig, der die zweidimensionalen (2D) Schnittbilder im Kopf zu Schichtbildern aus anderen Modalitäten bzw. der untersuchten anatomischen Strukturen in Bezug setzen muss. Diese gedankliche räumliche Zuordnung und Interpretation wird zusätzlich erschwert, wenn die geschaltete Region durch Bewegung in ihrer Morphologie verändert wird.

Kommerzielle Ultraschallsysteme sind zwar zum Teil mit Erweiterungen für dreidimensionalen Ultraschall (3D-US) erhältlich, jedoch beschränken sich diese Systeme auf die Visualisierung der (zum Teil bereits navigiert gewonnenen) Bilddaten. Neueste Systeme bieten zudem die Überlagerung von intraoperativ gewonnenen US-Daten mit den präoperativ erhobenen radiologischen Schnittbildern aus Computertomographie bzw. Magnetresonanztomographie. Neben dem äußerst limitierten Zugriff auf die US Rohdaten, bieten solche Systeme noch nicht die Möglichkeiten größere Morphologieänderungen, wie sie beispielsweise durch die Lagerung oder während des Operationsverlaufs entstehen, auszugleichen.

In der Forschung wird sich seit vielen Jahren der Erhebung von Freihand-3D-Ultraschalldaten beschäftigt, wobei zahlreiche medizinische Anwendungsbereiche im Fokus stehen [4]. Beim Freihand-3D-Ultraschall werden konventionelle 2D-Schallwandler mit Hilfe eines Trackingsystems in ihrer Lage während der Bildakquisition erfasst und so die räumliche Zuordnung der 2D-Bilddaten ermöglicht. Die Kalibrierung des Systems ist dabei essentiell [5,6]. Die räumlich angeordneten 2D-Ultraschallbilder können danach durch geeignete Bildverarbeitungs- und Visualisierungstechniken für



den Arzt in einem 3D-Volumen dargestellt werden. Auch hierfür bietet der Stand der Forschung zahlreiche Methoden [7].

Allerdings erfüllen die bisher vorhandenen Ansätze die oben genannten Anforderungen (Morphologieänderung, Weichgewebeverschieblichkeit) nur unvollständig und erfordern die Adaption vorhandener und die Entwicklung neuer Methoden. Im Folgenden wird unser Konzept und Systementwurf für die sonographisch-unterstützte computer-assistierte Chirurgie im Halsbereich vorgestellt.

## **2 Methoden**

### **2.1 Hardware**

Für das Projekt wird die Ultraschallforschungsplattform DiPhAS des Fraunhofer Instituts für Biomedizinische Technik (IBMT) eingesetzt. Das DiPhAS (Digitales Phased Array System) bietet im Gegensatz zu kommerziellen Systemen die Möglichkeit sendeseitig das Beamforming (Schallstahlformung) direkt zu beeinflussen und empfangsseitig können sowohl Single-Channel-Data (RAW-Daten jedes einzelnen Kanals/Elementes), Hochfrequenzdaten (HF-Daten nach Aufsummierung der Signale einer Untergruppe), als auch B-Mode-Daten zur Weiterbearbeitung zur Verfügung gestellt werden. Damit ist es möglich applikationsspezifische Sendeparameter und Filter zu entwickeln, und diese für den Anwender in das Frontend zu integrieren und online zu nutzen [8].

Als Schallwandler wird ein linearer 7,5 MHz Vermon-Kopf (L7) mit 128 Elementen eingesetzt, der für Halsuntersuchungen geeignet ist. Der Schallwandler wird mit einem NDI Polaris Trackingsystem lokalisiert. Für die Bildverarbeitung, Berechnung der Volumina und Darstellung des Halsmodells werden Standard-PCs genutzt.

### **2.2 Software**

Das DiPhAS System verfügt über eine umfangreiche Programmierschnittstelle (DiPhAS-SDK). Im DiPhAS-SDK für .NET Entwicklungsumgebungen werden verschiedene Bibliotheken zur freien Ansteuerung der Ultraschallhardware und Schnittstellen zur Handhabung der Ultraschalldatensätze zur Verfügung gestellt. Die offene Definition der Schnittstellen zu den Geräten und ungefilterten hochfrequenten Ultraschalldaten ermöglicht die einfache Implementierung individueller HF-Daten- und Bildverarbeitungsstrategien in Form von eigenen applikationsspezifischen Filtern, die direkt im Betrieb der Hardware genutzt werden können. Die so erzielten Ergebnisse können online angezeigt und mit den Originaldaten verglichen werden, und eventuelle sinnvolle Optimierung der Scanstrategie können direkt auf die Hardwareeinstellungen zurückgeführt werden und über Closed-Loop-Filter Parameter das Beamforming entsprechend online anpassen. Desweiteren verfügt das DiPhAS über Schnittstellen zur Ansteuerung verschiedener Tracking-Hardware. Die .NET Klassenbibliotheken lassen sich auch in Softwaretools wie z.B. LabView und Matlab integrieren.

Als übergreifende Softwareplattform findet das Opensource Framework 3D Slicer Verwendung, das eine umfangreiche Unterstützung für computer-assistierte Chirurgie bietet. Zu dessen Komponenten zählen unter anderem ITK, IGSTK und OpenIGTLink. OpenIGTLink ist ein einfach und robust gehaltenes Netzwerkprotokoll, das speziell für die Anforderungen der computer-assistierte Chirurgie entwickelt wurde. 3D Slicer wurde ausgewählt, da es sich um eine etablierte und in der Forschung weit verbreitete Softwareplattform handelt, für die sich eine große internationale Gemeinschaft engagiert.

Aus den Komponenten wurde zunächst ein Freihand-3D-Ultraschall-System zusammengesetzt. Der direkte Zugriff auf HF-Daten durch das DiPhAS-SDK kann bei der Volumenrekonstruktion qualitative Vorteile bringen.

### **2.3 Bestimmung der Anforderungen**

Die wichtigste Anforderung des 3D-Ultraschallnavigationssystems ist die Einfachheit. Das meint die Einfachheit in der Bedienung wie auch die Klarheit in der Darstellung. Endoskopische Chirurgie am Hals sollte zukünftig möglichst der minimal-traumatischen Strategie folgen und zielgerichtet sein. Um beispielsweise auf dem Weg zum Tumor keine vitalen Strukturen zu verletzen oder gar zu zerstören, ist es wichtig auf Grundlage der aktuellsten Daten zu navigieren. Die Daten aus der präoperativen Bildgebung entsprechen auf Grund der Weichgewebeverschiebung nicht mehr der aktuellen realen Lage. Durch den intraoperativen Ultraschall werden aktuelle Daten gesammelt, die das System zur automatischen Aktualisierung der präoperativ erhobenen Informationen verwendet.

Zusätzlich zur Erfassung der aktuellsten Sonographiedaten besteht eine Möglichkeit die präoperativen Bilddaten über Modellwissen an die aktuelle Kopf-Halssituation anzupassen. Um diese Morphologieänderung durch Kopfbewegungen simulieren zu können, müssen realitätsnahe Eigenschaften (bspw. Rotation, Streckung) abgebildet werden. Diese Zu-



sammenhänge werden derzeit in Probandenversuchen analysiert und aus diesen Erkenntnissen ein Modell der Gewebeverschieblichkeit entwickelt [9]. Änderungen der Morphologie durch chirurgische Ablation werden zunächst nicht berücksichtigt.

### 3 Ergebnisse

Einen entsprechenden Systementwurf zeigt Abbildung 1. Die zentrale Komponente ist 3D Slicer, an den via OpenIGTLink das DiPhAS-System sowie das Trackingsystem angeschlossen ist. Die Daten des Ultraschalls werden von 3D Slicer mit den Positionsdaten assoziiert. Die Daten der präoperativen Bildgebung fließt mit dem Halsmodell der Weichgewebeverschiebung ebenfalls ein. Aus diesen Informationen werden die relevanten Strukturen segmentiert und farbig markiert.

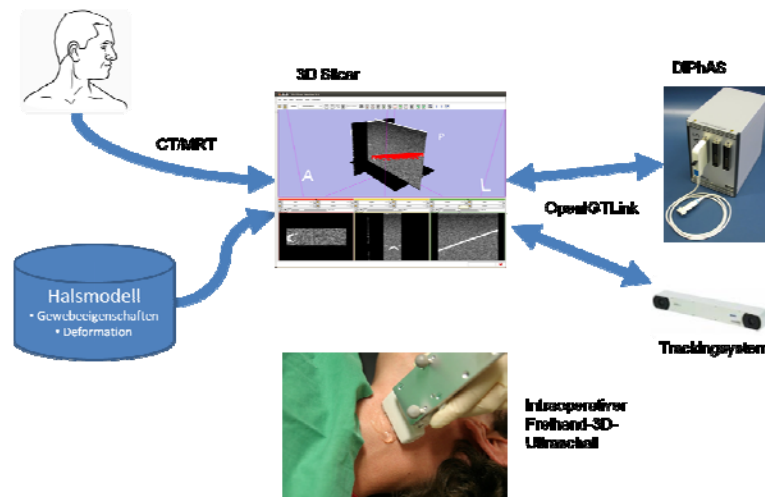


Abb. 1: Systementwurf des 3D-Ultraschallnavigationssystems für die computer-assistierte Chirurgie im Kopf-Halsbereich.

Für den Einsatz wird folgender Ablauf vorgesehen: Als Datengrundlage wird präoperativ ein patientenindividueller Volumendatensatz aus radiologischer Bildgebung (CT/MRT) erzeugt. Aus diesem wird das Halsmodell generiert, indem die Bilder segmentiert, relevante Strukturen markiert. Dabei wird Modellwissen bzgl. der Weichgewebeverschiebung genutzt, um die Strukturen zu identifizieren. Während der Operation schallt der Arzt die Region mit dem Freihand-3D-US-System, wobei parallel die Bilder/HF-Daten für die weitere Verarbeitung gespeichert werden und ein 3D-Volumen erzeugt wird. Aus den Daten werden wiederum die relevanten Strukturen segmentiert und markiert. Diese Informationen werden mit dem präoperativen Daten registriert und abgeglichen; so kann die Verschiebung und Deformation der Weichteile detektiert und ausgeglichen werden (Abb. 2). Weiterhin können die qualitativ besseren präoperativen Bilddaten aktualisiert intraoperativ genutzt werden.

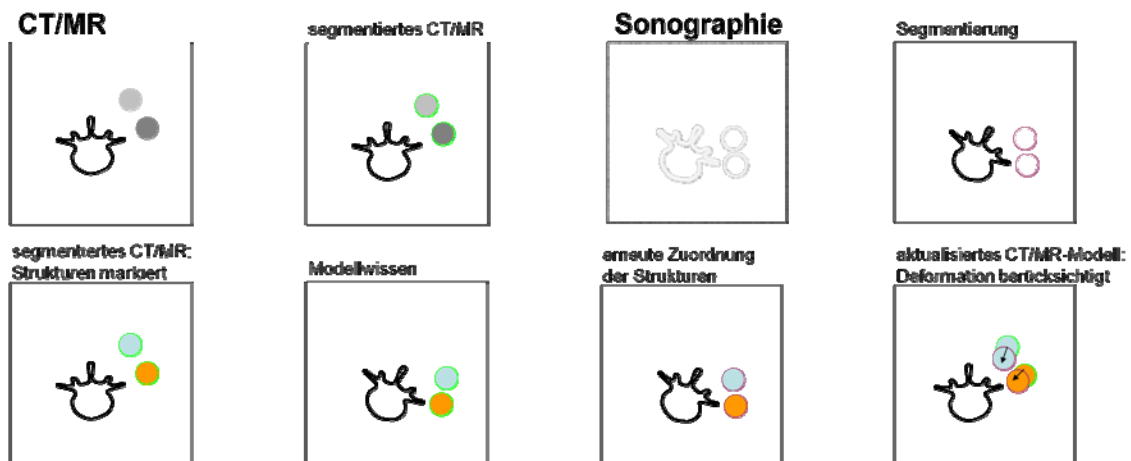


Abb. 2: Konzept der Verarbeitungsschritte des vorgestellten Systems

Wenn Strukturen erkannt werden, werden diese in der 2D und 3D Visualisierung farbig markiert und ggf. benannt. Zusätzlich kann im 3D-Bild die Strukturen mit der relativen Lage des Ultraschallwandlers und des US-Bildes visualisiert werden. Dadurch können relevante Strukturen, die aus der präoperativen Bildgebung bekannt sind, wie etwa Arteria carotis communis oder V.jugulares, auch für das nicht geschulte Auge leicht erkannt werden. Im weiteren Verlauf kann dieses aktualisierte Modell für intraoperative Navigation verwendet werden.

## 4 Diskussion

Der vorgestellte Ansatz geht über den Stand der Forschung hinaus, da hier die modellbasierte Segmentierung mit einem Halsmodell erfolgt, welches die Weichgewebeverschiebung und -deformation berücksichtigt. Dadurch wird die Morphologieänderung des Situs im Halsbereich beherrschbarer. Die präoperativ gewonnenen qualitativ hochwertigeren Bilddaten können intraoperativ aktualisiert für die Navigation zur Verfügung gestellt werden. Durch die visuelle Hervorhebung der relevanten Strukturen, wird die Sonographie intuitiver, was den Arzt – insbesondere den ungeübten Arzt – unterstützen kann. Die nötige zeitnahe Segmentierung ist hierbei einer der größten Herausforderungen.

Die nächsten Schritte sind die Modellierung des Halsbereichs aus akquirierten Daten für den Einsatz in der modellbasierten Segmentierung bzw. Deformationsberechnung. Die Evaluierung kann sowohl an einem noch zu entwickelndem elastischen Halsphantom als auch mit Probanden unter Laborbedingungen erfolgen. Iterativ werden dabei die Algorithmen und Modelle angepasst, um die Genauigkeit des Gesamtsystems zu optimieren. Die Verwendung von navigierten US-Systemen wird somit quantifizierbarer.

Die Vision ist ein Ultraschallsystem, das intraoperativ Strukturen mit Hilfe von Modellwissen erkennt und visualisiert. Dabei werden in der Visualisierung die bekannten Strukturen dreidimensional dargestellt und auf Grundlage der aktuellen Ultraschalldaten so modifiziert, dass die dem aktuellen Strukturverlauf entsprechen. Ein generisches Halsmodell kann ermöglichen, dass das System ohne die Verwendung von präoperativen Daten einsetzbar ist.

## 5 Danksagung

Die Deutsche Forschungsgemeinschaft fördert dieses Vorhaben im Normalverfahren unter dem Titel „SACAS (Sonography Aided Computer Assisted Surgery)“ unter dem Geschäftszeichen WO 720/33-1.

## 6 Referenzen

- [1] P.U. Lohnstein, J. Schipper, A. Berlis, W. Maier, Sonographisch unterstützte computerassistierte Chirurgie (SACAS) in der Orbitalchirurgie, HNO, 55:777-784, 2006
- [2] H.J. Welkoborsky, Ultrasound usage in the head and neck surgeon's office, Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery, 17:116-121, 2009
- [3] M. Helbig, K. Krysztoforski, T. Kroll, J. Kucharski, M. Popek, S. Helbig, W. Gstoettner, A. May, J. Kozak, Navigation-supported and sonographically-controlled fine-needle puncture in soft tissues of the neck, Ultrasound Med Biol. 35(3):436-42, 2009
- [4] R.W. Prager, U.Z. Ijaz, A.H. Gee, G.M. Treece, Three-dimensional ultrasound imaging, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 224(2): 193-223, 2010.
- [5] J. Burgner, L.A. Kahrs, J. Raczowsky, H. Wörn: Evaluierung einer ultraschallbasierten Registrierung am Multimodal-Abdomen-Phantom, Proceedings der Gemeinsamen Jahrestagung der Deutschen, Österreichischen und Schweizerischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik, V210:1-2, 2006.
- [6] L. Mercier, T. Langø, F. Lindseth, D.L. Collins, A review of calibration techniques for freehand 3-D ultrasound systems, Ultrasound in Med. & Biol., 31(4):449-471, 2005
- [7] O.V. Solberg, F. Lindseth, H. Torp, R.E. Blake T.A.N. Hernes, Freehand 3d ultrasound reconstruction algorithms – A review, Ultrasound in Med. & Biol., 33(7):991-1009, 2007
- [8] H.J. Hewener, H.-J. Welsch, C. Günther, H. Fonfara, S.H. Tretbar and R.M. Lemor, A highly customizable ultrasound research platform for clinical use with a software architecture for 2d-/3d-reconstruction and processing including closed-loop control, Proceedings of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, München, 2009
- [9] L. Colter, L.A. Kahrs, J. Hirschfeld, J. Schipper, Funktionelles Modell der Rotations-abhängigen Strukturverschieblichkeiten im humanen Hals auf Basis von Magnetresonanztomographiebilddaten, eingereicht für curac2010@MEDICA

# Vom seriellen Schliffbild zum DICOM-Datensatz. Hochdetaillierte 3D Bildgebung mikro-anatomischer Strukturen am Beispiel des humanen Innenohres.

Th. S. Rau<sup>1</sup>, W. Würfel<sup>1</sup>, Th. Lenarz<sup>1</sup>, O. Majdani<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Medizinische Hochschule Hannover, Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Hannover, Deutschland

Kontakt: rau.thomas@mh-hannover.de

## Abstract:

*Limitierender Faktor für hochpräzise, bildgestützte Eingriffe am Innenohr ist das Fehlen einer geeigneten klinischen Bildgebung, mit der filigrane Weichgewebsstrukturen neben knöchernen Strukturen hoch detailliert dargestellt werden können. In absehbarer Zeit stellen nur modellgestützte Ansätze einen Ausweg dar, diese Lücke der präoperativen Planung zu schließen. Daher wurde ein präzises Präparationsverfahren entwickelt, welches durch eine äquidistante Schlifftechnik eine hochgenaue 3D Rekonstruktion filigraner anatomischer Strukturen erlaubt. Parallelität und Orthogonalität werden mit einem mittleren Fehler von  $0.4^\circ \pm 0.3^\circ$  bewahrt und Längen mit einem mittleren Fehler von  $2.0\% \pm 0.4\%$  rekonstruiert. Die vorgestellte Konvertierung der „histologischen Bilddaten“ in das klinisch etablierte DICOM-Format erlaubt die Fusion mit anderen Modalitäten und eröffnet den Weg zur Erstellung hoch detaillierter Anatomieatlanten für die modellgestützte Bildgebung und präoperative Planung.*

*Schlüsselworte: Schliffpräparation, 3D Rekonstruktion, Anatomieatlas, modellgestützte Bildgebung, Cochlea-Implantat*

## 1 Problem

Bei der operativen Versorgung hochgradig schwerhöriger Patienten mit einem Cochlea-Implantat (CI) besteht die Herausforderung darin, den Elektrodenträger ohne Schädigung funktioneller Strukturen in das spiralförmige Innenohr (Cochlea) einzuführen. Die in das Implantat eingebetteten Platinkontakte ermöglichen die elektrische Stimulation des in der Cochlea liegenden Hörnervens. Nur bei erhaltenem Resthörvermögen kann dieses postoperativ genutzt werden, um Patienten mit Hochtontaubheit einen bestmöglichen Höreindruck zu vermitteln. Grundlage für dieses Konzept der „hybriden“ Versorgung (elektro-akustischen Stimulation, EAS) waren stetige Verbesserungen in der operativen Technik („soft-surgery“); später ergänzt durch die Entwicklung spezieller Elektrodenträger. Aktuelle Arbeiten haben im Fokus, die Erfahrungswerte und Geschicklichkeit des operierenden Arztes durch Verfahren der bildgestützten bzw. computer-assistierten Chirurgie zu ergänzen. Das Spektrum reicht dabei von der patientenspezifischen Fertigung spezieller Bohrschablonen [1], dem Einsatz intraoperativer Navigationssysteme [2] bis hin zur Bereitstellung komplexer Robotersysteme [3] einschließlich der automatisierten Insertion der CI-Elektroden [4]. Gemeinsames Ziel ist die Realisierung eines minimal-invasiven, präzisen Zugangs zum Innenohr in Form einer einzelnen Stichkanalbohrung.

Limitierender Faktor ist das Fehlen einer geeigneten Bildgebung, welche die Erfassung eines weiten Größenspektrums der (mikro-)anatomischen Strukturen der lateralen Schädelbasis einschließlich Mittel- und Innenohr abdeckt und Hochkontraststrukturen wie Knochen in direkter Nachbarschaft zu filigranen Weichgeweben darstellen kann. Klinisch verfügbare Verfahren wie Mehrschicht-Computertomographie (MSCT) oder Magnetresonanztomographie (MRT) können bislang diesen Anforderungen nicht gerecht werden. Lediglich im experimentellen Umfeld sind mögliche Alternativen beschrieben: Das Spektrum reicht von Mikro-CT [4], Magnetresonanzmikroskopie (MRM) [6], über Orthogonal-Plane Fluorescence Optical Sectioning (OPFOS) [7] bis hin zur Anfertigung von Serienschliffen oder –schnitten [8, 9].

Trotz der in vitro zum Teil hervorragenden Darstellungsergebnisse, ist eine Übertragung auf eine klinische Anwendung jedoch nicht absehbar. So schließen entweder eine hohe Strahlendosis, komplexe chemische Präparationsschritte oder gar die zerstörende Probenaufbereitung eine In-vivo-Anwendung aus. In absehbarer Zeit stellt daher nur ein modellgestützter Ansatz einen Weg dar, die Lücke zwischen patientenindividueller Bildgebung (meist CT) und fehlenden Weichgewebsinformationen zu schließen, in dem diese durch detaillierte Anatomieatlanten zur Verfügung gestellt werden. Dazu wurde ein präzises Verfahren der Schliffpräparation entwickelt, dass unter Wahrung der räumlichen Verhältnisse eine hochgenaue 3D Rekonstruktion filigraner anatomischer Strukturen erlaubt. Das Ergebnis sind DICOM-Datensätze, die analog zu anderen Bildgebungsverfahren, z.B. für die Segmentierung, verwendet werden können.

## 2 Methoden

### 2.1 Schliffpräparation

Frische, humane, zugeschnittene Felsenbeinpräparate wurden zur Fixierung für 4h in einer 4% Glutaraldehyd-Lösung eingelegt und anschließend in einer aufsteigenden Alkoholreihe dehydriert. Nach Trocknung der Präparate erfolgte die Kalteinbettung in Epoxidharz (Epofix 40, Struers A/S, Ballerup, Dänemark), welches mit Titanoxid ( $\text{TiO}_2$ ) angereichert wurde. Dieses diente als nichttransparentes Färbemittel, um außerhalb der späteren Schliffebene liegende Strukturen auszublenden. Das noch flüssige Epoxidharz wurde in einer Vakuumkammer entgast, um Lufteinschlüsse zu entfernen und die Fixierung aller Kavitäten der Präparate zu ermöglichen. Nach dem Aushärten wurden drei longitudinale Nuten von ca. 0,5 mm Tiefe auf der Oberfläche eingefräst und anschließend im flächendetektorbasierten Volumencomputertomographen (fd-VCT, GE Corporate R&D) gescannt. Diese Datensätze dienen zur Planung dreier senkrechter Bohrungen, in die farbige Kunststoffstifte als Registrierungsmarker eingesetzt wurden. Die Bohrungen erfolgten mittels CNC-Maschine, um eine senkrechte Ausführung der Registrierungsmarker sicherzustellen.

Die Schliffpräparation selbst ist die iterative Durchführung einzelner Verfahrensschritte. Dabei kommt der genauen Bestimmung des Abstandes aufeinander folgender Bilder neben der Orthogonalität der Registrierungsmarker eine besondere Bedeutung zu, da nur so eine korrekte 3D Rekonstruktion des Volumens möglich ist. Daher wurde ein spezieller Probenhalter entwickelt [10], der durch einen abriebfesten Keramikring und ein Feingewinde einen definierten Abtrag erlaubt (hier je 100  $\mu\text{m}$ ). Nach jedem Schleifschritt erfolgte zudem die Vermessung des tatsächlich erzielten Abtrages mittels eines taktilen Messtasters (Specto ST 3048, Heidenhain GmbH, Traunreut). Die Digitalisierung jeder Schliffebene erfolgte durch Auflichtmikroskopie (APO Z6 mit DFC420, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar) nach Anfärbung der Weichgewebsstrukturen mit Säurefuchsin.

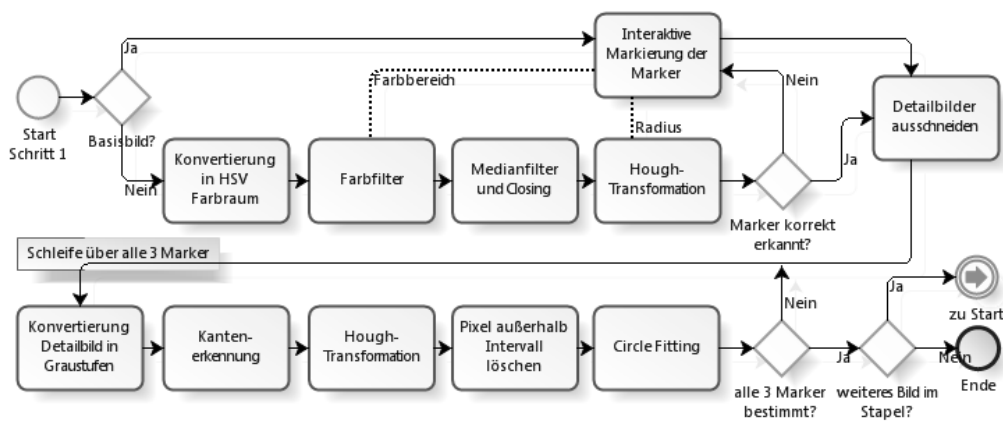


Abb. 1: Programmablauf des zweistufigen Algorithmus zur Detektion der Registrierungsmarker

### 2.2 Bildregistrierung

Für die Ausrichtung der Einzelbilder zu einem Bildstapel wurden die eingebrachten Registrierungsmarker verwendet. Deren Detektion geschah weitgehend automatisch durch in Matlab (The MathWorks, Inc, Natick, MA, USA) implementierte Algorithmen. Die Erkennung der Marker erfolgt dabei zweistufig. In einem ersten Schritt markiert der Nutzer im Basisbild interaktiv die Registrierungsmarker. Dadurch werden die mittleren Farbwerte und Abmessungen erfasst. In allen weiteren Schliffbildern dienen diese Werte dazu, um mittels Farbfilter im HSV-Farbraum und anschließender Hough-Transformation eine grobe Detektion der Registrierungsmarker durchzuführen. Um diese grobe Position der Marker herum wird ein Detailbild ausgeschnitten. In diesen Detailbildern wird anschließend in einem zweiten Schritt die Kontur der Marker präzise bestimmt. Dazu erfolgt zunächst eine Binärisierung durch einen Kantenerkennungsalgorithmus. Eine anschließende zweite Hough-Transformation konkretisiert weiter den Mittelpunkt der Marker. In der praktischen Anwendung ergab sich aber, dass diese Bestimmung durch Kanten anatomischer Strukturen, welche in der Nähe des Markers verlaufen, verfälscht wurde. Daher werden nochmals alle Pixel gelöscht, die sich außerhalb eines Intervalls von  $\pm 10\%$  des Markerradius befinden. Durch die verbleibenden Pixel wird ein Kreis gefittet, der letztlich präzise die Markerposition beschreibt [10].

Die so ermittelten Markermittelpunkte sind die Voraussetzung für die Ausrichtung aller Einzelbilder des Bildstapels zum Basisbild. Kern des Algorithmus ist die Matlab-Funktion `imtransform`, die Bilder anhand korrespondierender Punktpaare zueinander ausrichtet. Die hier gewählte Option `linear conformal` berücksichtigt Verschiebungen, Drehungen und eine Größenskalierung.

## 2.3 Generierung des DICOM-Datensatzes

Die registrierten Schichtbilder bilden die Grundlage für die Generierung eines Bilddatensatzes im klinisch etablierten DICOM-Standard (Digital Imaging and Communication in Medicine). Die Erstellung der DICOM-Bilder geschieht unter Einsatz der Matlab-Funktion `dicomwrite`, welche neben dem eigentlichen Schichtbild auch den zugehörigen Header erwartet. Dieser wird in Form einer Struktur übergeben und ist für jedes Bild entsprechend dessen Lage im Bildstapel spezifisch anzupassen. Der DICOM-Header selbst besteht aus einzelnen Einträgen, sog. Attributen. Einige davon erhalten Unique Identifiers (UID), welche die Bilder eines Schichtstapels als zueinander zugehörig identifizieren. Für deren Generierung steht die Funktion `dicomuid` zur Verfügung. Für `SliceThickness` wurde ein Wert von 0,001 mm gewählt, um dem zweidimensionalen Charakter der Schichtbilder zu entsprechen; im Gegensatz zu den Summationswerten über die gesamte Schichtdicke bei der CT. `PixelSpacing`, als Maß für die Skalierung der Bilder, wurde aus dem tatsächlichen Abstand der Registrierungsmarker und den Abständen im Bild errechnet.

Im Gegensatz dazu sind bildspezifische Einträge für jedes Schichtbild separat zu übergeben. Wichtigstes bildspezifisches Attribut ist `SliceLocation`. Für diesen Wert wurden die akkumulierten, *gemessenen* Schichtabstände eingesetzt. Intern überprüft Matlab beim Aufruf des Befehls `dicomwrite`, ob die gewählten Einträge und ihre Form für die entsprechende Modalität erlaubt sind und füllt ergänzend Felder, die direkt aus den zugrundeliegenden Bilddaten generiert werden können, wie z. B. die Anzahl der Pixel in den Zeilen und Spalten eines Bildes.

Tag	Attributname	Wert	Tag	Attributname	Wert
<b>für alle Bilder einer Serie einheitlich gesetzte Werte</b>					
[0002,0002]	Media Storage SOP Class UID	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2	[0020,0010]	Study ID	999
[0008,0008]	Image Type	DERIVED\PRIMARY\AXIAL	[0020,0011]	Series Number	1
[0008,0016]	SOP Class UID	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2	[0020,0012]	Acquisition Number	1
[0008,0020]	Study Date	20100222	[0020,0020]	Patient Orientation	'R\A'
[0008,0030]	Study Time	100000	[0020,0037]	Image Orientation (Patient)	[1;0;0;0;1;0]
[0008,0060]	Modality	CT	[0020,0052]	Frame of Reference UID	dicomuid
[0008,0070]	Manufacturer	Matlab	[0020,1040]	PositionReferenceIndicator	XY
[0008,0080]	Institution Name	MHH	[0028,0002]	Samples per Pixel	1
[0008,0090]	Referring Physician's Name	Thomas S. Rau	[0028,0004]	Photometric Interpretation	MONOCHROME2
[0010,0010]	Patient's Name	TBLR	[0028,0030]	Pixel Spacing	[0.0163;0.0163]
[0010,0020]	Patient ID	001	[0028,0100]	Bits Allocated	16
[0018,0050]	Slice Thickness	0.001	[0028,0101]	Bits Stored	16
[0018,5100]	Patient Position	HFS	[0028,0102]	High Bit	15
[0020,000D]	Study Instance UID	dicomuid	[0028,1052]	Rescale Intercept	1000
[0020,000E]	Series Instance UID	dicomuid	[0028,1053]	Rescale Slope	1
<b>für jedes Bild einer Serie spezifisch gesetzte Werte</b>					
[0020,0013]	Instance Number	laufende Nummer der Schicht	[0020,1041]	Slice Location	accumSliceLocation
[0020,0032]	Image Position (Patient)	[0;0;accumSliceLocation]			

Tabelle 1: Übersicht der DICOM-Header-Einträge. Der Eintrag `dicomuid` steht dabei für einen spezifischen UID.

## 3 Ergebnisse

Die Erstellung eines dem DICOM-Standard entsprechenden Datensatzes erlaubte das Einlesen der Schliffdaten in klinischen Planungsprogrammen, wie z.B. iPlan 2.6 ENT (BrainLAB, Feldkirchen) oder freien DICOM-Viewern, wie z.B. DicomWorks (Puech und Boussel, Lyon, Frankreich). Die sowohl in den Schliffbildern als auch in den fd-VCT-Daten sichtbaren Nuten erlaubten nach der Fusion beider Datensätze die Bestimmung der erreichten Genauigkeit von im Mittel 0,1 mm Abweichung voneinander. Mit dem gleichen Verfahren wurde zudem ein Referenzkörper aufbereitet, welcher vorab mit einer Koordinatenmessmaschine vermessen wurde. Die Vermessung des segmentierten Objektes nach der 3D-Rekonstruktion ergab, dass Parallelität und Orthogonalität mit einem mittleren Fehler von  $(0.4 \pm 0.3)^\circ$  und Längen mit einem mittleren Fehler von  $(2.0 \pm 0.4) \%$  rekonstruiert werden können [10]. Die vergleichende Darstellung von fd-VCT- und Schliffbilddaten zeigt die hohe Zuverlässigkeit des entwickelten Verfahrens (Abb. 2).

## 4 Diskussion und Ausblick

Vorgestellt wurde ein Verfahren zur Erstellung hochgenauer mikroanatomischer Daten zur Entwicklung von Atlanten für die modellgestützte Segmentierung und präoperative Planung. Die Zuverlässigkeit der Methodik wurde anhand ei-

nes Referenzobjektes sowie humaner Mittel- und Innenohrstrukturen gezeigt. Dabei erwies sich, dass durch das CNC-gestützte Einbringen der Registrierungsmarker, deren genaue automatische Detektion, einem präzisen Schliffabtrag durch den entwickelten Handprobenhalter sowie mikrometergenaue Vermessung des Ist-Abtrages die Geometrie der anatomischen Strukturen sicher bewahrt werden kann. In Richtung des kritischen Schichtabtrages konnten Längen sogar mit einem Fehler von nur  $(0.6 \pm 0.3) \%$  rekonstruiert werden [10]. Der Export der Bilddatensätze in das DICOM-Format wurde gewählt, da es von den meisten klinischen Bildgebungsverfahren verwendet wird. Eine Fusion mit anderen Modalitäten ist damit leicht möglich, so dass weitverbreitete und auf diesen Standard angepasste Softwarelösungen verwendet werden können.

Die Übertragung der Methodik auf andere anatomische Strukturen ist leicht möglich, da ggf. nur der Fixierungsschritt zu modifizieren ist. Auch harte Materialien wie Zahnstein oder metallische Implantate können durch das gewählte Schliffverfahren verarbeitet werden. Somit ist die präzise 3D Rekonstruktion zur Evaluierung des Insertionsverhaltens von CI-Elektroden geeignet. Hier hat sich die Kombination aus CT-Bildgebung und Schliffpräparation ebenfalls bewährt, jedoch ist die Korrelation beider Datensätze bislang nur grob manuell möglich [11]. Durch Kombination dieses Verfahrens mit Insertionsstudien unter Kraftmessung können präzise Aussagen über die Korrelation von auftretenden Insertionskräften und dem resultierenden Weichgewebstrauma gewonnen werden, die bislang nicht möglich sind.

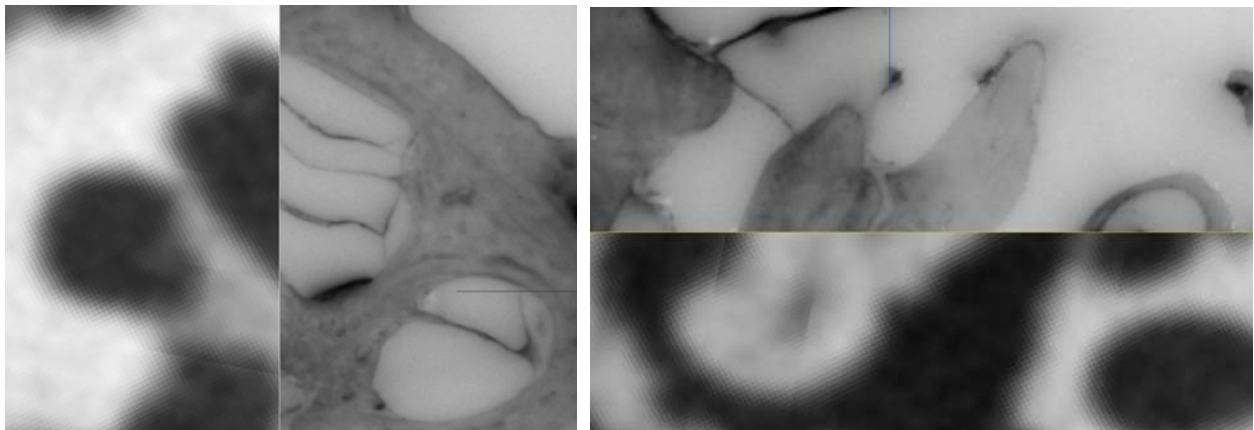


Abb. 2: Datenfusion der fd-VCT und Schliffbildgebung. Links: Cochlea mit Basilarmembran. Rechts: Mittelohr mit Hammer und Amboss.

## 5 Referenzen

- [1] RF Labadie, R Balachandran, JE Mitchell, et al.: Clinical validation study of percutaneous cochlear access using patient-customized microstereotactic frames. *Otol Neurotol*, 31(1):94–99, 2010.
- [2] O Majdani, S Bartling, M Leinung, et al.: A true minimally invasive approach for cochlear implantation: High accuracy in cranial base navigation through flat-panel-based volume computed tomography. *Otol Neurotol*, 29(2):120–123, 2008.
- [3] O Majdani, TS Rau, S Baron, et al.: A robot-guided minimally invasive approach for cochlear implant surgery: preliminary results of a temporal bone study. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 4(5):475–486, 2009.
- [4] TS Rau, A Hussong, M Leinung, et al.: Automated insertion of preformed cochlear implant electrodes: evaluation of curling behaviour and insertion forces on an artificial cochlear model. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 5(2):173–181, 2010.
- [5] AA Poznyakovskiy, T Zahnert, Y Kalaidzidis, et al. The creation of geometric three-dimensional models of the inner ear based on micro computer tomography data. *Hear Res*, 243(1-2):95–104, 2008.
- [6] JI Lane, RJ Witte, OW Henson, et al.: Imaging microscopy of the middle and inner ear: Part ii: Mr microscopy. *Clin Anat*, 18(6):409–415, 2005.
- [7] PA Santi, I Rapson, A Voie. Development of the mouse cochlea database (mcd). *Hear Res*, 243(1-2):11–17, 2008.
- [8] Q Sun, K Chang, KJ Dormer, et al.: An advanced computer-aided geometric modeling and fabrication method for human middle ear. *Med Eng Phys*, 24(9):595–606, 2002.
- [9] MS Sørensen, AB Dobrzeniecki, P Larsen, et al. The visible ear: a digital image library of the temporal bone. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*, 64(6):378–381, 2002.
- [10] TS Rau, A Hussong, A Herzog et al.: Accuracy of computer-aided geometric 3D reconstruction based on histological serial. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. Accepted.
- [11] T Kurzweg, CV Dalchow, M Bremke, et al.: The value of digital volume tomography in assessing the position of cochlear implant arrays in temporal bone specimens. *Ear Hear*, 31(3):413–419, 2010.

# Electromagnetic Anchor Tracking for Soft Tissue Navigation

T. Lange<sup>1</sup>, S. Eulenstein<sup>1</sup>, S. Kraft<sup>1</sup>, P.M. Schlag<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Charité – Universitätsmedizin Berlin, Experimental and Clinical Research Center (ECRC), Berlin, Germany

<sup>2</sup> Charité – Universitätsmedizin Berlin, Charité Comprehensive Cancer Center (CCCC), Berlin, Germany

Kontakt: thomas.lange@charite.de

## Abstract

*The compensation of intraoperative (rigid) movements and the detection and compensation of deformations is still a big challenge for navigation systems in soft tissue and in particular liver surgery. Although most clinical navigation systems are based on optical tracking systems recent improvements enable navigation systems based on electromagnetic tracking systems. With electromagnetic tracking systems it is possible to measure continuously locations of sensor coils inside the body. We present an algorithm to compensate (rigid) movements and detect deformations of soft tissue like liver parenchyma based on locations inside the tissue. We performed an ex vivo experiment with a turkey breast. The position of a target point was predicted by the algorithm and this prediction compared to the direct measurement of the target point by the electromagnetic tracking system.*

*Schlüsselworte: Electromagnetic navigation, liver surgery, deformation, registration*

## 1 Problem

The exact intraoperative location of the tumor and adjacent vessels is an important information for the surgeon in oncological liver surgery, which can be provided by navigation systems. In contrary to conventional navigation in neurosurgery or orthopaedic surgery the liver like other soft tissues changes its shape significantly between preoperative image acquisition and the intraoperative intervention. Therefore optical navigation systems based on intraoperative 2D [1] and 3D [2] ultrasound have been developed to capture the current liver position and shape. To detect movements or deformations during the actual resection new ultrasound acquisitions have to be performed, which disturb the surgical procedure. A continuous monitoring of movements and deformations at relevant locations would improve the efficiency and accuracy of the navigation. One possibility for such a monitoring are optical fiducial needles introduced by Meier-Hein et al. [3] for percutaneous radiofrequency ablation of liver lesions. The optical trackers have to be placed outside the liver due to line-of-sight restrictions of optical tracking systems. However with electromagnetic tracking systems it is in principle possible to measure locations of sensor coils *inside* the liver [4]. Recently sensor coils with ever smaller diameters below one mm have been developed enabling their insertion directly into the liver. Besides the position of the sensor coils also their orientation is measured. The question is how these orientation information can be used in addition to the position information to compensate rigid movements and detect deformations of the liver in order to indicate the necessity to acquire new ultrasound data for an electromagnetic navigation system.

## 2 Methods

### 2.1 Electromagnetic Navigation System with Anchor Sensor Coils

The basis of the navigation system is the electromagnetic tracking system Aurora from Northern Digital Inc. (NDI). The position and orientation of 5 and 6 degrees of freedom (DOF) sensor coils are measured by the system. This means a 5 DOF sensor coil measures translations in three directions and rotations about two axes. The rotation around the sensor axis can not be determined, in contrast to a 6 DOF sensor coil. A 3D ultrasound machine (GE Voluson 730 Expert) is used for intraoperative imaging. The position and orientation of the ultrasound transducer is measured by a 6 DOF sensor coil and the position and orientation of a pointer instrument by two 5 DOF sensor coils. We developed anchor sensor coils which are inserted and fixed in the liver and which can be sterilized and are biocompatible. A 5D sensor coil with a diameter of 0.8 mm and a length 11.0 mm has been integrated into a shrinkable tubing together with a marker wire usually used for the preoperative marking of breast lesions (see Fig 1). This marker wire has two wire tips which are anchored in the tissue. The anchor sensor coil is inserted by a cannula and can also easily be pulled back into the cannula to reposition or remove the anchor. At least two of the 5 DOF anchor sensor coils have to be inserted into the liver to measure a translation (three directions) and rotation (around three axes) of the tissue. We assume that in clinical practice not more than four sensor coils will be inserted into the liver.

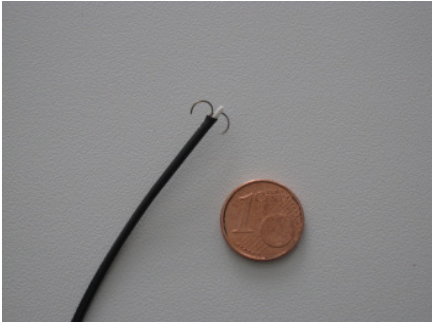


Fig. 1: Small anchor sensor coil with a one cent coin for size comparison.

## 2.2 Compensation of Rigid Movements by Landmark Registration with Orientations

Each 5 DOF anchor sensor coil provides the position of a point inside the liver and a direction (rotation about two axes). When the intraoperative ultrasound image is acquired also the reference positions and directions of the anchor sensor coils are measured. To compensate rigid movements after the image acquisition the current positions and directions are rigidly registered by a landmark-based registration method. A simple approach to integrate the directions into the landmark-based registration procedure is to transfer the directions into artificial point landmarks. Therefore to the position of a sensor coil the direction vector is added to get the additional artificial point landmark. The length of the direction vector is a weighting factor between point positions and directions. We used a length of 1 cm.

## 2.3 Detection of Deformations

To detect deformations the fiducial registration error (FRE) that means the average of the residual differences after rigid registration is computed. If the FRE is above a given threshold the surgeon gets a warning that deformations have been detected and a new ultrasound image should be acquired.

# 3 Results

We evaluated the presented algorithm on an ex vivo turkey breast phantom. Four anchor sensor coils were placed into the turkey breast with the help of injection needles (Fig. 2, left). Three different series with 300 measurements each were performed. At first the phantom was not moved or deformed at all and only the random scatter of the location measurements was determined. In the second series the phantom was moved rigidly (translated and rotated) by hand on a plastic plate while measuring the position and orientation of the sensor coils. In the last series the turkey breast is manually deformed and again the position and orientation of the sensor coils measured (Fig. 2, right).

We used the three measurement series for the evaluation of the presented algorithm in two different scenarios. In the first scenario the rigid movement is compensated and the deformations detected by three sensor coils and the fourth sensor coil defines and measures the position of a target point. The difference between the measured and computed target points position is called the target registration error (TRE). In the second scenario only the position and orientation of two sensor coils are used to determine the position of a target point defined by one of the other two sensor coils.

For the first scenario we got the following results. If the phantom is not moved the average TRE over all 300 measurements is 0.2 mm. For rigid movements an average TRE of 2.3 mm was measured. If the phantom is deformed the average TRE increases to 10.9 mm. For the second scenario also 0.2 mm average TRE was measured, if the phantom is not moved, 3.0 mm, if the phantom was moved rigidly, and the average TRE increases to 8.6 mm if deformations were induced.



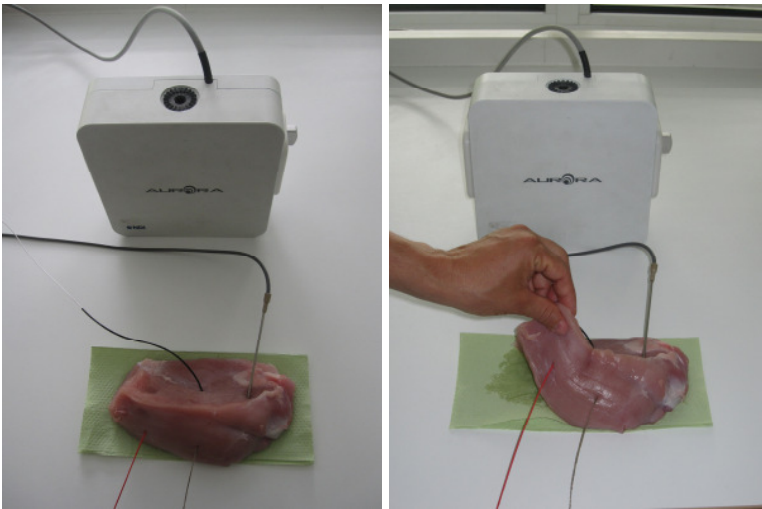


Fig. 2: A turkey breast phantom with four sensor coils inserted which locations are measured by the Aurora tracking system (left). The phantom is moved rigidly and deformed manually (right).

## 4 Discussion

We presented an algorithm for compensation of rigid movements and deformation detection of soft tissue based on anchor needles inserted into the liver. In an ex vivo experiment it has been shown that rigid movements can be compensated with three anchor sensor coils and even with two. Before clinical application we will investigate other variants of the algorithm for example presented by Liu et al. [5]. Clinical measurements will show if it is necessary to implement also a compensation strategy for deformations by non-rigid registration.

## 5 References

- [1] Oldhafer K, Stavrou G, Prause G, Peitgen HO, Lueth T, Weber S (2009) How to operate a liver tumor you cannot see. *Langenbecks Arch. Surg* 394: 489-494
- [2] Beller S, Hünerbein M, Eulenstein S, Lange T, Schlag PM (2007) Feasibility of navigated resection of liver tumors using multiplanar visualization of intraoperative 3D ultrasound data *Annals of Surgery* 246: 288-294
- [3] Maier-Hein L, Tekbas A, Seitel A, Pianka F, Müller S, Satz S et al. (2008) In vivo accuracy assessment of a needle-based navigation system for CT-guided radiofrequency ablation of the liver. *Medical Physics* 35: 5385-96
- [4] Zhang H, Banovac F, Lin R, Glossop N, Wood B, Lindisch D, Levy E, Cleary K (2006) Electromagnetic tracking for abdominal interventions in computer aided surgery. *Computer Aided Surgery* 11: 127-136
- [5] Liu X, Cevikalp H, Fitzpatrick J (2003) Marker orientation in fiducial registration. In *Proc. of: SPIE Medical Imaging*, Vol. 5032: 1176-1185



# Methoden für die patienten- und krankheitsfallspezifische Simulation minimal-invasiver Interventionen an der Leber

S. Adler<sup>1</sup>, T. Mönch, B. Preim<sup>2</sup>, C. Wex<sup>3</sup>, R. Mecke<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Fraunhofer Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung, Magdeburg

<sup>2</sup> Universität Magdeburg, Institut für Simulation und Graphik, Magdeburg

<sup>3</sup> Universitätsklinikum Magdeburg, Klinik für Allgemein-, Viszeral- und Gefäßchirurgie, Magdeburg

Kontakt: [simon.adler@iff.fraunhofer.de](mailto:simon.adler@iff.fraunhofer.de)

## Abstract:

*In dieser Arbeit werden die Grundzüge der verwendeten Methoden unseres Simulationssystems für laparoskopische Eingriffe vorgestellt, die eine Verwendung patientenindividueller Daten und die Erzeugung zusätzlicher generierter Variationen erlauben. Der Schwerpunkt liegt auf der realitätsnahen Echtzeitsimulation von Organmodellen für die laparoskopische Simulation. Wir stellen dabei eine Methode vor die geometrischen Repräsentationen von Organmodellen so zu adaptieren, dass einer Schnittführung möglichst entsprochen werden kann. Des Weiteren werden Methoden vorgestellt, um die Wechselwirkungen zwischen Organen, Gefäßen und Erkrankungen in Echtzeit zu simulieren und perspektivisch eine Simulationsumgebung für die Weiterbildung von erfahrenen Chirurgen und Chirurgen in der Ausbildung zu ermöglichen.*

*Schlüsselworte: Chirurgesimulation, minimal-invasiv, Echtzeit*

## 1 Problem

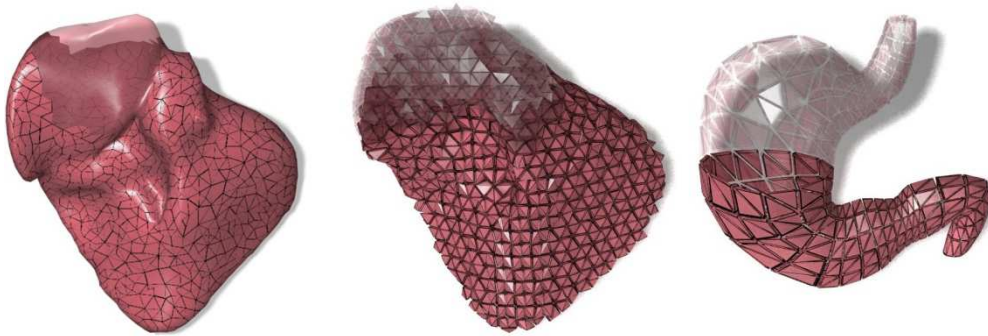
Die Simulation chirurgischer Eingriffe erlaubt das patientenferne Training von teils neuen Operationsmethoden und das Testen verschiedener, ggf. auch neuartiger Instrumente. Sie bietet die Möglichkeit, spezielle Krankheitsfälle und Ausprägungen gezielt zur Verfügung zu stellen und unabhängig von der realen Verfügbarkeit virtuell zu operieren. Simulatoren im Bereich der minimal-invasiven Chirurgie besitzen damit das Potential, auf die jeweiligen Fähigkeiten der trainierenden Person adaptierbar zu sein. Dabei sollten sowohl reale Fälle verfügbar sein, als auch künstliche Modifikationen dieser Falldaten möglich sein, um den Schwierigkeitsgrad der Intervention variieren zu können. Dies bietet die Basis um sowohl Anfänger als auch Experten im Training zu unterstützen.

Medizinische Simulatoren werden bereits in der Knochen- und Zahnchirurgie zur Aus- und Weiterbildung verwendet. Obwohl in der Viszeral- und Gefäßchirurgie bereits Simulatoren kommerziell verfügbar sind, werden Sie noch nicht routiniert in der Aus- und Weiterbildung eingesetzt. Die Simulation von weichem Gewebe stellt heute noch eine große Herausforderung für die interaktive Echtzeitsimulation dar, insbesondere weil organisches Gewebe sehr inhomogen ist und nicht lineare Materialeigenschaften aufweist. Eine weitere Einschränkung besteht durch die Anzahl der verfügbaren Szenarien in einer Simulation. Neben Einstiegsszenarien für das Training der Hand-Auge Koordination und des Umganges mit den chirurgischen Instrumenten stellen realitätsnahe Szenarien den Schwerpunkt aktueller Arbeiten dar. Während für erfahrene Chirurgen patientenspezifische Szenarien einen potentiellen Mehrwert darstellen sind für Chirurgen in der Ausbildung Szenarien erforderlich, die Routineeingriffe darstellen und einen guten Einstieg in die etablierten Methoden ermöglichen. Allerdings ist die Generierung der erforderlichen 3-D Modelle ausschließlich für Trainingszwecke häufig nicht praktikabel. Patientenspezifische Szenarien für das Training von Experten können jedoch prinzipiell auf den 3-D Modellen basieren, die auch für die pre-operative Planung verwendet werden.

In dieser Arbeit stellen wir neue Methoden für die viszeral-chirurgische Simulation vor. Wir stellen hierbei Methoden vor, um möglichst freie Interaktionen in Echtzeit mit realitätsnahen Organmodellen zu ermöglichen. Die Simulation des Weichgewebes und die Realisierung von Schnitten, die topologischen Änderungen der Geometrien entsprechen, werden dabei in Echtzeit durchgeführt. Die Kombination von geometrischen Modellen und der gegenseitige Einfluss werden verwendet um nicht nur das Training Chirurgen in der Ausbildung, sondern auch für die Weiterbildung chirurgischer Experten ermöglicht. Insbesondere für das Training von Fertigkeiten während der Ausbildung können anteilig generierte Szenarien eine große Variation von Trainingsszenarien gewährleisten.

## 2 Methoden

**Modellgenerierung:** Die Simulationsmodelle werden zum größten Teil aus den Daten der medizinischen Bildgebung erzeugt, wobei Strukturen wie Ligamente oder das Zwerchfell manuell ergänzt werden müssen, da sie nicht in den CT oder MRT Daten segmentiert werden können. Die Zielstrukturen werden zunächst mittels semi-automatischen Verfahren extrahiert, da eine vollautomatische Segmentierung aufgrund von Grauwertinhomogenitäten und Ähnlichkeiten benachbarter Strukturen bzgl. der Intensitätswerte oftmals scheitert. Die resultierenden binären Segmentierungsergebnisse werden dann benutzt, um die Zielstruktur in den Grauwertdaten von den umgebenden Strukturen zu trennen. Im Zuge der Modellgenerierung kann somit auf die Intensitätswerte zurückgegriffen werden, so dass weniger Artefakte, wie z.B. Treppenstufen entstehen. Verbleibende Treppenartefakte in den Oberflächenmodellen, die aus dem Segmentierungsprozess und dem Schichtabstand der Bilddaten resultieren, werden dann gezielt identifiziert [2]. Um Volumen- und Distanzabweichungen bei der Glättung der Oberflächenmodelle zu vermeiden, werden die Glättungsverfahren (z.B. Laplace-Filter) anschließend so gewichtet, so dass Bereiche mit Artefakten geglättet werden, während andere Regionen erhalten bleiben.



**Abbildung 1:** Oberflächenmodelle (**links**) weisen keine innere Struktur auf. Ein Tetraedernetz, das auf Basis des Oberflächenmodells erzeugt wird, repräsentieren das Volumen parenchymatöser Organe wie der Leber (**mitte**) oder die Schale von Hohlorganen, wie dem Magen (**rechts**).

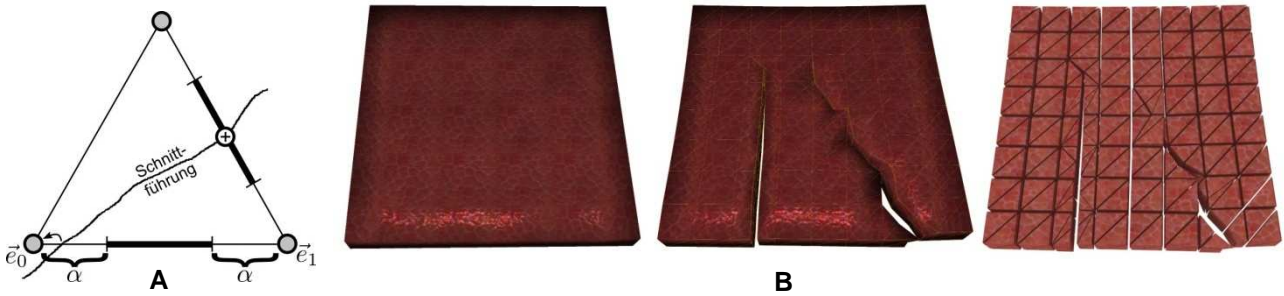
Für die physikbasierte Simulation sind die Oberflächenmodelle nicht ausreichend, da sie keine inneren Strukturen beschreiben. Die Oberflächenmodelle werden reduziert und entsprechende Tetraedernetze im Inneren erzeugt. Für Hohlorgane, wie den Magen, können Schalennetze aus Tetraedern erzeugt werden, während für parenchymatöse Organe wie die Leber eine vollständige Innenvernetzung erforderlich ist. Tetraeder entsprechen dem 3-D Simplex und sind im Gegensatz zu anderen Primitiven vollständig durch Kanten verbunden, so dass verschiedene Deformationsmodelle verwendet werden können, die auf dem Tetraeder, seinen Dreiecksflächen oder Kanten basieren können.

Eine Ausnahme stellen feinere Gefäße dar, bei denen eine Abbildung als Tetraedernetz eine Komplexität erreichen würde, bei der eine physikbasierte Echtzeitsimulation nicht möglich ist. Stattdessen wird, ähnlich wie in chirurgischen Planungssystemen, das Gefäßskelett zur physikalischen Beschreibung verwendet. Dies ist mit dem das Oberflächennetz verbunden, so dass eine Bewegung des Skelettes zu einer Bewegung des visuell dargestellten Oberflächennetzes führt.

**Physikbasierte Simulation:** Die physikbasierte Simulation erfolgt auf Basis der Tetraedernetze. Für die Simulation werden in unserem Simulator Energy Constraints, Feder-Masse Modelle, anisotrope Feder-Masse Modelle [6] oder die finite Elemente Methode (FEM) verwendet, die sich hinsichtlich Simulationsgenauigkeit und -performance voneinander unterscheiden. Für Strukturen, die nicht in der Nähe der trainingsrelevanten Strukturen liegen, werden Feder-Masse Modelle verwendet, während für interventionsrelevante Strukturen genauere Verfahren wie die FEM Anwendung finden. Die Parameter der Modelle werden aus Messungen von realem Gewebe[3] gewonnen, wobei die Parameter des Feder-Masse Modells aus dem E-Modul abgeleitet werden[4,7]. Bei der Berechnung der physikbasierten Simulation müssen neben der Echtzeitanforderung auch Schnitte, also topologischen Änderungen in der Geometrie, berücksichtigt werden. Insbesondere bei der FEM wird eine Matrix erzeugt, die das Gesamtsystem beschreibt, erneut erzeugt werden muss, wenn eine topologische Änderung der Geometrie erfolgt. Des Weiteren bietet das Zusammenführen der Tetraeder zu dieser Gesamtmatrix nicht mehr die Möglichkeit einer iterativen oder parallelen Berechnung der physikbasierten Simulation. In unserer Umsetzung betrachten wir daher die physikbasierte Simulation je Simplex deren Kräfte über den topologischen Zusammenhang übertragen werden. Da das Feder-Masse Modell und die verwandte lineare FEM nicht das nicht-lineare Materialverhalten der Organe abbilden können, werden zum einen unterschiedliche Materialeigenschaften je Simplex und zum anderen stückweise lineare Approximationen des gemessenen Materialverhaltens vorgesehen. Für das Modell der Leber bedeutet dies, dass Tetraeder, die von vielen Gefäßen durchzogen sind, eine andere Parametrisierung erhalten. Bei einer Einwirkung von Kräften wird nicht nur ein konstanter Materialparameter je Simplex verwendet, sondern eine Approximation der gemessenen Kennlinie. Damit soll innerhalb relevanter Grenzen ein möglichst realistisches Organverhalten erreicht werden.

**Schnitte:** Die numerische Stabilität physikbasierter Deformationsmodelle hängt wesentlich von der Zeitschrittweite der Simulationsschritte und des zu simulierenden Materials ab. Die Zeit, die für die Berechnung eines Simulationsschrittes notwendig ist, hängt dabei von der geometrischen Komplexität der virtuellen Modelle ab. In unserem Simulator wird die Geometrie durch einen Schnitt lokal neu vernetzt, um so der Schnittführung möglichst zu entsprechen. Um trotzdem die Stabilität der Simulation zu gewährleisten wird Neuvernetzung begrenzt. Primitive, die als Ergebnis einer Neuvernetzung entstanden sind können nicht nochmals unterteilt werden. Stattdessen werden dessen nächst liegende Geometriepunkte als Schnittpunkt verwendet. Wird ein Primitiv erstmals geschnitten, wird der Schnittpunkt  $\vec{p}$  zwischen der Kante mit den Eckpunkten  $\vec{e}_0$  und  $\vec{e}_1$  von der Schnittführung bestimmt. Die relative Lage des Punktes auf der Kante  $\beta(\vec{p}) = |\vec{p} - \vec{e}_0|/|\vec{e}_1 - \vec{e}_0|$  wird mit einem Schwellenwert  $\alpha \in [0,1]$  verglichen. Die betroffenen Primitive werden an dem Punkte entsprechend (**Formel 1**) getrennt, wobei für  $\beta(\vec{p}) < \alpha/2$  und  $\beta(\vec{p}) > (1 - \alpha)/2$  kein neuer Geometriepunkt erzeugt wird, sondern bereits vorhandene Geometriepunkte verwendet wird. Das Verfahren gewährleistet, dass der Schnittpunkt wenigstens einen Abstand von  $\alpha$  zu bereits vorhandenen Geometriepunkten hat (Abbildung 2: **A**) und somit keine degenerierten Primitive aus der Neuvernetzung resultieren.

$$\beta(\vec{p}) \begin{cases} [0, \alpha/2] & \Rightarrow \vec{e}_0 \\ [\alpha/2, \alpha] & \Rightarrow \vec{e}_0 + \alpha(\vec{e}_1 - \vec{e}_0) \\ [\alpha, 1 - \alpha] & \Rightarrow \vec{e}_0 + \beta(\vec{p})(\vec{e}_1 - \vec{e}_0) \\ [1 - \alpha, 1 - \alpha/2] & \Rightarrow \vec{e}_0 + (1 - \alpha)(\vec{e}_1 - \vec{e}_0) \\ [1 - \alpha/2, 1] & \Rightarrow \vec{e}_1 \end{cases} \quad (1)$$



**Abbildung 2:** Der Schwellenwert  $\alpha$  beschreibt das Kantenintervall, indem neue Geometriepunkte erzeugt werden. Außerhalb werden vorhandene Geometriepunkte verwendet (**A**). Netz aus 384 Tetraedern mit zwei Schnitten und resultierende Tetraederstruktur aus 538 Tetraedern mit  $\alpha = 0.2$  (**B: v.l.n.r.**).

**Generierung spezifischer Szenarien:** Für das Training erfahrener Chirurgen bieten Simulatoren die Möglichkeit insbesondere komplexe und herausfordernde Eingriffe zu üben und verschiedene Interventionsmethoden zu trainieren. Hierfür bietet die patientenspezifische Simulation und die Anbindung der Simulation an chirurgische Planungssysteme die Grundlage, da hier möglichst realitätsnahe Simulationsmodelle erforderlich sind. Für den Einstieg in minimal-invasive Verfahren sind stattdessen häufig einfache Szenarien für das Training der Hand-Auge Koordination oder das Üben von Routinetätigkeiten erforderlich. Die Erzeugung von Szenarien erfordert die Generierung und Optimierung der Modelle aus den Bildern der medizinischen Bildgebung, sowie die Überführung der resultierenden statischen Modelle in dynamische Simulationsmodelle. Dieser Vorgang ist aufwendig und die damit verbundenen Kosten machen das Erfassen von Pathologien die in der Routine auftreten nicht praktikabel. In den aktuell verfügbaren Simulationssystemen werden hierfür häufig einfache Szenarien ohne einen medizinischen Kontext verwendet. Wir verwenden für diese einfachen Trainingsziele generierte Szenarien die aus patientenspezifischen Simulationsmodellen zusammengestellt werden. Hierbei können Organe mit typischen Pathologien kombiniert werden. Am Beispiel der Leber wird es so ermöglicht Tumormodelle aus verschiedenen patientenspezifischen Grunddaten zu platzieren. Auch das Verdrängen des umliegenden Gewebes von benignen Tumoren wird dabei von dem Simulationssystem berücksichtigt (Abbildung 3). Hierfür wird das Gefäß, das durch seine Mittellinie beschrieben wird, von dem Tumor verdrängt, so dass die Platzierung eines Tumors auch Auswirkungen auf die betroffenen Strukturen hat. Der Tumor und die Gefäße besitzen des Weiteren andere Materialeigenschaften, als das umgebende Organ Gewebe. Werden Tetraeder eines Organmodells anteilig von einem Tumor oder einem Gefäß durchzogen, wird der Volumenanteil des Tumors oder Gefäßes an den betroffenen Tetraedern bestimmt.



**Abbildung 3:** Um weitere Trainingsszenarien zu erhalten können Tumoren innerhalb der Modelle platziert werden. Wird die betroffene Geweberegion von Gefäßen durchzogen, werden die Gefäße, die vorher den Tumor durchquerten verdrängt (vorher: links; nach der Verdrängung: rechts).

Die Materialeigenschaften eines Tetraeders können somit durch die Materialeigenschaften des Organs, aber auch durch die infiltrierenden Strukturen beeinflusst werden. Hierdurch wird durch das Verschieben der Gefäße durch einen Tumor auch das Gesamtverhalten des Organs beeinflusst, um so auch für Chirurgen in der Ausbildung ein möglichst realistisches Training zu ermöglichen. In weiteren Arbeiten werden weitere Annahmen über die Durchblutung der Gefäße berücksichtigt, da insbesondere bei der Leber eine Verletzung der Gefäße zum Beispiel zur Verfärbungen der Couinaud-Regionen führen können.

### 3 Ergebnisse und Diskussion

Das hier vorgestellte System ermöglicht das Training minimal-invasiver Eingriffe durch die Wiederverwendung der Modelle. Obwohl eine flexible Verarbeitungspipeline die Integration patientenspezifischer Modelle ermöglicht, bietet eine Schnittstelle zu medizinischen Planungssystemen perspektivisch die Möglichkeit, die aufwendig segmentierten Modelle nicht nur zur Planung, sondern auch in der Trainingssimulation zu verwenden. Das Rekombinieren der virtuellen Modelle ermöglicht das Erzeugen von Trainingszenarien für Chirurgen in der Ausbildung oder assistierendes OP-Personal. Die Rekombination von verschiedenen Szenarien zu einfachen Einstiegsszenarien soll hierbei von Beginn an ein Training im medizinischen Kontext ermöglichen.

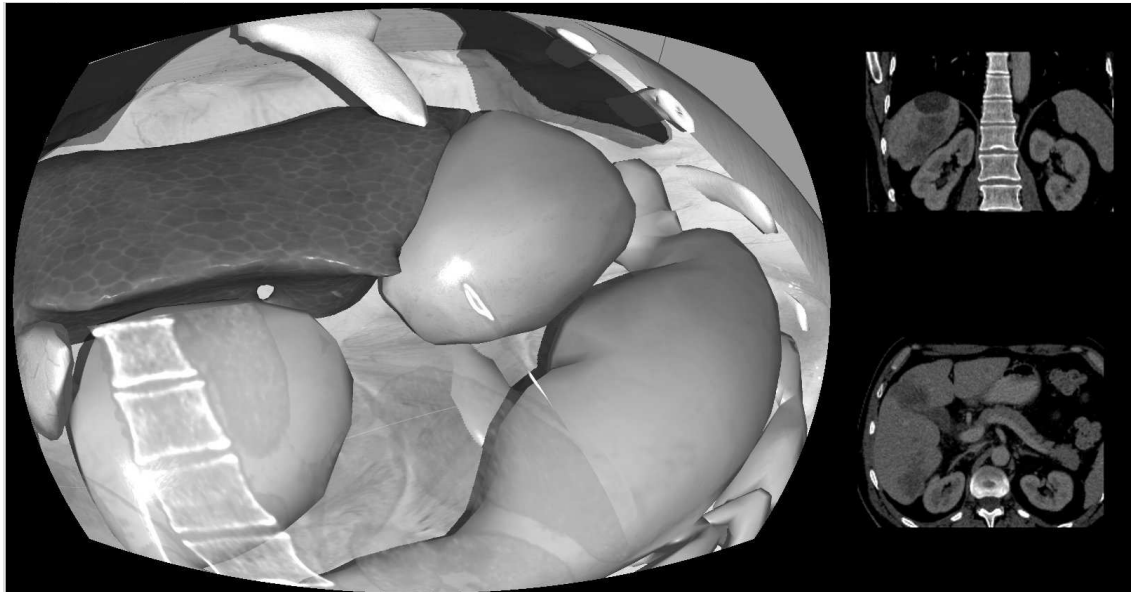
Um die Echtzeitfähigkeit der Simulation zu gewährleisten, werden verschiedene physikbasierte Deformationsmodelle verwendet. Da bei einem Szenario das Zielgebiet der Interaktionen vorab bekannt ist, werden anatomische Strukturen die direkt von einem Eingriff betroffen sind, durch exaktere Deformationsmodelle simuliert, während mit zunehmender Entfernung physikbasierte Modelle verwendet, die in einer kürzeren Zeit berechnet werden können. Bei den physikbasierten Modellen wird dabei gewährleistet, dass das interaktive Schneiden und Koagulieren des Gewebes zu topologischen Änderungen des virtuellen Modells führt. Diese topologischen Änderungen entsprechen dem Löschen und dem Hinzufügen von geometrischen Simplizes (Tetraeder, Dreiecke oder Kanten) zur Laufzeit der Simulation. Durch das beschriebene Verfahren, die Neuunterteilungen zu limitieren kann der Schnittführung weitestgehend entsprochen werden, ohne dass die Komplexität zu sehr zunehmen kann und dadurch numerische Probleme auftreten.

Um den Grad des Realismus weiter zu erhöhen werden in weiteren Arbeiten Methoden entwickelt, um Berechnungen auf die Grafikkartenhardware und auf andere Computersysteme zu verteilen, um bei steigenden Modellkomplexitäten die notwendigen Aktualisierungsraten erhalten zu können.

In der physikbasierten Simulation können unterschiedliche Materialeigenschaften für verschiedene Organregionen verwendet werden, so dass Verhärtungen durch Tumoren oder Organregionen die durch größere Gefäße versorgt werden auch in der physikbasierten Simulation abgebildet werden können. Wird bei einer Intervention an der Leber ein Gefäß verletzt, kann es zum Beispiel zu einer Verfärbung und leichten Abschlaffung der entsprechenden Couinaud-Region kommen. Um diese Effekte in der Simulation abzubilden müssen die unterschiedlichen Regionen und die Modelle der Gefäße, enger mit einander in Beziehung gesetzt werden.

Die Visualisierung verwendet aktuelle Shader-Techniken und kombiniert die Organmodelle mit Texturen aus Fotoaufnahmen, die während laparotomischer Eingriffe erstellt wurden, mit dem Ziel eine möglichst realistische Darstellung zu ermöglichen (Abbildung 4). Visuelle Effekte, wie der Rauch beim Koagulieren konnten integriert werden, so dass ein verstärktes Anwenden der Koagulation auch zu zunehmenden Sichtbehinderungen im Abdomen führt. In weiteren Arbeiten sollen ebenfalls Blutungen visualisiert werden.





**Abbildung 4:** Simulationsszenario: Das Lebermodell wird mit Shadern und Fotoaufnahmen visualisiert. Die zu Grunde liegenden anatomischen Bilddaten können in separaten Bereichen mit eingeblendet (rechts) oder überlagert werden (links).

Aktuell sind noch weitere Anpassungen für die Integration der Haptikgeräte erforderlich, um ein möglichst realistisches Ertasten der anatomischen Strukturen zu ermöglichen. Zusammen mit unseren medizinischen Partnern sollen die Ergebnisse der physikbasierten Simulation validiert werden, um das aktuelle Potential und weitere Verbesserungen des Systems zu identifizieren.

## 4 Referenzen

- [1] H.C. Kogel, *Einsatz des Ultraschallskalpells in der Gefäßchirurgie*, Gefäßchirurgie 2000 (5), Seiten 38-41, Springer-Verlag, 2000
- [2] T. Mönch, S. Adler, B. Preim, *Staircase-Aware Smoothing of Medical Surface Meshes*, Eurographics Workshop on Visual Computing in Biology and Medicine 2010 (VCBM 2010), Editoren: D.Bartz, P. Botha, J. Hornegger, R. Machiraju, A. Wiebel, B. Preim, Seiten 83-90, 2010
- [3] T. Chanthasopeephan; J. Desai, A.C.W. Lau, *Measuring Forces in Liver Cutting: New Equipment and Experimental Results*, In: Annals of Biomedical Engineering, Drexel University, Department of Mechanical Engineering and Mechanics, Biomedical Engineering Society, 31, Seiten 1372-1382, 2003
- [4] B. A. Lloyd, S. Kirac, G. Székely, M. Harders, *Identification of Dynamic Mass Spring Parameters for Deformable Body Simulation*, In: Eurographics 2008 - Short Papers, Ed.: K. Mania, E. Reinhard, Seiten 131-134, 2008
- [5] S. Adler, T. Mönch, *Krankheitsfallspezifische Organmodelle für die interaktive Chirurgesimulation*. In: Tagungsband der 13. IFF Wissenschaftstage, Ed.: Michael Schenk, Stuttgart: Fraunhofer Verlag, Bd. 13, S. 314–322, 2010.
- [6] M.-P. Cani, D. Bourguignon, *Controlling Anisotropy in Mass-Spring Systems*, In: Eurographics Workshop on Computer Animation and Simulation (EGCAS) 2000, Seiten 113-123, Springer-Verlag, 2000
- [7] G. Bianchi, B. Solenthaler, G. Székely, M. Harders, *Simultaneous Topology and Stiffness Identification for Mass-Spring Models Based on FEM Reference Deformations*, In: MICCAI 2, Seiten 293-301, 2004





# Automatische Untersuchung großer Gewebeflächen mittels Optischer Kohärenztomographie

M. Finke<sup>1</sup>, A. Schweikard<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universität zu Lübeck, Institut für Robotik und Kognitive Systeme, Lübeck, Germany

Kontakt: finke@rob.uni-luebeck.de

## Abstract:

*Die Optische Kohärenztomographie stellt ein nicht-invasives Verfahren zur in-vivo Untersuchung von Gewebe dar, das bereits in zahlreichen Gebieten der Medizin zum Einsatz kommt, z.B. Neurochirurgie, Ophthalmologie, Laryngologie. Dabei ermöglicht die Integration der OCT-Sonde in ein motorisiertes Operationsmikroskop den navigierten Einsatz der Sonde.*

*Dies schafft für den Chirurgen die Voraussetzung, große Gewebeflächen automatisch zu untersuchen, ohne dass zusätzliche Instrumente während der Operation zum Einsatz kommen müssen. Dabei gewährleistet das Mikroskop stets eine optimale Ausrichtung der Sonde senkrecht zur Gewebeoberfläche.*

*Aus den OCT-Aufnahmen kann ein 3D Modell des Resektionsvolumens sowie zusätzliche Informationen zu Gewebestellen gewonnen werden, die mit bloßem Auge nicht zu erkennen sind. Dies erleichtert die intraoperative Orientierung für den Chirurgen.*

*Schlüsselworte: Optische Kohärenztomographie, Robotik, Mikroskop*

## 1 Problem

Im Bereich der Neurochirurgie besteht bei Tumorresektionen oftmals das Problem, dass intraoperativ nicht genau zwischen Tumorgewebe und gesundem Gewebe unterschieden werden kann. Mit bildgebenden Verfahren wie der Computertomografie und der Magnetresonanztomografie (MRT) lassen sich zwar viele Krebsgeschwüre deutlich erkennen, allerdings ist die genaue Ausdehnung der weniger bösartigen Formen oft nicht festzustellen. Dies hat zur Folge, dass der Tumor unter Umständen nicht vollständig entfernt und damit eine weitere Operation für den Patienten notwendig wird.

Eine Möglichkeit, den Tumor intraoperativ sichtbar zu machen, besteht darin, ihn mit Hilfe von Kontrastmitteln zu markieren. Dafür werden dem Patienten beispielsweise Nanopartikel [1] oder fluoreszierende Kontrastmittel [2] injiziert, die sich an Tumorzellen anlagern und diesen intraoperativ sichtbar machen. Dies setzt allerdings einen gewissen zeitlichen Vorlauf voraus, um eine ausreichende Anlagerung des Markers an den Tumor zu gewährleisten.

Für eine intraoperative, nicht-invasive Untersuchung ohne optische Marker kommt aber zunehmend auch die Optische Kohärenztomographie (OCT) [3] zum Einsatz. Dabei wird reflektiertes, infrarotes Licht zunächst als zweidimensionales Tiefenschnittbild (b-Scan) dargestellt. Mit diesem Verfahren erreicht man eine Eindringtiefe von ca. 2-3mm und eine axiale Auflösung von ca. 10µm. Ein Verfahren zur Unterscheidung von Tumor- und Hirngewebe mit Hilfe von OCT in Echtzeit wurde in [4] vorgestellt.

Allerdings stellt ein einzelner b-Scan nur einen begrenzten Bereich des Resektionsvolumens dar, so dass der Chirurg die OCT-Sonde mehrfach manuell positionieren muss ohne dabei einen räumlichen Überblick zu bekommen. Wir stellen deshalb ein Verfahren vor, dass die automatische Untersuchung großer Gewebeflächen mit Hilfe von OCT ermöglicht.

## 2 Methoden

In ein speziell ausgerüstetes Operationsmikroskop wurde ein SD-OCT Scanner zur intraoperativen Untersuchung von Gewebeoberflächen integriert [5]. Dies ermöglicht es, mehrere b-Scans automatisch aufzunehmen, und liefert Tiefeninformationen für mehrere parallele Gewebeschnitte im Abstand weniger µm. In einem weiteren Schritt wurde das Mikroskop vollständig motorisiert, um eine intuitive und automatische Positionierung der OCT-Sonde zu ermöglichen [6].

## 2.1 Punktwolke aus OCT-Daten generieren

Der in das Mikroskop integrierte OCT-Scanner ermöglicht automatische Scans nur für jeweils kleine Gewebeflächen. Diese Flächen hängen vom Arbeitsabstand des Mikroskops ab. Bei einem Abstand von 240mm beträgt die Fläche ca. 1,6×1,4cm, wobei sich ein solcher Scan aus 50 B-Scans besteht, die sich jeweils aus 500 A-Scans zusammensetzen.

Um eine großflächige Aufnahme des Gewebes erzeugen zu können, bewegen wir die Sonde mit Hilfe des motorisierten Mikroskops in einem Raster über das Resektionsvolumen und zeichnen jeweils einen OCT-Datensatz auf. Aus den Grauwerten jedes Datensatzes segmentieren wir zunächst mit einem Schwellwertverfahren eine Punktwolke der Gewebeoberfläche. Durch das Speckle-Rauschen in den OCT-Aufnahmen entstehen Ausreißer, die mit Hilfe eines 2D-Medianfilters eliminiert werden können.

In Abhängigkeit vom Schwellwert, besteht jede Punktwolke aus ca. 25.000-30.000 Elementen. Allerdings liegen aufgrund der hohen Auflösung der OCT viele dieser Elemente vor allem im Bereich der Gewebeoberfläche sehr nahe zusammen, ohne einen zusätzlichen Informationsgewinn zu erzeugen. Aus diesem Grund werden Bereiche der Punktwolke mit einer hohen Dichte ausgedünnt und die Anzahl damit um ca. 8.000-10.000 Elemente reduziert.

## 2.2 Translation der Mikroskopbewegung bestimmen

Nach der Registrierung von Patient und Mikroskop lässt sich mit Hilfe der Mikroskopkinematik die Position der fokussierten Gewebestelle berechnen und abspeichern. Allerdings wird damit nur eine Genauigkeit von etwa einem Millimeter erreicht. Da die OCT-Aufnahmen aber eine Auflösung im  $\mu\text{m}$ -Bereich aufweisen, kann die Position des Mikroskops nur zur groben Ausrichtung der Datensätze und zur Begrenzung des Suchfensters für das weitere Verfahren genutzt werden.

Eine bessere Registrierung lässt sich mit Hilfe von Phase-Only-Correlation (POC) erreichen. Bei diesem Verfahren werden keine Rotationen, sondern nur Translationen im Bild berücksichtigt. Da für großflächige Aufnahmen des Gewebes das Mikroskop nur parallel zur Bildebene in einem Raster verschoben wird, treten hierbei keine Rotationen auf, so dass aus Aufnahmen der Gewebeoberfläche der Verschiebungsvektor mit Hilfe von POC berechnet werden kann. Hierfür wird während der Mikroskopbewegung der sichtbare Bereich des Gewebes mit einer Firewire-Kamera mit 20Hz und einer Auflösung von 1024×768 Pixeln aufgezeichnet.

Der Verschiebungsvektor in der 2D-Bildebene wird dann iterativ ermittelt. Dazu berechnen wir in einem ersten Schritt aus jeweils zwei aufeinanderfolgenden Aufnahmen ein Differenzbild, das in Bereichen mit großer Veränderung signifikante Merkmale aufweist. Seien  $f$  und  $g$  zwei solche Differenzbilder der Gewebeoberfläche mit einer Auflösung von  $N \times M$ . Dann berechnet sich die Diskrete Fouriertransformation (DFT) an der Position  $(i, j)$  mit

$$F(i, j) = \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M f(n, m) \left( e^{-j \frac{2\pi}{N}} \right)^{i \cdot n} \left( e^{-j \frac{2\pi}{M}} \right)^{j \cdot m} \quad (1)$$

$$G(i, j) = \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M g(n, m) \left( e^{-j \frac{2\pi}{N}} \right)^{i \cdot n} \left( e^{-j \frac{2\pi}{M}} \right)^{j \cdot m} \quad (2)$$

Die normierte Kreuzkorrelation ergibt sich damit aus

$$R(i, j) = \frac{F(i, j) \cdot \text{conj}(G(i, j))}{|F(i, j) \cdot \text{conj}(G(i, j))|} \quad (3)$$

wobei  $\text{conj}(G(i, j))$  der konjugiert komplexen Zahl von  $G(i, j)$  entspricht. Die POC-Funktion  $r$  zwischen  $f$  und  $g$  ergibt sich dann aus der inversen DFT von  $R$

$$r(n, m) = \frac{1}{NM} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M R(i, j) \left( e^{-j \frac{2\pi}{N}} \right)^{-i \cdot n} \left( e^{-j \frac{2\pi}{M}} \right)^{-j \cdot m} \quad (4)$$

Der Verschiebungsvektor  $t_{xy} = (t_x, t_y)^T$  der Datensätze entspricht dann der Position des Maximums der Korrelationsmatrix. Dabei gilt, dass dieses Maximum umso deutlicher ausfällt, je mehr sich die Aufnahmen  $f$  und  $g$  ähneln, so dass die Höhe des Peaks als Ähnlichkeitsmaß verwendet werden kann.

In der Zeit von 50ms zwischen zwei Aufnahmen der Gewebeoberfläche bewegt sich das Mikroskop jeweils nur in einem geringen Bereich. Auf diese Weise kann sowohl das Suchfenster als auch die Verschiebungsrichtung eingegrenzt und der Rechenaufwand erheblich reduziert werden.

## 2.3 Fusion der Punktwolken

Aus den im vorherigen Schritt berechneten Verschiebungsvektoren lassen sich die Überlappungsbereiche in x- und y-Richtung ermitteln. Eine genaue Ausrichtung der Punktwolken entlang der A-Scans (z-Richtung) wird mit Hilfe des Iterative Closest Point Algorithmus (ICP) [7] erreicht. Um den Rechenaufwand zu minimieren, werden dabei den ICP-Algorithmus nur auf reduzierte Punktwolken entsprechend der Überlappungsbereiche an.

Daraus resultiert der 3D-Verschiebungsvektor  $t$ , um die einzelnen OCT-Datensätze relativ zueinander zu positionieren und einen großflächigen, zusammenhängenden Gewebescan zu erhalten. In Abb. 1 ist die aus vier Datensätzen zusammengefügte Punktwolke der vorderen beiden Glieder eines Zeigefingers dargestellt.

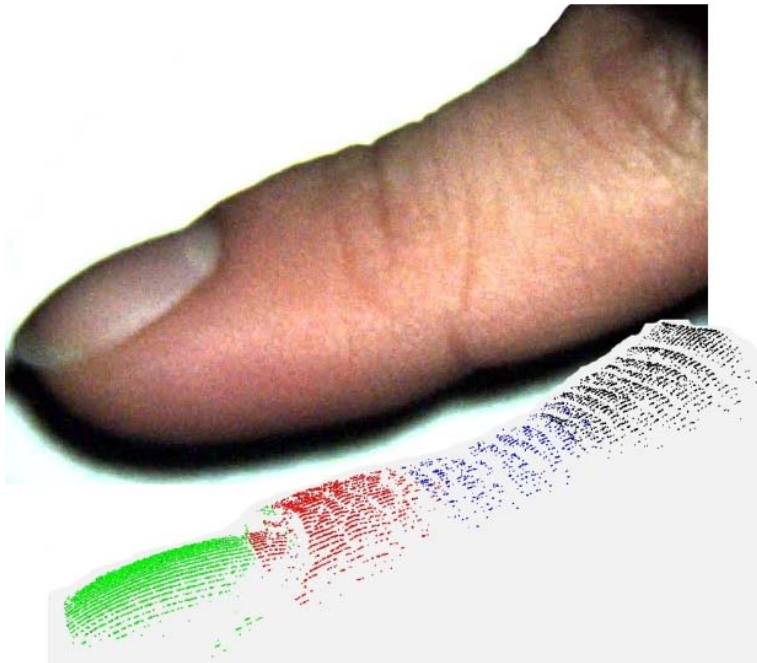


Abb. 1 Die vorderen beiden Glieder des Zeigefingers wurden mit vier OCT-Aufnahmen gescannt. Aus diesen vier überlappenden Punktwolken wurde eine zusammenhängende Gewebeoberfläche ermittelt.

## 2.4 Fusion der B-Scans

Darüberhinaus können anhand der Verschiebungsvektoren  $t$  korrespondierende B-Scans der einzelnen OCT-Aufnahmen ausgewählt und zu einer großen Übersichtsaufnahme zusammengefügt werden. Dies ermöglicht eine großflächige Begutachtung der Gewebeoberfläche, wobei die Fehler an den Übergangsstellen der einzelnen Aufnahmen nur wenige Pixel betragen (Abb. 2). Dabei liefern die OCT-Aufnahmen mit einer Eindringtiefe von bis zu 3mm zusätzliche Informationen über Gewebestellen, die mit bloßem Auge nicht zu erkennen sind.

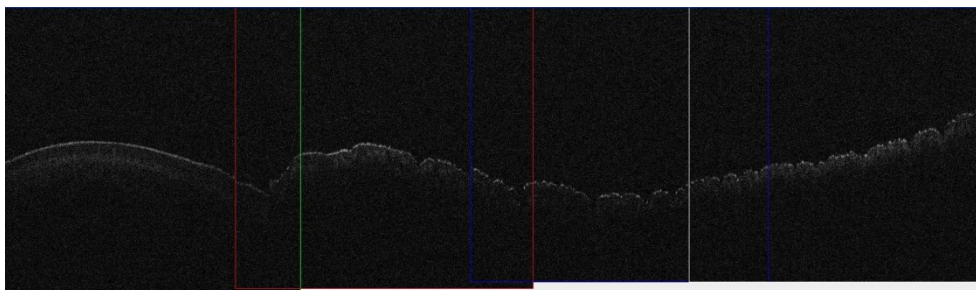


Abb. 2 Die aus vier B-Scans zusammengefügte Aufnahme zeigt einen Längsschnitt der vorderen beiden Glieder eines Zeigefingers.

## 3 Ergebnisse

Um die Genauigkeit des Verfahrens zur Registrierung mehrerer OCT-Scans zu bewerten, wurden in einem ersten Schritt Referenzobjekte mit regulären, geometrischen Formen gescannt. Zu jedem Objekt wurde die 3D Rekonstruktion der Oberfläche ermittelt und anschließend das Größenverhältnis von Punktwolke und Objekt verglichen (Tab. 1).

Größe des Objekts	Punktwolke	Größenverhältnis
0,8 × 0,5cm	338 × 236	1:0,625 – 1:0,698
0,8 × 0,8cm	350 × 360	1:1 – 1:1,029
2,7 × 2,1cm	967 × 782	1:0,778 – 1:0,809

Tabelle 1: Vergleich der Größe von Referenzobjekt und dessen 3D Rekonstruktion.

In einem zweiten Schritt wurden verschiedene Gewebestellen untersucht. Die automatisch generierten großflächigen B-Scans wurden anschließend mit manuell zusammengefügt B-Scans der einzelnen OCT-Datensätze verglichen. In Tabelle 2 werden die Größe der resultierenden Punktwolke, der Überlappungsbereich (abhängig vom Arbeitsabstand des Mikroskops) und der Zeitaufwand für Datengewinnung und –verarbeitung für drei Gewebestellen gegenübergestellt. Zu Vergleichszwecken ist jeweils auch der durchschnittliche Positionierungsfehler des Mikroskops aufgeführt. Dieser wurde mit Hilfe eines accuTrack Trackingsystems (Atracsys, Schweiz) mit einer Auflösung von ca. 0.1mm ermittelt.

Anzahl OCT-Aufnahmen	Punktwolke	Überlappung	Zeitaufwand	Fehler des Mikroskops
2×1	31769	3mm / 131pixel	35s	0,7mm
4×1	60576	2,5mm / 111pixel	120s	0,75mm
2×2	59282	3,5mm / 151pixel	130s	0,8mm

Tabelle 2: Vergleich der charakteristischen Merkmale für automatische OCT-Scans verschiedener Gewebestellen. Der Überlappungsbereich ist abhängig vom Arbeitsabstand des Mikroskops und der Zeitaufwand umfasst Datengewinnung und –verarbeitung.

## 4 Diskussion

Die Optische Kohärenztomographie stellt ein nicht-invasives Verfahren zur in-vivo Untersuchung von Gewebe dar, das bereits in zahlreichen Gebieten der Medizin zum Einsatz kommt, z.B. Neurochirurgie, Ophthalmologie, Laryngologie. Durch die Kombination mit einem motorisierten Mikroskop wird ein navigierter Einsatz der OCT-Sonde ermöglicht, ohne dass der Chirurg auf zusätzliche Instrumente während der Operation zurückgreifen muss.

Dies ermöglicht die automatische Untersuchung großer Gewebeflächen, wobei das Mikroskop stets eine optimale Ausrichtung der Sonde senkrecht zur Gewebeoberfläche gewährleistet. Die Registrierung einzelner OCT-Aufnahmen liefert ein 3D Modell des Resektionsvolumens sowie zusätzliche Informationen zu Gewebestellen, die mit bloßem Auge nicht zu erkennen sind. Dies erleichtert die intraoperative Orientierung für den Chirurgen.

Allerdings ist das Verfahren noch nicht echtzeitfähig da die OCT-Datensätze sehr speicherintensiv sind. Der Zeitaufwand für den Scan einer Fläche von ca. 1,5x5cm bestehend aus vier Aufnahmen beträgt ca. 120 Sekunden. Sowohl der Speicher- als auch der Rechenaufwand des Verfahrens sollen daher im nächsten Schritt reduziert werden.

## 5 Referenzen

- [1] X. Wang, L. Yang, Z. Chen, D.M. Shin, Application of Nanotechnology in Cancer Therapy and Imaging, CA: A Cancer Journal for Clinicians, vol. 58(2), 2008
- [2] P. Kremer, F. Mahmoudrezy, R. ding, M. Pritsch, S. Zoubaa, E. Frei, Intraoperative Fluorescence Staining of Malignant Brain Tumors Using 5-Aminofluorescein-labeled Albumin, Neurosurgery, vol. 64(3), 2009
- [3] B.E. Bouma, G.J. Tearney, Handbook of Optical Coherence Tomography, Marcel Dekker, Inc., 2002
- [4] A. Giese, H.J. Böhringer, J. Leppert, S.R. Kantelhardt, E. Lankenau, P. Koch, R. Birngruber, G. Hüttmann, Non-Invasive intraoperative optical coherence tomography of the resection cavity during surgery of intrinsic brain tumors, Photonic Therapeutics and Diagnostics II, vol. 2078(1), 2006
- [5] T. Just, E. Lankenau, G. Hüttmann, H.W. Pau, Intra-operative application of optical coherence tomography with an operating microscope, Journal of Laryngology and Otology, vol. 123(9), 2009
- [6] M. Finke, A. Schweikard, Motorization of a Surgical Microscope for Intra-operative Navigation and Intuitive Control, Int. Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, John Wiley & Sons, Ltd., 2010
- [7] S. Rusinkiewicz, M. Levoy, Efficient Variants of ICP Algorithm, 3<sup>rd</sup> Int. Conf. on 3D Digital Imaging and Modeling (3DIM), 2001

# Probleme und Lösungen bei der Anwendung des Navigationssystems in der laparoskopischen Leberchirurgie

A. Besirevic<sup>1</sup>, V. Martens<sup>2</sup>, O. Shahin<sup>2</sup>, H.-P. Bruch<sup>1</sup>, M. Kleemann<sup>1</sup>

<sup>1</sup> UKSH Campus Lübeck, Klinik für Chirurgie

<sup>2</sup> Universität Lübeck, Institut für Robotik und Kognitive Systeme

Kontakt: armin.besirevic@uk-sh.de

## Abstract:

*Lebertumore stellen ein weltweit verbreitetes Problem dar. Die beste zurzeit verfügbare Therapieform bietet eine „offene“ oder laparoskopische chirurgische Resektion an. Die allgemeinen Vorteile einer laparoskopischen Operation in der Leberchirurgie sind bereits bekannt. Die dabei fehlende Tiefeninformation bzw. der fehlende Tastsinn für den Chirurgen können durch den Einsatz eines bildgestützten-Navigationssystems kompensiert werden. Wir haben ein US-basiertes Navigationssystem entwickelt und verwenden dabei zur Lageverfolgung der chirurgischen Instrumente ein handelsübliches elektromagnetisches Trackingsystem. Der Einsatz eines solches Systems im sterilen chirurgischen Umfeld birgt Probleme und Herausforderungen in sich, die gelöst werden müssen. Wir präsentieren in diesem Artikel Lösungen für einen Teil dieser Probleme.*

**Schlüsselworte:** Laparoskopische Leberchirurgie, Navigationssystem, Elektromagnetische Trackingsensoren

## 1 Problem

Mit einer jährlichen Inzidenz von fast 1 Million Patienten ist das hepatozelluläre Karzinom (HCC) einer der häufigsten soliden malignen Tumore der Welt. Außerdem stellen Lebermetastasen bei knapp 50 % aller Patienten mit malignen Tumoren ein klinisches Problem dar. Lebertumoren haben daher einen großen klinischen Stellenwert und eine hohe sozioökonomische Bedeutung. Bis heute stellt ohne Zweifel die chirurgische Resektion den Gold-Standard für die beste verfügbare Therapiealternative von primären und sekundären Lebermalignomen dar.

Bereits zu Beginn der Entwicklung der minimal-invasiven Chirurgie Anfang der 90er Jahre wurden laparoskopische Eingriffe an der Leber vorgenommen. Die allgemeinen Vorteile der laparoskopischen bzw. minimal invasiven Operation sind auch für Lebereingriffe unbestritten. Hierzu zählen neben den kosmetischen Aspekten auch medizinisch relevante Vorteile wie geringere Blutungsraten, geringere postoperative Schmerzen, reduzierte Wundheilungsstörungen u.ä. und damit verbunden sozioökonomische Vorteile wie kürzere stationäre Aufenthalte. Nachteile, wie z.B. der fehlende und für den Chirurgen wichtige Tastsinn bzw. die fehlende Tiefeninformation, können durch den Einsatz eines US-gestützten Navigationssystems kompensiert werden.

Wir haben in unserer Arbeitsgruppe ein US-gestütztes Navigationssystem („LapAssistent“) zur Unterstützung der laparoskopischen Leberchirurgie entwickelt. Dabei verwenden wir als Teil unseres Systems ein elektromagnetisches Trackingsystem, da ein optisches System wegen Sichtproblemen bei einer biegsamen laparoskopischen US Sondenspitze nicht einsetzbar ist.

Die Anwendung eines solchen bildunterstützten Navigationssystems birgt einige Herausforderungen:

- Flexibilität der laparoskopischen US-Sondenspitze und daraus folgende Problematik der Sensorbefestigung
- Befestigung der Sensoren an den chirurgischen Dissektionsinstrumenten
- Sterilisation der elektro-magnetischen Trackingsensoren und deren Einsatz in der sterilen chirurgischen Umgebung
- Kalibrierung im sterilen Bereich und Integration der Anwendung in den chirurgischen Workflow
- Registrierung der intraoperativen 2D - US und präoperativen DICOM (CT oder MRT) Daten

Um das System im chirurgisch-sterilen Bereich einsetzen zu können, müssen diese Probleme gelöst werden.

## 2 Methoden

Eines der bekannten Probleme bei der Anwendung der Navigationssysteme in der laparoskopischen Leberchirurgie ist die reproduzierbare Befestigung der elektromagnetischen Trackingsensoren an der beweglichen Spitze einer laparoskopischen Ultraschallsonde [1].

Vor allem die zylindrische und/oder die konische Form der laparoskopischen Sondenspitzen stellt eine große Herausforderung für eine sichere Befestigung eines Sensors/Adapters dar. Erschwerend ist zudem, dass einige US - Sondenspitzen für eine technisch sichere und reproduzierbare Adapter- bzw. Sensorbefestigung eine relativ geringe zylindrische Fläche von nur ca. 5mm anbieten. Eine größere Flächennutzung bzw. eine Adaptervergrößerung zur Spitze hin kann zu einer Schallflächenbedeckung und damit zu einer qualitativen Verschlechterung der bildlichen Darstellung führen.

Hinzu kommt das Problem der Größe des Außendurchmessers von Sonden und Sensoren. Die meisten laparoskopischen US Sonden haben einen Durchmesser von ca. 10mm. Hinzu kommt der elektro-magnetische Trackingsensor mit einem Außendurchmesser von 2.25mm. Dies schließt die Anwendung eines 12mm Trokars schon im Voraus aus. Eine Anwendung größerer Trokare als 15mm Durchmesser hätte keine minimal-invasiven und vor allem keine kosmetischen Vorteile für den Patienten und ist daher für uns nicht akzeptabel. Deshalb war es uns wichtig für verschiedene laparoskopische US Sonden Adapter zu bauen, die zusammen mit der Sonde und dem Sensor die Verwendung eines 15mm Trokars erlauben. Das bedeutet, dass für eine reproduzierbare, feste, nicht zerbrechliche und leicht-handhabbare Befestigung der Trackingsensoren an der Spitze der laparoskopischen US Sonde deutlich weniger als 3mm zur Verfügung bleiben.

Wir haben für mehrere laparoskopische US Sonden individuelle Lösungen entworfen, konstruiert und angefertigt und einige davon schon erfolgreich getestet. Dabei konnten wir verschiedene reproduzierbare Adapter mit Außendurchmessern von ca. 14.5mm für die laparoskopischen Sonden BK Medical, Toshiba, Philips und Aloka realisieren (Abb. 1.). Für die Fertigung der Komponenten wurden ausschließlich die biokompatiblen und sterilisierbaren Werkstoffe PEEK, Edelstahl und Titan verwendet. Für die laparoskopische Hitachi Sonde wird ein anderer Ansatz verwendet und der Biopsiekanal für die Sensorpositionierung genutzt. Dabei blockiert und positioniert ein Stöpsel aus PEEK die Sensorspitze im Sondenkanal, die Verschiebung und Verdrehung wird dort durch eine Kabelfixierung am Griff erreicht.

Die Sterilisation bzw. Wiederaufbereitung der elektro-magnetischen Sensoren und deren steriler Einsatz in der sterilen chirurgischen Umgebung stellen für die praktische medizinische Anwendung immer noch ein ungelöstes Problem dar. Aus diesem Grund wurden mehrere mikrobiologische Tests und Sterilisationsuntersuchungen mit den elektro-magnetischen Sensoren unseres Systems durchgeführt. Diese mehrfachen Untersuchungen fanden im Institut für Hygiene und Mikrobiologie des UKSH Lübeck statt.

Der Testsensor wurde zuerst mit einer hohen Konzentration von Testkeimen kontaminiert. Die Keimlösung (*Geobacillus stearothermophilus* ATCC 7953,  $2 \times 10^7$  KBE/ml) wurde gleichmäßig auf dem Sensorkabel verteilt. Nach Antrocknung wurde der Sensor in den Siebkorb eingelegt, ein Sporenstreifen (Bioindikator mit *Geobacillus stearothermophilus*) hinzugefügt und in einer Sterilisationsumhüllung aus Papier/Poliamid doppelverpackt. Die Sterilisationen der Sensoren wurden im Großraumsterilisator (Fa. Webeco, E26) bei 134°C, 5Min. durchgeführt. Als positive Kontrolle wurde ein weiterer Sensor auf gleiche Weise kontaminiert, jedoch nicht sterilisiert. Die ersten Tests der positiven Kontrolle nach der Antrocknung, und Spülung mit 20ml sterilen aqua ad injectabilia zeigten eine Kontamination von  $2,5 \times 10^6$  KBE/Sensor.

Nach der Sterilisation wurden die Sensoren unter aseptischen Bedingungen ausgepackt und in einer sterilen Bouillon überführt. Außerdem wurde der autoklavierte Bioindikator (neg. Kontrolle) auch in eine sterile Bouillon überführt. Beide Kulturen wurden 7 Tage bei 56°C bebrütet und danach die Ergebnisse ausgewertet.

Die Kalibrierung der verschiedenen US Sonden muss vor dem Einsatz in dem sterilen Bereich durchgeführt werden. Wir benutzen einen speziell nach unseren Anforderungen angefertigten US-Kalibrierkörper für die Kalibrierung der laparoskopischen US Sonden. Der Kalibrierkörper ist nicht sterilisierbar und wird ausschließlich mit einem sterilen Überzug verwendet.

Für die Kalibrierung der Dissektionsinstrumente wurde ein Kalibrierkörper aus sterilisierbarem und biokompatiblen Material PEEK entworfen, konstruiert und hergestellt. Er ermöglicht eine Kalibrierung der zylinderförmigen Dissektionsinstrumente.

Wie schon am Anfang erwähnt, stellt eine Registrierung der präoperativen diagnostischen mit intraoperativen Daten eine weitere Herausforderung dar. Eine Methode der Registrierung, die z.Zt. in unserem Navigationssystem „Lap Assistent“ verwendet wird, wurde bereits präsentiert [2]. Dabei wird die Registrierung mit drei Schritten durchgeführt: a) Präregistrierung mit vier Landmarken auf der Leberoberfläche, b)

Oberflächenregistrierung mit der US Sonde und c) Blutgefäßregistrierung. Auf weitere Einzelheiten wird hier nicht näher eingegangen.

### 3 Ergebnisse

Die Adapter für die Sensorbefestigung an den laparoskopischen US-Sonden wurden für jede laparoskopische US Sonde individuell entworfen und konstruiert.

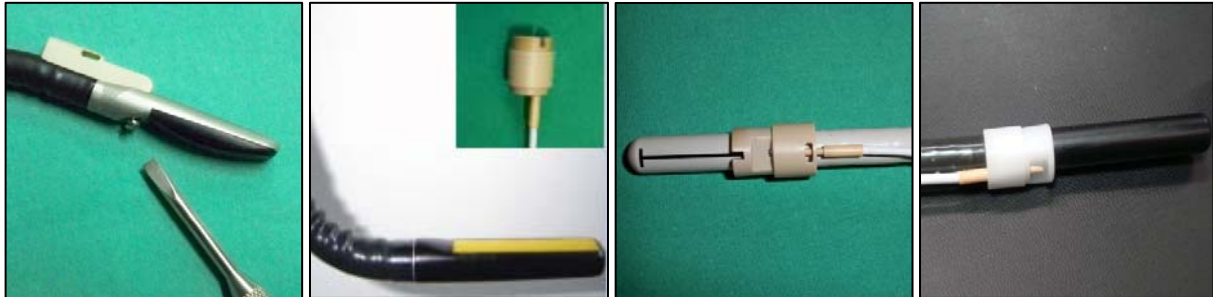


Abb. 1a-d. Verschiedene Lösungen der reproduzierbaren Adapter mit einem Außendurchmesser unter 15mm für diverse lap. US Sonden wie z.B.: BK–Medical (1a), Toshiba (1b), Philips (1c) und Aloka (1c).

Für die Anbringung des Adapters bzw. des Sensors an der BK Medical Sonde (Abb.1a) wird die schräge Biopsieführung in der Sonde genutzt. Der Adapter wird auf der oberen Seite positioniert und ist genau an die zylindrisch-konische Aussenfläche der Sonde angepasst. Die Befestigung selbst wird mit einer Titanschraubenverbindung erreicht. Für die Schraubenbefestigung wird ein speziell dafür entworfener und konstruierter Schraubendreher verwendet. Der Schraubendreher wurde aus sterilisierbarem Material angefertigt und darf in steriler chirurgischer Umgebung eingesetzt werden. Der Sensor wird mithilfe einer polungssicheren Hülse mit dem Adapter verbunden. Diese Lösung ermöglicht eine reproduzierbare Sensorbefestigung, die uns eine Kalibrierung vor der OP und in Laborbedingungen ermöglicht. Bei den anderen abgebildeten Sonden werden zur Sensorbefestigung verschiedene Verbindungen aus zwei Ringen verwendet (Abb.1b, c, d). Der Innenring ist an die Sondenoberfläche und –form genau angepasst und wird mit einem zweiten Außenring befestigt. Dank einer Positionierhilfe, die an die Spitze der US Sonde exakt angepasst ist, lässt sich der Ring über eine Nut-Zapfen Verbindung zwischen dem Positionsteil und dem Ring reproduzierbar positionieren und befestigen (Abb. 2). Der Sensor wird auch in diesem Fall mithilfe einer polungssicheren Hülse mit dem Ring verbunden.

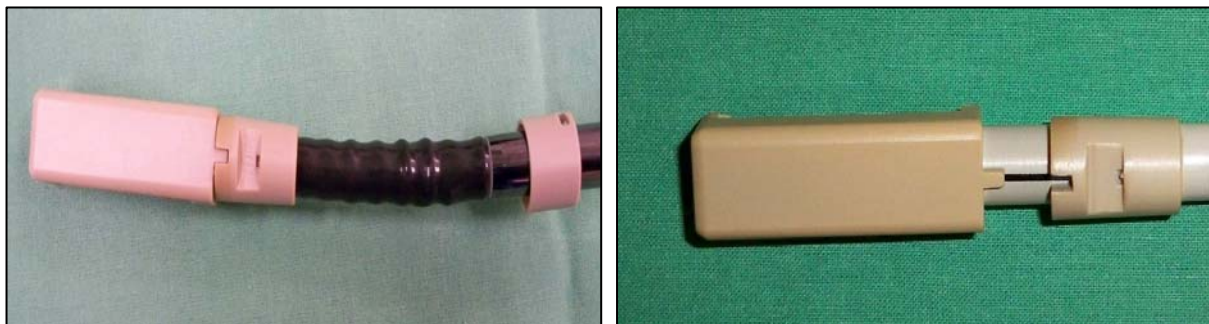


Abb. 2. Anbringung der Ringadapter mit einem Positionsteil bei Toshiba (links) und Philips (rechts)

Bei der Befestigung der Sensoren und Adapter an verschiedenen laparoskopischen chirurgischen Instrumenten haben wir bisher einige Erfahrungen gesammelt und verschiedene Lösungen realisiert wie z.B. in Abb 3. Hierbei wurde der Adapter mit einer max. Toleranz von 0.1mm an die Schaftdurchmesser der Instrumente angepasst und lässt sich mit einer Schraubenverbindung an gewünschten Stellen innerhalb kurzer Zeit (unter 10sec.) befestigen. Der Sensor wird mit einer polungssicheren Hülse mit dem Adapter verbunden. Dabei wurde eine Entfernung von 40mm zwischen Instrument und Sensor gewählt, um eine eventuelle Störung durch das Instrumentenmaterial zu minimieren.



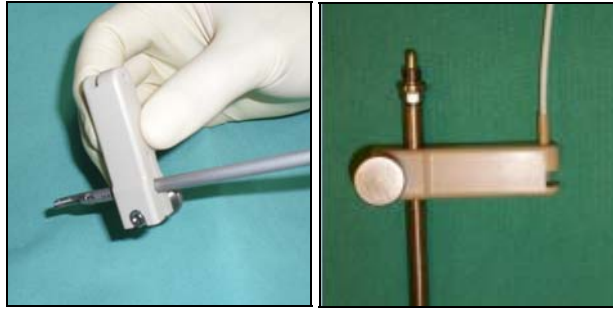


Abb. 3. Befestigung der Adapter und Sensoren an den laparoskopischen Dissektionsinstrumenten Ultracision (links) und Cusa (rechts)

Um die elektromagnetischen Trackingsensoren in sterilem chirurgischem Bereich einsetzen zu dürfen, mussten sie auf ihre Sterilisierbarkeit hin untersucht werden. Die Auswertungen der Sterilisationsuntersuchungen haben ergeben, dass kein Bakterienwachstum in den Bouillons bei beiden Proben aufgetreten ist. Die positive Kontrolle ergab dagegen bewachsene Bouillon. Der Vorgang wurde dreimal erfolgreich wiederholt (Tab.1).

Die Untersuchungen auf Wiederaufbereitung inkl. Autoklavierbarkeit der elektro-magnetischen Sensoren wurden erfolgreich durchgeführt und brachten uns damit positive Ergebnisse, welche bei der Reinigung, Desinfektion und Sterilisation der Sensoren z.Zt. verwendet werden.

Auswertung nach der Dampfsterilisation 134°C, 5 Min.			Positive Kontrolle
Versuchs - Nr.	Testkeim nachgewiesen	Sporenstreifen in der Verpackung Testkeim nachgewiesen	Testkeim nachgewiesen
Versuch Nr. 1	Nein	Nein	$2,5 \times 10^6$
Versuch Nr. 2	Nein	Nein	$1,0 \times 10^6$
Versuch Nr. 3	Nein	Nein	$1,2 \times 10^6$

Tabelle 1: Ergebnisse der Sterilisationsuntersuchungen der elektro-magnetischen Trackingsensoren

Die folgenden Abb. 4 und 5 zeigen die Anwendungen der beiden Kalibrierkörper in der sterilen Umgebung.

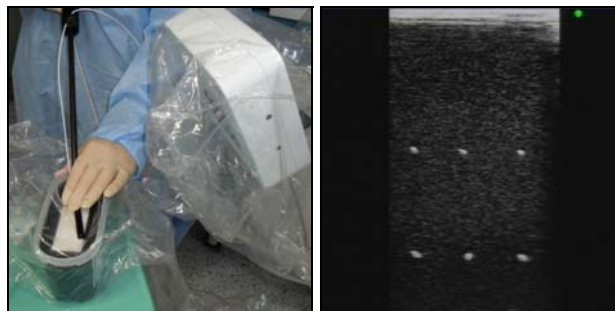


Abb.4. US – Kalibrierkörper und Anwendung im sterilen Überzug (links). Darstellung der Kalibrierfäden im US-Bild (rechts).



Abb. 5. Instrumenten-Kalibrierkörper. Kalibrierung eines Ultracision-Dissektors: Pivotierung der Instrumentenspitze (links). Rotation des Instrumentenschaftes (Mitte) und mit neuem Kalibrierkörper (rechts).



Die Handhabung des US-Kalibrierkörpers ist trotz des sterilen Überzugs einfach und schnell und funktioniert bei jeder laparoskopischen US-Sonde. Der Instrumenten-Kalibrierkörper ist ebenfalls leicht zu bedienen, anwendbar bei allen zylindrischen Dissektionsinstrumenten (auch Ablationsnadeln) und zudem vollständig autoklavierbar.

Für den Einsatz beider Kalibrierkörper ist allerdings ein zusätzlicher steriler Tisch notwendig. Aus diesem Grund wurde vor kurzem ein neuer Ansatz verfolgt und ein anderer Kalibrierkörper entwickelt. Dieser wird direkt auf den Transmitter positioniert, ist noch einfacher in der Handhabung und ermöglicht eine Kalibrierung der Dissektionsinstrumente (Abb.5. rechts). Bei zusätzlicher Verwendung von präkalibrierbaren US-Sonden (z.B. BK-Medical) kann somit ganz auf einen sterilen Tisch verzichtet werden und mehr Platz im sowieso knappen OP-Raum gewonnen werden.

Der Aufbau der beiden Kalibrierkörper im sterilen Bereich, die Kalibrierung der laparoskopischen US Sonden oder chirurgischen Instrumente wurde in den chirurgischen Workflow eingebaut und ist in sehr kurzer Zeit durchführbar.

## 4 Diskussion

Es wurden einige Probleme bei der Anwendung eines Navigationssystems in der Leberchirurgie angesprochen und dazu passende Lösungen gezeigt. Die reproduzierbare Anbringung der Sensoren an der Spitze der laparoskopischen US Sonde ist aufgrund der Sondenformen und des geringen Platzes durchaus schwierig. Wir haben einige Lösungen entwickelt und erfolgreich in der Praxis realisiert. Die aktuellen Lösungen ermöglichen eine reproduzierbare Positionierung der elektromagnetischen Trackingsensoren an der beweglichen Spitze der verschiedenen US Sonden. Außerdem können bei einem Aussendurchmesser der US-Sonde von 10mm und einem Aussendurchmesser der Sensoren von 2.25mm alle Lösungen mit einem Aussendurchmesser von ca. 14.5mm realisiert werden. Dies ermöglicht das Tracking der laparoskopischen US Sonden in einem 15mm Trokar. Verglichen mit den ursprünglichen Ergebnissen zur Beginn der Entwicklung mit den Durchmessern über 18mm sind diese Ergebnisse eine deutliche Verbesserung.

Die Wiederaufbereitung inkl. Autoklavierung der Trackingsensoren ist in der medizinischen Praxis ein nicht ganz geklärtes Problem. Wir haben nach mehreren mikrobiologischen Untersuchungen ein positives Ergebnis erzielt und einen Weg gefunden, die Sensoren zu reinigen, zu desinfizieren und nach der Autoklavierung in der sterilen chirurgischen Umgebung einzusetzen.

Eine Kalibrierung der US Sonden und chirurgischen Instrumente in der sterilen Umgebung ist eine weitere Herausforderung. Wir haben einen US Kalibrierkörper nach unseren Anforderungen bauen lassen und können ihn in der sterilen Umgebung problemlos einsetzen. Mit reproduzierbaren und sterilisierbaren Befestigungslösungen, lässt sich der Vorgang im OP aber durchaus vermeiden und präoperativ durchführen. Eine noch elegantere Option um die Aussenbefestigungen an den Sonden inkl. Kalibrierungen und direkte Sensorsterilisation zu umgehen, wäre eine feste Integration des Sensors in die US Sonde selbst. Dies ist aber nur in Kooperation mit einem Hersteller möglich.

Die Dissektionsinstrumente müssen auch vor dem Einsatz kalibriert werden. Dazu haben wir einen Instrumenten-Kalibrierkörper entworfen, entwickelt und nach der Fertigung erfolgreich getestet. Der Einsatz dieses Kalibrierkörpers ist für die sterile chirurgische Umgebung durch sterilisierbares Material möglich.

Das Projekt wird vom BMBF (Bundesministerium für Bildung und Forschung-Förderkennzeichen 01IBE03A) finanziert.

## 5 Referenzen

- [1] Besirevic A, Schlichting S, Martens V, Hildebrand P, Roblick UJ, Mirow L, Bürk C, Schweikard A, Kleemann M & Bruch HP, Design and Development of sterilisable adapters for navigated visceral (liver) surgery and first practical experiences, Int. J. CARS, Vol. 2 (Suppl 1): S273-2, Juni 2007
- [2] Martens V, Shahin O., Besirevic A., Schlaefer A. A combined surface and ultrasound image approach for registration in laparoscopic liver surgery, Int. J. CARS, Vol.5 (1): S285-287, Juni 2010



# Entwicklung eines robotergeführten Lichtschnittsensors für die berührungslose Erfassung anatomischer Strukturen

D.Scarpin<sup>1</sup>, J. Wahrburg<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Zentrum für Sensorsysteme, Siegen, Deutschland

Kontakt: modicas@zess.uni-siegen.de

## Abstract:

*Dieser Beitrag behandelt die Entwicklung eines robotergeführten Lichtschnittsensors um die Patienten-anatomie erfassen zu können. Es wird dargestellt warum die Auswahl des Messsystems zu Gunsten eines Lichtschnittsensors ausgefallen ist, was bei der Auswahl der Komponenten für einen Lichtschnittsensor zu beachten ist und welche Vorbereitungen getroffen werden müssen um das System im Operationssaal einsetzen zu können.*

*Schlüsselworte: 3D Messtechnik, Patientenregistrierung, Roboterassistierte Chirurgie*

## 1 Problem

Um medizinische Navigationssysteme nutzen zu können ist es unerlässlich, die Patienten-anatomie intraoperativ zu erfassen. Die erfassten Patientendaten werden im Anschluss mit den präoperativ aufgenommenen Patientendaten abgeglichen um somit einen Bezug zwischen den präoperativ aufgenommenen Daten und dem realen Patienten herzustellen. Um die Anatomie intraoperativ zu erfassen, stehen dem Chirurgen verschiedene taktile sowie nicht taktile Methoden zur Verfügung. Die Verwendung einer taktilen Datenaufnahme ist derzeit die meist verwendete Methode. Hierbei werden auf der Haut des Patienten fiducial Marker aufgeklebt die intraoperativ angetastet werden. Hierbei kann es durch Hautverschiebungen beim Antasten oder durch fehlkalibrierte Antastwerkzeuge des Navigationssystems zu Fehlern kommen. Um diese Probleme zu umgehen soll hier eine Möglichkeit zur nicht taktilen Aufnahme der Patienten-anatomie vorgestellt werden. Dabei werden die Daten robotergestützt mit Hilfe eines selbst entwickelten Lichtschnittsensors aufgenommen.

## 2 Methoden

### 2.1 Vor- und Nachteile der taktilen und nicht taktilen Registrierungsverfahren

Zur Erfassung der Patienten-anatomie können sowohl taktile als auch nicht taktile 3D Messverfahren verwendet werden. Die taktilen Verfahren können gegliedert werden in mechanische, magnetische und optische 3D Messverfahren. Die Positionsgenauigkeit der mechanischen Systeme ist kleiner als 0,1 mm. Magnetische Systeme, wie das NDI Aurora System weisen eine Positionsgenauigkeit im Bereich von 0,47 mm RMS bis 1,1 mm RMS [1], je nach Position des Messobjekts im Messvolumen des Magnetfeldgenerators. Optische Systeme, wie das NDI Polaris weisen eine Positionsgenauigkeit im Bereich von 0,261 mm RMS bis 0,308 mm RMS einzelner Marker in einem Pyramidenvolumen auf [2]. Problematisch bei den mechanischen Systemen ist, dass sie im Operationssaal aufgrund ihrer Größe schwer einsetzbar sind. Bei den magnetischen Verfahren kann es aufgrund von anderen magnetischen Feldern im Operationssaal zu Störungen kommen. Die optischen Verfahren können durch Unterbrechung der Line of Sight gestört werden.

Bei den nicht taktilen Verfahren sind die Streifenprojektionsverfahren, das Brainlab Z-Touch Verfahren und das Lichtschnittverfahren zu nennen. Die Genauigkeit der Streifenprojektionsysteme liegt, abhängig von dem Aufbau und der Kalibrierung der Systeme, im Submillimeterbereich. Allerdings sind derzeitige Systeme noch zu groß um diese mit einem Gelenkroboter mit einer Traglastbegrenzung von 5 – 10 kg zu führen. Bei dem Brainlab Z-Touch liegt die Genauigkeit im Millimeterbereich [3]. Bei diesem System wird ein Laserpunkt über den zu erfassenden Bereich des Patienten geführt und seine 3D Position mittels eines Polaris Systems errechnet. Die Homogenität der aufgenommenen Punktwolke hängt hierbei sehr stark vom Geschick des Chirurgen ab. Bei den Lichtschnittsensoren liegt die Genauigkeit im Bereich von einigen Mikrometern bis einigen Millimetern, abhängig von deren Aufbau und Kalibrierung. Diese Systeme eignen sich aufgrund ihres kompakten Aufbaus und geringen Gewichts sehr gut um von einem Roboterarm geführt zu werden. Die von den nicht taktilen Verfahren intraoperativ erhaltenen 3D Punktwolken werden mit den präoperati-

ven Daten, z.B. aus einer CT oder MRT Aufnahme, des Patienten durch Surface-Matching abgeglichen. Der Vorteil hierbei ist, dass keine fiducial Marker, wie sie bei den taktilen Verfahren verwendet werden, benötigt werden. Dazu wird für den Abgleich eine markante Oberfläche am Patienten erfasst, wie sie z.B. in der Nasen und Augenpartie eines Menschen vorliegt. Das sind Merkmale, die bei jedem Patienten individuell verschieden sind und sich mittels geeigneter Software aus präoperativen Aufnahmen extrahieren lassen. Dies lässt sich besonders gut in Bereichen der Kopfchirurgie anwenden.

## 2.2 Vorteile eines robotergeführten Lichtschnittsensors

Um ein 3D Datensatz zu erhalten muss ein Lichtschnittsensor über eine Fläche des Patienten geführt werden. Geschieht dies handgeführt ist die aufgenommene Punktwolke inhomogen und es können Ungenauigkeiten beim Abgleich entstehen. Im Gegensatz zu einem handgeführten Sensor ist es mit dem Roboterarm möglich jede Punkteaufnahme mit konstanter Sensororientierung durchzuführen. Hierbei ist es zur Rekonstruktion der 3D Daten nicht notwendig den Sensor mit einem magnetischen Messsystem zu tracken, wie es bei den Systemen Cobra und Scorpion der Firma FastScan [4], oder mit einem optischen Messsystem, wie es bei dem DLR Laser-Stripe Profiler [6], der Fall ist. Die Befestigung des Lichtschnittsensors erfolgt mittels eines Schnellkupplungssystems am Flansch des Roboters

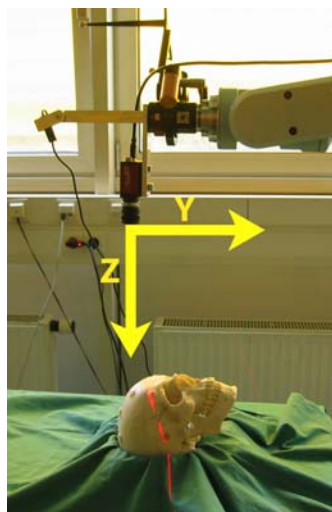


Abb. 1: Lichtschnittsensor auf Basis einer AVT Marlin Kamera am Roboterflansch

Der Roboterarm übernimmt nun die Führung des Sensors mit einer linearen Bewegung über den zu erfassenden Bereich des Patienten. Diese Methode bietet den großen Vorteil, dass sich eine sehr homogene Punktwolke erzeugen lässt. Ein weiterer Vorteil ist es, dass sich der Lichtschnittsensor zitter- und verdrehungsfrei über dem Patienten positionieren lässt. Dadurch ist es im Anschluss an die Datenaufnahme erheblich einfacher das 3D Bild aus den erfassten Daten zu rekonstruieren, da alle Aufnahmen mit der gleichen Sensororientierung durchgeführt werden. Um die Datenaufnahme robotergestützt durchführen zu können ist im Vorfeld eine Hand-Auge-Kalibrierung notwendig. Hierdurch wird die Transformationsmatrix zwischen dem TCP des Roboters und dem Koordinatensystem des Lichtschnittsensors zu ermittelt. Somit ist es möglich die erfassten Patientendaten in das Roboterkoordinatensystem zu transformieren. Dies ermöglicht eine genaue Positionierung des Roboters im vom Sensor erfassten Bereich. Zur Durchführung einer Hand-Auge-Kalibrierung stehen verschiedene Verfahren zur Verfügung. Zur Überprüfung der Genauigkeit der Hand-Auge-Kalibrierung wurden in unserem Versuch 2 verschiedene Verfahren angewendet. Das erste Verfahren verwendet zur Berechnung der Transformationsmatrix mehrere Bilder eines Kalibrierungsmusters und die zu den Bildern gehörenden Transformationsmatrizen zwischen der Roboterbasis und dem TCP. Bei dem zweiten Verfahren wird die Transformationsmatrix unter Zuhilfenahme eines NDI Polaris Systems und eines mit einem Pointer angetasteten Kalibrierungsmusters errechnet. Bei der Gegenüberstellung dieser beiden Verfahren wurde festgestellt, dass Abweichungen bis zu 3 mm bei den Translationsanteilen und Abweichungen bis 0,6 Grad bei den Rotationsanteilen auftreten können. Ursache dafür sind Ungenauigkeiten bei der Antastung des Kalibrierungsmusters mit dem Pointer und Messtoleranzen des Polaris Systems.

## 2.3 Test eines kommerziellen Lichtschnittsensors

Zur Erprobung des Verfahrens wurde ein kommerzieller Lichtschnittsensor getestet. Das getestete System ist ein scan-CONTROL 2700-100 Lichtschnittsensor der Firma Micro-Epsilon mit einem erweiterten Messbereich von 300mm – 600mm. Aufgrund des erweiterten Messbereichs ist es möglich einen großen Sicherheitsabstand zu dem Patienten einzuhalten und gleichzeitig einen großen Bereich zu erfassen. Mit einem Gewicht von ca. 850 g [5] ist der Sensor zudem sehr leicht und damit ideal für den Einsatz an einem Roboterarm, da bei dem verwendeten Gelenkarmroboter, mit einer Armlänge von 850 mm, eine Nutzlastbeschränkung von 5 kg vorgegeben ist. Getestet wurde der Sensor zur Erfassung der Anatomie im Kopfbereich eines Patienten anhand eines Kopfmodells. Die Ansteuerung des Sensors erfolgt mittels einer LabView Applikation über die FireWire Schnittstelle. Aufgrund des hohen Beschaffungspreises kommerziell erhältlicher Lichtschnittsensoren und einer gewünschten Flexibilität bezüglich des benötigten Sensormessbereichs wurde entschieden einen eigenen robotergeführten Lichtschnittsensor zu entwickeln.

## 2.4 Aufbau eines eigenen Lichtschnittsensors

Bei der Entwicklung eines Lichtschnittsensors sind mehrere Parameter zu beachten, die die Präzision des Systems beeinflussen. Bei der Auswahl der Kamera ist darauf zu achten, dass der enthaltene CCD oder CMOS Sensor eine möglichst hohe Auflösung hat. Die von uns getesteten Kameras verfügen über eine Auflösung von 640 x 480 Pixel bzw. 1024 x 768 Pixel. Je höher die Auflösung des Bildsensors ist umso höher ist auch die Tiefenauflösung des Lichtschnittsensors.

Die Objektive der getesteten Kameras haben eine Brennweite von 2 mm, einen horizontalen Öffnungswinkel von 50° und einen vertikalen Öffnungswinkel von 38°. Die erreichte Tiefenauflösung unseres Sensors mit diesem Objektiv beträgt derzeit 1,1 mm bei einer Entfernung von 60 cm zum Messobjekt. Es werden dazu derzeit Untersuchungen zur Verbesserung der Tiefenauflösung durchgeführt. Dies kann z.B. durch Verringerung der Objektivöffnungswinkel erreicht werden. Je kleiner diese sind umso größer sind die Tiefen- und laterale Auflösung. Dies resultiert daher, dass bei kleineren Öffnungswinkeln ein kleinerer Bildausschnitt der realen Welt auf den Bildsensor abgebildet wird und daher höher aufgelöst werden kann. Weiterhin muss die Kamera auf den Messbereich fokussiert sein, um die projizierte Laserlinie so scharf wie möglich auf den Bildsensor abzubilden, da die Tiefenberechnung sonst nicht möglich ist. Aufgrund der nicht idealen Eigenschaften realer Objektive kommt es bei der Bildaufnahme zu Verzerrungen. Diese müssen korrigiert werden um die Kamera als Lichtschnittsensor verwenden zu können, da die Laserlinie sonst nicht nur durch die Projektion auf das Messobjekt, sondern auch noch durch die verwendete Optik verzerrt wird. Zur Beseitigung der durch das Objektiv hervorgerufenen Verzerrungen wird eine Kamerakalibrierung durchgeführt, um die intrinsischen Kameraparameter Brennweite, optische Achse, Scherung sowie die linearen und nichtlinearen Verzerrungskoeffizienten zu bestimmen. Mit Hilfe dieser Parameter wird jedes aufgenommene Bild vor der Auswertung der Tiefeninformationen korrigiert. Die Berechnung dieser Parameter wird unter Verwendung des von Zhengyou Zhang [7] entwickelten Verfahrens durchgeführt.

Die Genauigkeit der Kamerakalibrierung hängt stark von der Qualität der dazu verwendeten Bilder ab und wie gut das Kalibrieremuster in diesen Aufnahmen detektiert wird. Zur Bewertung der Genauigkeit wird die errechnete Brennweite, welche in Pixel angegeben ist, in mm zurückgerechnet und mit der angegebenen Brennweite im Kameradatenblatt verglichen. Hierbei beträgt die Abweichung zwischen diesen Werten 0,2 mm.

Ein für einen Lichtschnittsensor geeignetes Linienlasermodule zeichnet sich durch einen großen Öffnungswinkel und eine fokussierte Laserlinie aus. Zudem sollte der Linienlaser über die gesamte Breite eine geringe Divergenz aufweisen. Das von uns verwendete Linienlasermodule weist einen Öffnungswinkel von 90° auf und ist manuell fokussierbar. Die Divergenz des Moduls ist mit 0,4 mrad sehr gering. Diese Parameter sind notwendig um eine breite, scharfe und gerade Laserlinie auf das zu erfassende Gebiet zu projizieren. Das für die Tests verwendete Linienlasermodule ist der Laserklasse 2M zugeordnet und damit begrenzt augensicher. Für Anwendungen im Operationssaal muss daher der Linienlaser gegen ein augensicheres Modell ausgetauscht werden. Problematisch bei dem System ist der Einfluss von Hintergrundlicht auf die Präzision. Durch zu starkes Hintergrundlicht steigt das Pixelrauschen des Bildsensors an und im schlimmsten Fall kann die Laserlinie im aufgenommenen Bild nicht mehr identifiziert werden. Um diesen Einfluss zu vermindern wird ein optischer Filter, nach der Durchführung der Hand-Auge-Kalibrierung, vor der Kameralinse befestigt. Dieser optische Bandpassfilter lässt nur Licht mit einer Wellenlänge im Bereich von 655 nm – 665 nm und damit nur das Laserlicht passieren. Die Kamera und das Linienlasermodule sind durch eine mechanische Konstruktion rigide miteinander verbunden um den Abstand und Triangulationswinkel zwischen beiden konstant zu halten.

## 3 Ergebnisse

Der von uns entwickelte Lichtschnittsensor wurde für Testzwecke auf einen Messbereich von 300 mm - 800 mm kalibriert und robotergeführt getestet. Tests mit einem kalibrierten Versuchsaufbau haben für den entwickelten Lichtschnitt-

sensor Entfernungsabweichungen von kleiner 1 mm zu einer 600 mm entfernten Referenzfläche ergeben. Hierzu wurde der Abstand sowohl mit dem Lichtschnittsensor, als auch mit der Camera Calibration Toolbox für MATLAB, unter Verwendung eines Kalibrieramusters ermittelt. Derzeit finden weitere Untersuchungen dazu statt, um eine exakte Bestimmung der Abweichung zwischen dem Referenzwert und dem gemessenen Wert durchführen zu können. Die laterale Abweichung des entwickelten Lichtschnittsensors ist ebenfalls kleiner 1 mm bei einer Entfernung von 540 mm zu einem Referenzobjekt, welches manuell und anschließend mittels des Lichtschnittsensors vermessen wurde.

Wie in Abb. 2 b) zu erkennen ist, lässt sich aus den aufgenommenen einzelnen Punktwolken eine homogene Punktwolke des dem Lichtschnittsensor zugewandten Teil des Kunststoffschädels rekonstruieren. Im Gegensatz zu den handgeführten Sensoren kann hierbei auf ein Trackingsystem verzichtet werden, da die Sensorposition aufgrund der Hand-Auge-Kalibrierung in das Roboterkoordinatensystem transformiert wird. Dadurch, dass der Roboterarm während der Datenaufnahme die Orientierung des Lichtschnittsensors konstant beibehält und ihn in einer konstanten Ebene verfährt, benötigt die Datenrekonstruktion sehr wenig Rechenaufwand. Die weißen Bereiche in Abb.2 entstehen durch die Abschattung des Linienlasers in denen die Kamera diesen nicht erfassen kann. Diese Bereiche werden im 3D Datensatz durch vordefinierte Werte die bei der Datenerfassung nicht auftreten können, wie z.B. negative Entfernungswerte, als fehlerhaft markiert und beim Abgleich nicht berücksichtigt.

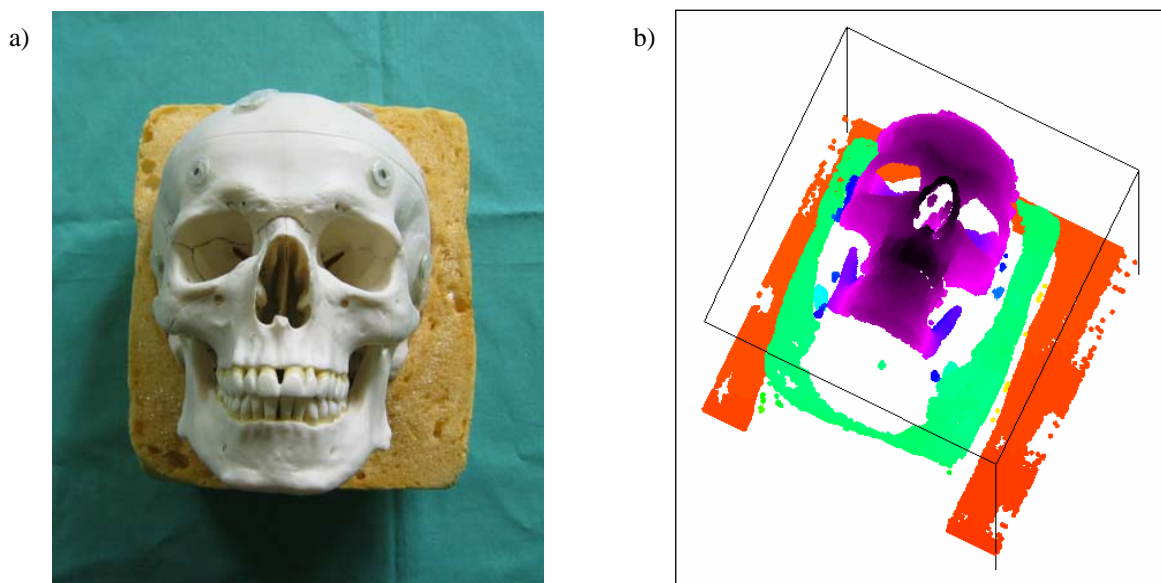


Abb. 2: a) Kunststoffschädel, b) Oberflächenrekonstruktion des Kunststoffschädels aus den aufgenommenen Daten

## 4 Diskussion

In diesem Beitrag wird gezeigt, dass ein selbst entwickelter Lichtschnittsensor eine günstige und gute Alternative zu den kommerziell erhältlichen Lichtschnittsensoren darstellt. Die Genauigkeit des entwickelten Sensors ist ausreichend hoch genug für einen Einsatz in medizinischen Applikationen. Weiterführende Arbeit wird sein die Präzision des Lichtschnittsensors durch Verbesserungen der Mechanik zur Erhöhung des Triangulationswinkels, sowie durch die Verwendung von Objektiven mit kleineren Öffnungswinkeln zu erhöhen. Dadurch kann eine höhere Tiefenauflösung des Sensors erreicht werden. Dazu ist es notwendig, das auftretende Pixelrauschen der eingesetzten Kamera durch Hintergrundlicht oder Störlicht so weit wie möglich zu unterdrücken. Zum Teil ist dies schon durch den Einsatz eines optischen Filters geschehen. Derzeit werden Softwaremöglichkeiten zur Rauschfilterung getestet und bei Eignung in das System integriert. Dadurch wird das aufgenommene Entfernungsprofil geglättet und Fehlmessungen vermieden. Weiterhin werden Untersuchungen durchgeführt ob sich Abschattungen durch mehrere Scanbewegungen mit unterschiedlichen Perspektiven kompensieren lassen.

Danksagung: Dieses Projekt wird zum Teil aus Mitteln des BMBF Projekts 01EZ0470 gefördert

## 5 Referenzen

- [1] Stefan R. Kirsch, Accuracy Assessment of the Electromagnetic Tracking System Aurora, Technical report, NDI Europe GmbH, 2005
- [2] Andrew D. Wiles, David G. Thompson and Donald D. Frantza, Accuracy assessment and interpretation for optical tracking systems, Proceedings of Medical Imaging (SPIE) Bd. 5367. San Diego, CA, USA, Februar 2004, S. 421–432
- [3] Zinser M., Mischkowski RA, Siessegger M, Neugebauer J, Kübler A, Zöller JE, Comparison of different registration methods for navigation in craniomaxillofacial surgery, Buzug TM, Lueth TC, (eds): Perspective in Image-Guided Surgery. Proceedings of the Scientific Workshop on Medical Robotics, Navigation and Visualization. 11 - 12 March 2004. Singapore, World Scientific, 2004, pp 19-25.
- [4] FastSCAN, Cobra and Scorpion Handheld Laser Scanner User Manual, 2009
- [5] MicroEpsilon, scanCONTROL 2700 Kompakter 2D/3D-Profilsensor mit integriertem Controller Datenblatt, 2008
- [6] K. H. Strobl, W. Sepp, E. Wahl, T. Bodenmüller, M. Suppa, J. F. Seara, and G. Hirzinger, The DLR Multisensory Hand-Guided Device: The Laser Stripe Profiler, Institute of Robotics and Mechatronics German Aerospace Center DLR 82230 Wessling, Germany
- [7] Zhengyou Zhang, Flexible Camera Calibration By Viewing a Plane From Unknown Orientations, Computer Vision, 1999. The Proceedings of the Seventh IEEE International Conference on Computer Vision ICCV'99, pp 666 - 673 vol.1

