

## **Session 2**

# **Lokalisation und Navigation**



# Evaluation of a Navigation System for Minimally Invasive Esophagectomy in a Porcine Model

F. Nickel<sup>1</sup>, HG. Kenngott<sup>1</sup>, J. Neuhaus<sup>3</sup>, A. Kolb<sup>1</sup>, C.M. Sommer<sup>2</sup>, T. Gehrig<sup>1</sup>, B. Radeleff<sup>2</sup>, HP. Meinzer<sup>3</sup>, C.N. Gutt<sup>1</sup>, B.P. Müller-Stich<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of General, Abdominal and Transplant Surgery, Ruprecht-Karls-University, Im Neuenheimer Feld 110, 69120 Heidelberg, Germany

<sup>3</sup>Division of Medical and Biological Informatics, German Cancer Research Center, Im Neuenheimer Feld 280, 69120 Heidelberg, Germany

<sup>2</sup>Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Ruprecht-Karls-University, Im Neuenheimer Feld 110, 69120 Heidelberg, Germany

corresponding author: felix.nickel@med.uni-heidelberg.de

## Abstract:

*The Navigation System aims to facilitate Minimally Invasive Esophagectomy by intraoperative real-time information about the exact localization of instruments in relation to tumour and lymph nodes. The Navigation System has high accuracy in a static environment and was tested for accuracy and different sources of error in an animal model with similar organ size to humans. The System with Optical Tracking, an immobilization device, preoperative CT-Imaging and Navigation software in MITK on a PC was tested on targets in different esophageal levels in a porcine model. The mean FRE and TRE were 1,75+/-0,83 and 7,4+/-3,2 mm. The Navigation System had lower accuracy with errors caused by different sources of soft tissue deformation that need to be compensated for.*

*Key words: Minimally Invasive Surgery, Esophagus, Navigation*

## 1 Introduction

The minimally invasive surgical approach to esophagectomy for malignant esophageal lesions aims to improve patient outcome by reducing intraoperative trauma, invasiveness and blood loss. The totally laparoscopic transhiatal approach does not require single lung ventilation. This can be of advantage for patients with restricted lung capacity that would otherwise not be eligible for surgical treatment. The minimally invasive and the transhiatal laparoscopic approach to esophagectomy are however more difficult to perform than the open approaches. Additional difficulties are the restricted view and difficult manipulation of the instruments in the narrow mediastinal space and the difficult orientation [1]. Thus the exact localization of lymph nodes, height estimation of the instruments in the thorax and the estimation of adequate resection margins can become more difficult. Navigation systems could help overcome these difficulties by providing additional information to the minimally invasive surgeon during the procedure about the exact localization of the instruments in the patients body in relation to lymph nodes, tumor margins and risk structures. So far Navigation systems with real-time information have failed to establish in visceral surgery mostly due to soft tissue deformation [2]. This study aims to evaluate the performance and accuracy of a self developed navigation system for minimally invasive esophagectomy in a large animal model. In accuracy tests in a static environment with a static phantom the navigation systems reached high accuracy with a mean error rate below 1 mm [3]. We aim to test the accuracy of the navigation system in a living organism with similar organ size to human patients under real life operating room conditions. The evaluation of the overall error and accuracy of the navigation system is the primary goal of this study. The secondary goal is the identification of the different sources of error and inaccuracy of the navigation system during operations to identify possible mechanisms of compensation for these errors that can be implemented in the navigation system to improve the accuracy.

## 2 Methods

Initial landmark based patient registration with Optical tracking (Polaris<sup>TM</sup>, NDI) is combined with intraoperative tracking of optical markers on a self-developed navigation instrument. The patient is fixed in a vacuum mattress on a

stretcher with additional optical markers to minimize repositioning error. Gastroscopic hemoclips were used as targets (n=14) in the middle and lower thoracic, abdominal esophagus and at the gastroesophageal junction (GEJ) for the accuracy evaluation of the navigation system in a porcine model (n=4). High resolution CT-Imaging of the pig was imported into the navigation system on a conventional PC. CT-data segmentation and target definition was done with MITK (Medical Imaging Interaction Toolkit [4]). After the initial registration the Fiducial Registration Error (FRE) was measured. Laparoscopic preparation of the esophageal hiatus with the pig in the 25° Anti-Trendelenburg-position was then performed. The navigated instrument tip was positioned at each target clip under fluoroscopy control. Target Registration Error (TRE) was measured in the navigation system as off-set from the target to the tip of the navigated instrument.



Fig. 1: Experimental Setup with the navigated instrument in the right hand of the surgeon and the Navigation System on a Laptop next to the laparoscopy unit on the left side. The instrument is displayed in the Navigation System in relation to the targets in the esophagus in real-time during the experiment.

### 3 Results

During the operation the instrument tip was successfully visualized in real-time in relation to the segmented organs by the navigation system at all times. In the accuracy evaluation the mean FRE was  $1,75 \pm 0,83$  mm standard deviation. The mean TRE in the accuracy evaluation was  $7,4 \pm 3,2$  mm standard deviation. The error in the X-/Y- and Z-axis differed between the middle and lower thoracic, the abdominal esophagus and the gastroesophageal junction (GEJ) (see Table 1).

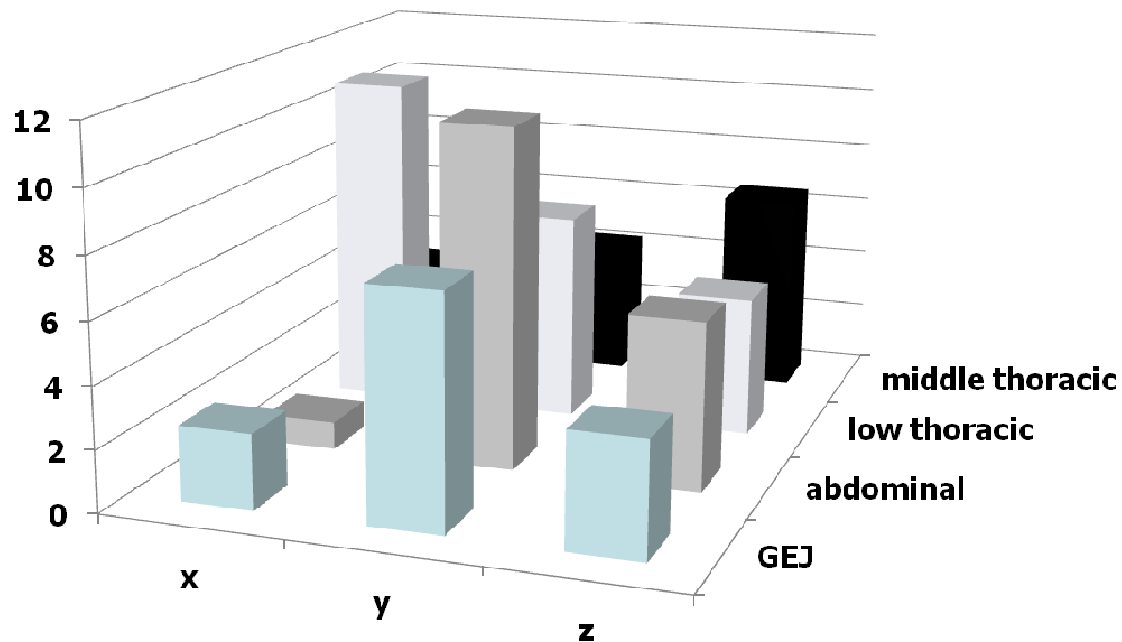


Table 1: Off-set error from navigated instrument tip to target in the Navigation System in the X-/Y-/Z-axis with instrument tip placed on the targets in the different parts of the esophagus in the experimental porcine model

## 4 Conclusions

In a live animal model with a foregut size that is comparable to human patients the navigation system obtains a mean error of less than 1 cm in a minimally invasive approach to esophagectomy. We believe that the obtained accuracy can help improve intraoperative orientation and identification of lymph nodes and adequate resection margins. The difference between the FRE and the considerably higher TRE can mostly be explained by displacement of the esophagus due to intraoperative iatrogenic manipulation, breathing and cardiac motion. The next step for improved accuracy of the navigation system is the implementation of compensation methods for breathing motion and iatrogenic manipulation. These methods are tested at our institution. Further studies need to approve the system prior to the use with patients.

## 5 References

- [1] Gutt CN, Bintintan VV, Königer J, Müller-Stich BP, Reiter M, Büchler MW. Robotic-assisted transhiatal esophagectomy. *Langenbecks Archives of Surgery*, Springer, 2006
- [2] Zhang H, Banovac F, Lin R, Glossop N, Wood BJ, Lindisch D, Levy E, Cleary K. Electromagnetic tracking for abdominal interventions in computer aided surgery. *Comput Aided Surgery*, Wiley Interscience, 2006
- [3] Kenngott HG, Neuhaus J, Müller-Stich BP, Wolf I, Vetter M, Meinzer HP, Königer J, Büchler MW, Gutt CN. Development of a navigation system for minimally invasive esophagectomy. *Surgical Endoscopy*, Springer, 2008
- [4] Maleike D, Nolden M, Meinzer HP, Wolf I. Interactive segmentation framework of the Medical Imaging Interaction Toolkit. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Elsevier, 2009



# Benutzerinteraktion und Evaluierung eines semiautomatischen Trepanationssystems

A. Follmann<sup>1</sup>, W. Lauer<sup>1</sup>, A. Korff<sup>1</sup>, T. Fürtjes<sup>1</sup>, S.C. Kunze<sup>2</sup>, K. Schmieder<sup>2</sup>, K. Radermacher<sup>1</sup>

<sup>1</sup> RWTH Aachen, Helmholtz-Institut für Biomedizinische Technik, Lehrstuhl für Medizintechnik, Aachen, Germany

<sup>2</sup> Universität Heidelberg, Medizinische Fakultät Mannheim, Klinik für Neurochirurgie, Mannheim, Germany

Kontakt: follmann@hia.rwth-aachen.de

## Abstract:

*In dieser Arbeit wird ein mechatronisches handgeführtes neurochirurgisches Instrument vorgestellt, das häufig auftretende Komplikationen bei der Eröffnung des Schädels (Trepanation) vermeiden soll. Durch eine Kombination weichgewebeschonender Sägetechnologie und automatischer Schnitttiefenregelung sollen mit dem Sicherheits-Trepanationssystem (STS) Verletzungen der Dura mater verhindert und zudem minimale Schnittpalte ermöglicht werden. Aufgrund des hohen Grades an Mensch-System-Interaktion ist eine genaue Analyse und Spezifikation der komplexen Benutzer-schnittstelle notwendig. Eine entwicklungsbegleitende Evaluierung des Systems hinsichtlich der Gebrauchstauglichkeit ermöglichte es, schon frühzeitig Risiken und Schwachstellen zu identifizieren. Die durchgeführten Untersuchungen bestätigen das vorgestellte Konzept der Benutzerinteraktion und lassen erwarten, dass sich das semiautomatische System gut in den bestehenden Operationsablauf integrieren lässt.*

*Schlüsselworte: Trepanation, Mensch-Maschine-Interaktion, Usability*

## 1 Problem

Die Trepanation als operatives Verfahren zur Eröffnung des menschlichen Schädels dient primär dem Zugang zum Schädelinneren, um dort den weiteren Eingriff (z. B. Tumoresektion) durchführen zu können. Bei diesem Verfahren, auch Kraniotomie genannt, wird ein knöcherner Deckel herausgetrennt und nach erfolgter Operation wieder eingesetzt. Zur besseren Reintegration des entnommenen Areals wird ein schmalerer Schnittpalt gefordert, als dies mit herkömmlichen Kraniotomen (Spaltbreite 2-3 mm) erreicht werden kann. Dadurch sollen sowohl das Risiko von Knochennekrosen und Atrophien der Kopfhaut reduziert, als auch bessere kosmetische Ergebnisse erzielt werden [1]. Trotz des Kraniotom mit einem Schuh zum Schutz der Dura versehen ist, kommt es in ca. 30 % der Fälle zu akzidentiellen Verletzungen der Dura mater [2].

### A. Stand der Technik

Verschiedene robotische Systeme wurden entwickelt, um eine geplante Tumoresektion am Schädelknochen exakt umzusetzen (Kraniektomie) und ein präoperativ gefertigtes Implantat einsetzen zu können [3]. Jedoch können bei einer Kraniotomie die verwendeten Fräswerkzeuge den Schnittpalt prinzipbedingt nur unwesentlich verringern. Während der automatisierten Prozessschritte überwacht der Chirurg lediglich den Prozess, wodurch er in seiner Flexibilität den intraoperativen Prozess anzupassen beschränkt ist. Eine bessere Integration des Operateurs in den chirurgischen Prozess wird bei semiaktiven Systemen und insbesondere beim Prinzip des Synergistic Control erreicht, bei denen sich Operateur und System die Kontrolle über den Prozess teilen [4]. Vor allem handgeführte Systeme versprechen eine bessere Integration in bestehende operative Arbeitsabläufe. Ebenfalls zur exakten Umsetzung einer präoperativ geplanten Resektionslinie wurde der Craniostar [5] entwickelt. Da dieses Instrument auf einem mit Rädern versehenen Standardkraniotom beruht, ist hinsichtlich Duraschutz und Schnittpaltbreite keine Verbesserung zu erwarten. Das manuelle Fräsen von Knochen im Bereich kritischer Strukturen ermöglichen der Precision Freehand Sculptor (PFS) [6] und Instrumente mit Navigated Control (NC) [7]. Basierend auf der optischen Lokalisation des Instruments im Situs wird beim Erreichen von zuvor definierten Sicherheitsbereichen beim PFS die Eindringtiefe des Fräasers begrenzt. Demgegenüber reduziert das NC bei der Annäherung an kritische Strukturen die Antriebsleistung des Fräasers, damit allerdings auch die Effizienz des Prozesses.

### B. Sicherheits-Trepanationssystem

Das Sicherheits-Trepanationssystem (STS), das ein weichgewebeschonendes Sägeverfahren (intrinsische Sicherheit) mit der permanenten Regelung der Eindringtiefe des Werkzeugs (extrinsische Sicherheit) kombiniert, zielt darauf ab, die Dura mater zu schützen und den Schnittpalt wesentlich zu reduzieren. Während der Chirurg das Instrument auf dem Schädel führt, passt die Steuerung des Systems die Schnitttiefe automatisch der aktuellen Schädelstärke an. Diese

Dicke wird durch Zuordnung von optisch lokalisierter Instrumentenposition und präoperativen CT-Planungsdaten in Echtzeit ermittelt. Alternativ oder zur Redundanz kann die Knochendicke auch direkt durch in das Instrument integrierte Sensorik, wie A-Mode-Ultraschall oder elektrische Impedanz, gemessen werden. Aus Sicherheitsgründen ist es wichtig, dass die Kontrolle über den Prozess bei dem Chirurgen bleibt und dass sich das System leicht in den operativen Workflow integrieren lässt. Das auf dem Synergistic Control basierende Bedienkonzept des Trepanationssystems beinhaltet eine starke Interaktion zwischen chirurgischem Anwender und dem Instrument, begleitet von dem Risiko potentieller humaninduzierter Fehler als Folge hoher kognitiver Beanspruchung und/oder unerwarteter Systemreaktionen. Daher sind die umfassende Spezifikation der Mensch-Maschine-Interaktion und deren Evaluierung schon frühzeitig während der Entwicklung des STS wichtig, um eine hohe Gebrauchstauglichkeit und Sicherheit des Systems zu erreichen.

## 2 Methoden

### A. Konzept der Benutzerinteraktion

Der Entwicklung der Benutzerinteraktion liegt der Usability Engineering Process nach DIN EN 60601-1-6 zu Grunde. Hilfreich gestaltete sich dabei die Verwendung der Softwaretools CARAD (SurgiTAIX AG, Aachen) zur Risikoanalyse und mAIXuse (Lehrstuhl für Medizintechnik) zur modellbasierten Interaktionsanalyse und -bewertung. Dabei wurde zunächst der gesamte Nutzungsprozess risikoanalytisch untersucht und auf dieser Basis insbesondere Aufgabensequenzen mit risikoreicher Benutzerinteraktion eingehend mit mAIXuse betrachtet.

Das umgesetzte Konzept der Benutzerinteraktion sieht eine zweistufige Aktivierung des Instrumentes vor. Zu Beginn positioniert der Chirurg das System über einer Startbohrung auf dem Schädel und das Sägeblatt ruht in einer sicheren Parkposition 2 mm über dem Schädel. Nur in dieser Position ist ein Start des Sägeantriebs mit halber Solldrehzahl über eine einmalige Betätigung des linken Pedals (S1) des doppelten Fußschalters möglich. Die automatische Schnitttiefenregelung wird durch Drücken und Halten des rechten Pedals (S2) aktiviert. Daraufhin senkt sich das laufende Sägeblatt ab, bis es gerade die Tabula interna durchdringt. Ist diese Solltiefe erreicht, beschleunigt der Sägeantrieb auf volle Drehzahl und informiert so den Bediener akustisch und taktil, dass das System zur Trepanation bereit ist. Während der Chirurg das Instrument entlang der vorgesehenen Resektionslinie führt, passt das System die Schnitttiefe automatisch an die jeweilige Knochendicke an. Nach erfolgter Resektion oder zur Unterbrechung des Sägevorgangs wird die Schnitttiefenregelung durch Loslassen von S2 deaktiviert, das Sägeblatt fährt zügig in die sichere Parkposition und der Sägeantrieb wird abgeschaltet.

Ein häufiges Problem bei der Verwendung optischer Trackingsysteme ist die Unterbrechung der Sichtlinie. Was bei einfacher Navigation lediglich zu Verzögerungen führt, bedeutet beim STS ebenso wie beim Precision Freehand Sculptor und Navigated Control einen Verlust der Datenbasis zur Generierung der Sollwerte. Ein akustisches Warnsignal ertönt und innerhalb eines kurzen Zeitabschnitts (1-2 s) kann die Steuerung der Schnitttiefe auf extrapolierte Daten zurückgreifen, die die aktuellen anatomischen Gegebenheiten und den bisherigen Verlauf der Resektionslinie berücksichtigen. Danach unterbricht das System den Sägevorgang und eine Fortsetzung ist erst nach Beseitigung der Störung möglich.

### B. Benutzerzentrierte Evaluierung

Die fundamentalen Aspekte der Gebrauchstauglichkeit *Effektivität, Effizienz, Erlernbarkeit und Benutzerzufriedenheit* (DIN EN 60601-1-6) wurden der Evaluierung des vorgestellten Interaktionskonzepts zu Grunde gelegt. Dazu wurden von sechs Neurochirurgen mit mittlerem (>50 Kraniotomien) bis hohem Erfahrungslevel (>200 Kraniotomien) an einem Kunststoffschädel (Sawbones AB, Schweden) fünf repräsentative Kraniotomien zunächst als Referenz mit dem Kraniotom (aktueller Standard) und anschließend je zweimal mit dem STS durchgeführt. Zu jeder Kraniotomie wurden die benötigte Zeit und die Unterbrechungen der Sichtlinie festgehalten. Zudem wurde jeweils während der dritten Kraniotomie absichtlich eine Unterbrechung der Sichtlinie herbeigeführt. Für jede Serie/Schädel wurde die aufgabenbezogene Beanspruchung der Probanden mit Hilfe des NASA-TLX-Tests ermittelt. Körperliche, mentale und zeitlichen Aspekte wurden ebenso erhoben wie Leistung, Anstrengung und Frustration. Die Probanden bewerteten sowohl die absolute Beanspruchung, der sie bei der Benutzung des jeweiligen Instruments ausgesetzt waren, als auch vergleichend zwischen den Instrumenten. Zudem wurden mit einem Fragebogen die Erfahrungen und Meinungen der Probanden hinsichtlich der Benutzerschnittstelle, des Bedienkonzepts und der erwarteten klinischen Gebrauchstauglichkeit des STS erfasst.

## 3 Ergebnisse

Die Effektivität der durchgeführten Kraniotomien wurde in den Versuchen nur hinsichtlich der Schnittlinientreue bewertet. Der Duraschutz des Werkzeuges wurde bereits in anderen Testreihen untersucht [8]. Neben der Schnittspaltbreite, die gegenüber konventionellen Kraniotomen von 2,5 mm auf 0,5 mm reduziert werden konnte, sind auch die Abwei-



chungen von der vorgegeben Resektionslinie von Bedeutung. Abbildung 1 zeigt die über die 6 Probanden gemittelten Abweichungen der Resektionslinie 1 (parieto-occipital). Die Abweichungen der ersten Serie, die mit dem Kraniotom durchgeführt wurde, liegen zu 94 % innerhalb von 2 mm und zu 100 % innerhalb 5 mm. Der Durchschnitt der ersten STS-Serie (STS-1) weicht zu 88 % (STS-2: 86 %) weniger als 2 mm und zu 99 % (STS-2: 100 %) weniger als 5 mm von der aufgezeichneten Linie ab.

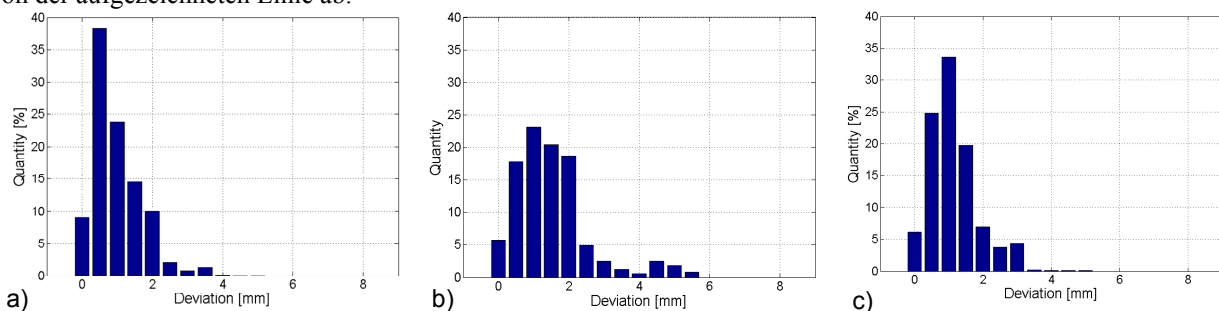


Abb. 1: Abweichungen der durchgeführten von den geplanten Resektionslinie: a) Kraniotom b) STS-1 c) STS-2

Ein wichtiges Kriterium zur Beurteilung der Effizienz sind die ermittelten Resektionszeiten (vgl. Tab. 1). Die mit dem STS durchgeführten Kraniotomien dauern im Schnitt ca. 35 bis 45 Sekunden länger als jene, welche mit dem Kraniotom geschnitten wurden.

Resektion No	1		2		3		4		5	
Dauer	Zeit [s]	SA [s]	Zeit [s]	SA [s]	Zeit [s]	SA [s]	Zeit [s]	SA [s]	Zeit [s]	SA [s]
Kraniotom	28,1	3,8	28,7	2,8	25,8	5,0	24,9	4,1	23,7	4,6
STS-Serie 1	74,0	34,7	70,1	16,7	75,1	38,8	64,6	29,4	62,4	30,6
STS-Serie 2	60,5	18,3	71,1	42,3	75,3	28,9	54,5	23,9	51,8	23,2

Tabelle 1: Über alle Probanden gemittelten Resektionszeiten

In Abbildung 2 sind die von den Probanden angegebenen relativen Beanspruchungen im Vergleich zwischen Kraniotom und STS aufgetragen. Die Säulen repräsentieren die über alle Probanden gemittelte aufgabenbezogene Beanspruchung. Dabei bedeuten positive Werte eine höhere Beanspruchung bei der Verwendung des STS und negative Werte eine geringere. Während alle Werte auf der von -10 bis +10 vorgegeben Skala als insgesamt niedrig einzustufen sind, sind bei den Faktoren Leistung, Anstrengung und Frustration die größten Werte zu erkennen. Zeitliche Anforderungen haben den geringsten Einfluss.

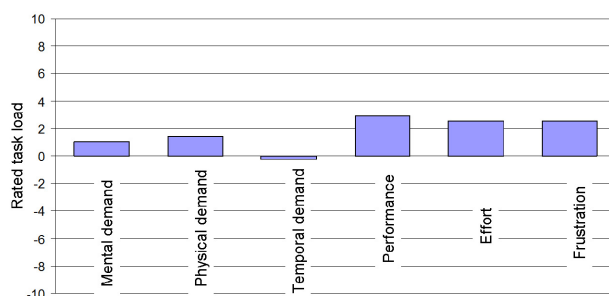


Abb. 2: links: durchschnittliche Beanspruchung des Benutzers der beiden STS-Serien relativ zum Kraniotom; rechts: Sicherheits-Trepanations-System (STS)

Die Auswertung der Fragebögen lieferte wichtige Angaben über die Erfahrungen der Benutzer mit dem STS und ihrer Einschätzung des implementierten Bedienkonzeptes. Die Zustimmung der befragten Neurochirurgen zu folgenden Aussagen ist den Klammern zu entnehmen.

- Die Bedienung des Systems ist einfach zu erlernen (66,7 %).
- Die Steuerung per Fußschalter erfolgt intuitiv (66,7 %).
- Fehler bei der Bedienung des Fußschalters sind leicht und schnell zu korrigieren (100 %).
- Die Rückmeldung über den aktuellen Systemstatus mittels Sägedrehzahl ist verständlich (83,3 %).
- Die Steuerung per Fußschalter entspricht den Erwartungen des Benutzers (100 %).
- In Notsituationen kann die Säge schnell in einen sicheren Zustand gebracht werden (83,3 %).
- Die Warnungen über Unterbrechungen der line-of-sight sind verständlich und eindeutig (83,3 %).
- Die automatische Verstellung der Schnitttiefe stört den Benutzer nicht beim Führen des Instrumentes (100 %).

## 4 Diskussion

Die Entwicklung des neuartigen semiautomatischen Sicherheits-Trepanations-Systems bedarf aufgrund des hohen Grades an Benutzer-System-Interaktion eines tiefen Verständnisses der Interaktion und der damit verbundenen Risiken. Ziel der vorgestellten Untersuchungen war es daher, das Bedienkonzept des STS bereits während der Entwicklung mit einem ersten Labormuster zu überprüfen und dessen Anwendbarkeit zu bestätigen.

Alle Kraniotomien, die die Chirurgen mit dem Kraniotom, ihrem gewohnten Instrument, erzeugten, waren von hoher Qualität. Obwohl die beiden STS-Serien etwas größere Abweichungen von der Resektionssolllinie zeigen, so liegen diese doch nahezu alle unter 5 mm, also innerhalb eines Bereiches, der als ohne klinische Relevanz eingeschätzt wird. Dagegen ist zu erwarten, dass der signifikant kleinere Schnittpalt zu einem besseren Operationsergebnis führen wird. Bei den Resektionszeiten, die mit dem STS im Schnitt ca. 35 bis 45 Sekunden länger dauerten, ist zu beachten, dass die Probanden nicht mit der während einer OP üblichen Vorsicht agierten, da keine Komplikation, wie ein Verhaken des Schutzschuhs des Kraniotoms in der Dura mater auftraten. Prinzipbedingt stellt sich dieses Problem beim Gebrauch des STS nicht, da die automatische Tiefeneinstellung das Sägeblatt gerade eben durch den Knochen hindurch dringen lässt. Vorangegangene Untersuchungen haben unter Laborbedingungen gezeigt, dass dieses Übertreten der Tabula interna bis zu 2 mm zu keiner Verletzung, sondern lediglich zu einer Verdrängung der Dura mater führt [8]. Trotz der längeren Resektionsdauer und des erwartenden zusätzlichen Zeitaufwandes für den Aufbau des Systems und die Registrierung des Patienten ist insgesamt nur von einer geringen Verlängerung der OP-Zeit auszugehen.

Wie zu erwarten, stellt der Einsatz des technisch komplexen STS höhere Anforderungen an den Bediener als das Kraniotom. Dennoch wird die Beanspruchung des Benutzers weiterhin als gering bewertet. Aus der Befragung der Probanden geht hervor, dass das entwickelte Interaktionskonzept und die zugehörige Sicherheitsstrategie schlüssig sind und von den Anwendern akzeptiert wird. Auch wenn im Vergleich zum Kraniotom der Einsatz des STS aufwendiger ist, so bewerteten die befragten Neurochirurgen das System als intuitiv benutzbar, leicht zu erlernen und fehlertolerant. Das synergistische Bedienkonzept unterstützt auf Seiten des Chirurgen das Bewusstsein über den aktuellen Systemzustand und den Fortschritt im laufenden Prozess.

Da diese Untersuchungen mit einem ersten Labormuster durchgeführt wurden, wird erwartet, dass, insbesondere unter Berücksichtigung der aus diesen Untersuchungen gewonnenen Erkenntnisse, die Leistungsfähigkeit des STS weiter gesteigert und die Belastung bzw. Beanspruchung des Anwenders zudem reduziert werden kann. Durch den Vergleich zum Kraniotom zeigt sich, dass der Mehraufwand beim Einsatz des STS akzeptabel ist, wenn die medizinischen Vorteile des Systems überwiegen: eine sichere Trepanation, die Verletzungen der Dura mater vermeidet und den Schnittpalt wesentlich reduziert, führt zu einer deutlichen Verringerung von Komplikationen und zu einem besseren postoperativen Gesamtergebnis. Dies zu bestätigen ist Gegenstand laufender vorklinischer und klinischer Untersuchungen.

*Das Vorhaben wurde mit Mitteln des Bundesministeriums für Bildung und Forschung unter dem Förderkennzeichen 01EZ 0841 gefördert.*

## 5 Referenzen

- [1] F. DiMeco, K. W. Li, C. Mendola, G. Cantú, and C. L. Solero. Craniotomies without burr holes using an oscillating saw. *Acta Neurochir (Wien)*, 146(9):995–1001, 2004.
- [2] M. Engelhardt, S. Uhlenbruch, C. Miede, H. Eufinger, M. Scholz, A. Harders, and K. Schmieder. Accidental dural tears occurring during supratentorial craniotomy. *Zentralbl Neurochir*, 66(2):70–74, 2005.
- [3] V. Cunha-Cruz, A. Follmann, A. Popovic, P. Bast, T. Wu, S. Heger, M. Engelhardt, K. Schmieder, and K. Radermacher. Robot and computer assisted craniotomy: From active systems to synergistic man-machine interaction. *J Eng Med*, 224 (H):441–452, 2010.
- [4] J. Troccaz, M. Peshkin, and B. Davies. Guiding systems for computer-assisted surgery: introducing synergistic devices and discussing the different approaches. *Med Image Anal*, 2(2):101–119, Jun 1998.
- [5] G. Kane, G. Eggers, R. Boesecke, J. Raczkowsky, H. Wörn, R. Marmulla, and J. Mühling. System design of a hand-held mobile robot for craniotomy. In *MICCAI 2009*, pp. 402–409, 2009.
- [6] G. Brisson, T. Kanade, A. DiGioia, B. Jaramaz: Precision Freehand Sculpting of Bone In *MICCAI 2004*, LNCS 3217, pp. 105–112, 2004.
- [7] M. Kneissler, A. Hein, M. Matzig, U. Thomale, T. Lueth, and C. Woiciechowsky, “Concept and clinical evaluation of navigated control in spine surgery,” in *Proc. AIM 2003*, vol. 2, pp. 1084–1089, 2003.
- [8] A. Follmann, A. Korff, S. Kunze, K. Schmieder, and K. Radermacher, Protection of dura mater using a semiautomatic trepanation system. *Int J Comp Assist Radiol Surg*. Springer, Berlin, pp. 311–312, 2010.

# Pipeline for the evaluation of navigated 3D intraoperative enhanced ultrasound imaging in neurosurgery for brain tumor resection

C. Chalopin<sup>1</sup>, D. Lindner<sup>2</sup>, A. Müns<sup>2</sup>, F. Arlt<sup>2</sup>, J. Meixensberger<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Universität Leipzig, ICCAS, Leipzig, Germany

<sup>2</sup> Universität Leipzig, Klinik für Neurochirurgie, Leipzig, Germany

Kontakt: [claire.chalopin@iccas.de](mailto:claire.chalopin@iccas.de)

## Abstract:

*We present in this paper a pipeline for the evaluation of navigated 3D intraoperative enhanced ultrasound imaging for brain tumor resection. The method consists essentially in comparing the tumor in the intraoperative ultrasound data with a gold standard, the tumor in T1 MR data. A protocol for the acquisition of data is provided. Tumors in US and MR data are manually and semi-automatically extracted. The segmented tumors are then qualitatively and quantitatively compared. First results on a patient data set highlight differences in terms of tumor size and position. Moreover, we point out the necessity to develop US-specific segmentation methods and to take into account the brain shift motion in the comparison of tumors.*

*Keywords: intraoperative US imaging, segmentation, neurosurgery*

## 1 Problem

Brain tumor resection is a complex surgery. Surgeon has to navigate through the brain to reach the region of interest, i.e. the tumor, without damaging healthy structures like blood vessels. According to the kind of tumor, brain tumor may look similar at macroscopic level to surrounded tissue, especially edema. Some tumors have well delimited borders while infiltrated tumors may have very complex shape which makes it difficult to check removal of the entire tumor.

Intraoperative imaging is however nowadays used to control tumor resection once the neurosurgeon expects having removed the tumor. Among the available intraoperative imaging systems, ultrasound (US) technique is developing for neurosurgical applications. Compared to the most common intraoperative CT and MR imaging systems, ultrasound devices are smaller, easier to handle with a bit of experience and cheaper.

The evaluation of 3D intraoperative ultrasound (3D-iUS) imaging in neurosurgery for tumor resection has been so far few explored in the literature ([1], [2]), especially with the use of a contrast agent. Indeed, the injection of an intravascular US contrast agent may allow enhancing the tumor in the image if it contains blood vessels. But general questions remain. Which kinds of brain tumors may be revealed with 3D-iUS imaging? How are tumors represented in 3D-iUS data compared to MR data, considered as the gold standard? Is 3D-iUS imaging suitable to control tumor resection? In this project we aim studying these questions. A previous step consists in comparing the tumor in intraoperative 3D US data acquired before and after resection with pre- and post-operative MR data, which is the subject of this paper. We describe a pipeline for the acquisition, processing and comparison of data, illustrated with an example on a patient data set.

## 2 Method

The pipeline in figure 1 shows on a patient example the approach to compare a brain tumor represented in 3D-iUS data with a reference, the tumor in preoperative MR data. A similar scheme may be used to control the resection between 3D-iUS data acquired at the end of the intervention and postoperative MR data. The different steps are detailed now.

- Pre- and post-operative MR data acquisition

Enhanced T1 MR data sets of patients are acquired in a time of maximum 48 hours before and after tumor resection intervention.

- 3D intraoperative enhanced ultrasound data acquisition

The intraoperative data acquisition system consists of an ultrasound device (Elegra, Siemens) with a free-hand 2D 2.5 MHz phased array probe including a contrast mode, an optical tracking system (NDI Polaris) and a navigation system (SonoNavigator, Localite). The different steps for obtaining the 3D-iUS data in the operating room are (1) rigid registration of the pre-operative MR volume with the patient, based on anatomical landmarks interactively specified by the surgeon, (2) continuous injection with a low velocity of the intravascular contrast agent (SonoVue, Bracco), (3) scan of the brain tumor for acquiring a set of 2D US data which positions are known in the space thanks to the tracking system, (4) transfer of the 2D US data from the US device toward the navigation system using a video connection, and (5) in the navigation system, reconstruction of the 3D volume, transform into the patient coordinate system and visualization. These acquisition steps are performed on the opened skull, before and after tumor resection.

- Tumor extraction in MR and US data

In order to compare the tumors in MR and US data a segmentation step is necessary. Tumor extraction in MR data is semi-automatically performed with the freeware ITK-SNAP [3]. Since tumors look homogeneous in the data, a region-based segmentation method is well appropriate. The MR volume is first preprocessed using thresholding intensity values to provide a region competition feature volume. Starting from a bubble manually positioned at the center of the tumor, a snake algorithm extracts in few seconds the tumor within the previously defined volume. Tuning the curvature force values in the snake equation, it is possible to extract tumors with different shapes. On the other hand, it allows avoiding the snake to overgrow into adjacent anatomical structures to the tumor with similar image intensities.

Common semi-automatic segmentation methods fail to correctly extract tumor in the US data because: (1) tumors look inhomogeneous; (2) the blood vessels which feed the tumor are visible as well because of the contrast agent and their presence may disturb the segmentation process (3) tumor borders are smooth partially due to the 3D reconstruction algorithm. Therefore, manual delineation of tumors realized by a user is here performed. This task is done slice by slice using the ITK-SNAP tool as well. Since the voxel size is  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ , volume of tumor is relatively small and the user needs around 15 minutes to provide the segmented tumor.

- Comparison of tumors

The comparison of tumors is performed through the computation of their size and the examination of their position in the head. Since MR and US data are represented in their own coordinate systems, the extracted tumors have to be transformed into a same reference to be compared, i.e. into the patient coordinate system. Alignment of both volumes with the patient is performed here using the navigation system. Tumors are then compared using the Valmet software [4]. This tool provides different quantitative measures, as well as a visualization tool for a qualitative comparison.

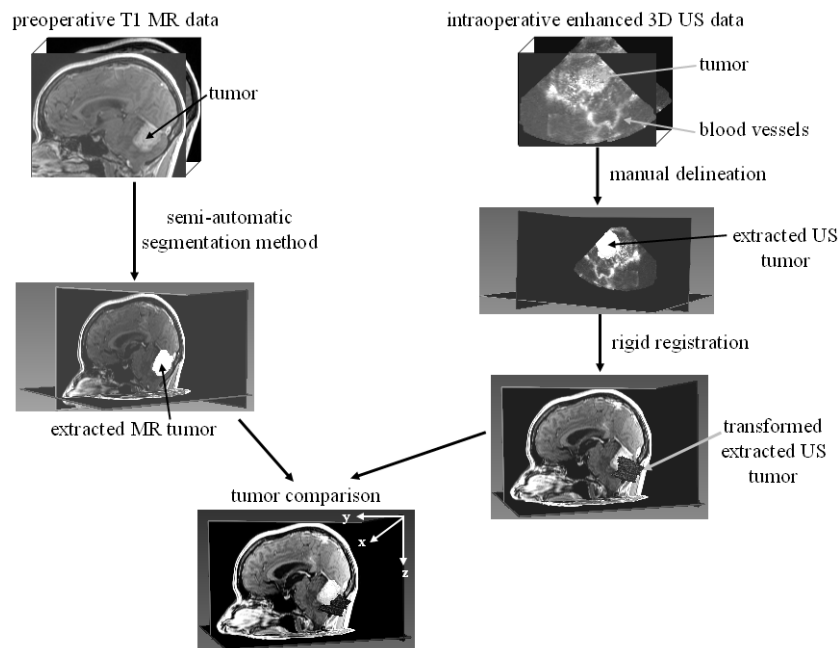


Figure 1. Pipeline for the evaluation of navigated 3D intraoperative enhanced ultrasound imaging, here depicted on preoperative T1 MR and intraoperative 3D US data sets.

### 3 Results

The proposed pipeline was tested on a patient data set with metastasis. The surgery was performed in the supine position. We dispose for this patient of one preoperative T1 MR data and one enhanced US volume, intraoperatively acquired before tumor resection. Tumors have been segmented as described previously and qualitatively and quantitatively compared using the Valmet software.

- Visualization tool for tumor overlap

Valmet provides curves which represent the number of voxels in the MR and US extracted tumors computed for each volume slice, in the directions x, y and z of volume (see Figure 2). The curves show here that (1) the size of the segmented US tumor is larger than the size of the segmented MR tumor and (2) both segmented tumors are not aligned and the displacement is especially clear along z and y directions, i.e. towards skull opening.

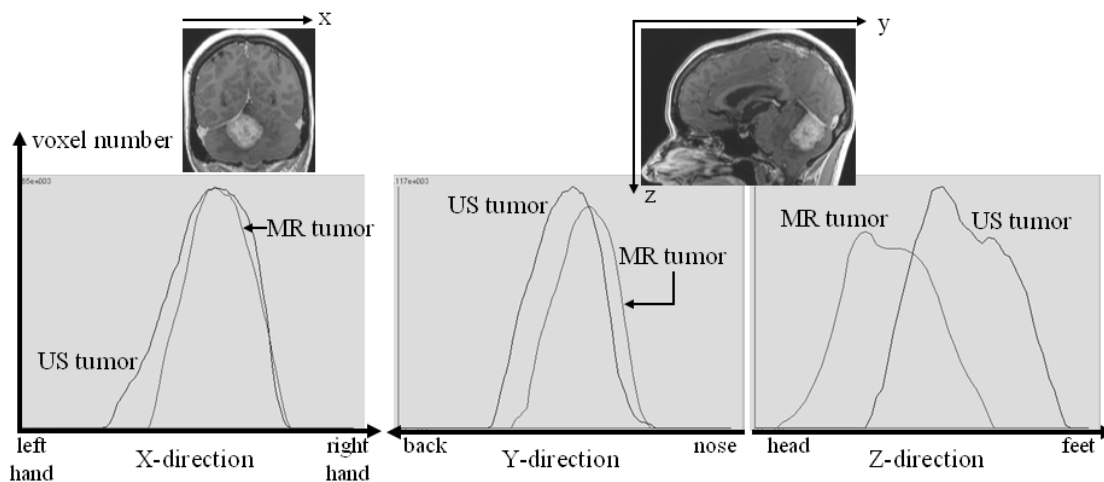


Figure 2. These curves are provided by the Valmet freeware and represent the number of voxels in the tumors, extracted for MR and US data, and computed for each volume slice in the directions x, y and z. The curves highlight here the misalignment of tumors due to the brain shift.

- Quantitative comparison measures

Three kind of geometrical features computed by Valmet are reported here: the tumor size in milliliter, an overlap ration and distance between object surfaces. The overlap ratio indicates how well the segmented tumors are aligned. A score of 1 indicates a total overlap although a score of 0 means that the volume intersection is empty. The Hausdorff distance represents the maximum distance between the surfaces of the segmented tumors. In general, it is an index measuring the similarity between two geometrical shapes. The average distance between surfaces is provided as well. Distances are given in mm.

MR tumor size (ml)	US tumor size (ml)	overlap ratio	Hausdorff distance (mm)	average distance (mm)
12.0	16.4	0.31	19.4	9.3

These values highlight differences between the both extracted tumors. They have different sizes and different shapes (large value of the Hausdorff distance). The low overlap ratio and large values of distances between surfaces is an indicator of the misalignment.

In conclusion, the comparison of the segmented tumors extracted in 3D-US and T1 MR data using the Valmet software indicates an overestimation of the tumor size in the US data and a misalignement of both tumors of less than one cm in the skull opening direction.

## 4 Discussion

We presented in this paper a pipeline for the comparison of tumors acquired with navigated 3D intraoperative enhanced US imaging with pre- and post-operative MR data. First results on a patient data set showed differences in tumor size and position. Several factors explain the differences:

- Inaccuracy in the manual delineation of the US data provided by a user, which remains a difficult task because of the presence of noise in the data;
- Error in the rigid registration given by the navigation software which may lead to the misalignment of the US data with the MR data;
- Brain shift which occurs when opening the head and may be responsible of large tumor displacement.

Based on the first results obtained here, future work will focus on the improvement of our pipeline, i.e.:

- Development of a semi-automatic segmentation method, specific to US data, for the extraction of tumor to obtain a segmentation result less user-dependent;
- Evaluation of the segmentation methods on a physical phantom;
- Development of a tool for the quantitative comparison of tumors, which takes into account the brain shift motion;
- Application of the pipeline for the study of different kinds of tumors.

## 5 Reference

- [1] G Unsgaard, T Selbekk, T Brostrup Müller, S Ommedal, SH Torp, G Myhr, J Bang, TA Nagelhus Hernes, Ability of navigated 3D ultrasound to delineate gliomas and metastases – comparison of image interpretations with histopathology, *Acta Neurochir*, 147:1259-1269, 2005.
- [2] OM Rygh, T Selbekk, SH Torp, S Lydersen, TA Nagelhus Hernes, G Unsgaard, Comparison of navigated 3D ultrasound findings phases of glioblastoma resection, *Acta Neurochir*, 150:1033-1042, 2008.
- [3] PA Yushkevich, J Piven, HC Hazlett, RG Smith, S Ho, JC Gee, G Gerig, User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability, *Neuroimage*;31:1116-1128, 2006
- [4] G Gerig, M Jomier, M Chakos, Valmet: a new validation tool for assessing and improving 3D object segmentation, In *MICCAI 2001*, 516-528, 2001.

# Soft Tissue Surface Tracking for Open Liver Surgery

T. Oliveira-Santos, S. Hofmann, M. Peterhans, S. Weber

ARTORG Center for Computer Aided Surgery, University of Bern, Switzerland

Contact: thiago.oliveira@istb.unibe.ch

## Abstract:

*In this paper we introduce a new method to track deformable structures with the use of single retro-reflective markers. In addition, the robustness of the presented technique is evaluated under different situations that might be faced during a navigated open liver surgery. Among them one can highlight, deformation, presence of unexpected markers, occlusions, simultaneous use of single markers and instruments, etc. A workflow for incorporating the presented method in the clinical scenario is also proposed. The results show that our method is able to track structures with deformations even in more demanding scenarios where partial occlusions are present. The deformation per marker can be visualized by a color code.*

**Keywords:** Liver surgery, Computer assisted surgery, Surface tracking, Single markers tracking

## 1 Problem

Computer assistance through surgical navigation systems has shown to improve precision in many surgical domains, such as orthopaedic-, neuro-, and ENT (i.e. ear, nose and throat) surgery [1]. With these systems, pre-operative planning data can be co-displayed in a registered virtual context providing surgeons with intra-operative instrument guidance. In the surgical scenarios mentioned above, the motion of the anatomical object of interest (e.g. bone, head) can be tracked by means of a reference object, which is rigidly connected to them. Unfortunately, the same case cannot be applied to soft tissues, as it is not possible to represent the deformation by rigidly attaching a reference object. Moreover, there is no standard method for tracking deformable structures available.

In order to deal with the deformation present in soft tissue, Vetter *et al.*, [2], used electro-magnetic position measurement devices to determine the position of navigation aids anchored to the liver and to monitor possible liver deformations. Such electro-magnetic technology, although suitable for biopsies and ablations scenarios, may be very sensitive to large ferromagnetic material present in open surgeries. Based on a different technology, Maier-Hein *et al.*, [3], proposed the use of optical position measurement devices to track needles placed in the liver and to estimate the deformation around the aimed target. Their results showed the technique copes well with deformations present in CT-guided minimally invasive interventions. However, its applicability in a scenario where the liver is manually handled and deformed, as in open liver surgery, was not evaluated or described in their studies. In open surgery, Markert *et al.*, [4], proposed a method to track and estimate liver deformation based on the position of single markers placed on the liver surface. The position of each single marker was measured with available position measurement systems and a special tracking algorithm was developed to determine the liver position and to estimate the surface deformation. Their results demonstrated the feasibility of using the presented estimation algorithm to calculate the position of a point on the liver surface. On the other hand, the robustness of their tracking algorithm was not evaluated on the mentioned study.

In this work we present an algorithm to track deformable structures, such as the liver surface, and evaluate its robustness against different conditions that might be faced in the Operating Room (OR). Among them one can highlight, the presence of unexpected markers, occlusions, simultaneous use of single markers and instruments, etc. The tracking is based on information provided by market available retro-reflective passive single markers and optical measurement systems. A workflow for incorporating the presented method in the clinical scenario is also proposed.

## 2 Methods

A navigation system, [5], based on optical tracking technology (NDI Vicra - Northern Digital Inc., Waterloo, Canada) and developed to assist open liver surgery was augmented with surface tracking capability. The same system was used to perform a set of experiments to evaluate different conditions that might be faced while tracking the liver in the OR. A surgical workflow considering the standard OR procedure constraints was also designed to demonstrate the practical use for our method.

## 2.1 Surface Tracking

A set of OR compatible markers was designed to be attached to the liver surface, and an algorithm to track them as one single deformable object was implemented. The surface pose is described by a rigid transformation and a vector representing the deformation of each marker. The tracking is performed based on the markers' initial configuration that is defined during the surgical workflow to be described.

### Physical Markers

The visibility angle range of three types of single markers (flat, glass sphere, and plastic sphere) was evaluated. Each marker type was attached to a trackable metal plate. The plate was placed with its normal facing the position sensor z-axis. The angle between the plate normal and the z-axis was varied until the single markers were invisible.

### Surface Tracking Algorithm

The NDI Vicra is a position sensor based on stereo cameras that is capable of returning the pose transformation of marker shields with pre-defined geometry, typically used to track the surgical instruments or rigid structures, plus the position of stray markers present in the scene. Although, this device can precisely identify and track a given marker shield geometry, it cannot ensure that a stray marker is returned in the same order or with the same label for two different frames. Consequently, without post-processing the stray markers' information returned by the camera there is no way to know the correspondence between markers of different frames. In addition, whenever two or more markers are aligned along an axis parallel to the cameras baseline, the position detected by stereo cameras is not unique. Thus positions of markers not really present in the scene, i.e. phantom markers, might be returned along with the positions of the real markers. Therefore, as a first step before using the stray markers information, we perform a phantom marker removal. Subsequently, an initial configuration with a label for each marker to be tracked is defined, allowing the actual tracking of the surface to begin. The surface tracking is realized in three steps: marker re-labeling to re-identify each marker label in the current frame, geometrical checking to ensure the markers were correctly identified, and pose estimation to calculate the surface rigid transformation and its deformation vectors. A detailed description of each step is given below:

- *Phantom marker removal.* It is performed using geometrical constraints imposed by the position sensor stereo construction. Every two markers ( $A$  and  $B$ ) that have the same height (within a tolerance) when projected to a plane located in front of the position sensor and with normal equal to the position sensor direction are likely to produce at least one phantom marker ( $C$ ). A marker  $C$  is considered as a phantom candidate when it is close to the plane formed by  $A$ ,  $B$ , and the position sensor origin. For every  $A$ ,  $B$  and  $C$  markers meeting these requirements, a voting function changes the probability of a marker being phantom or real. The probabilities of marker  $C$  being a phantom and markers  $A$  and  $B$  being real are incremented every time the lines collinear to the segments  $AC$  and  $BC$  pass near to either of the stereo cameras origins (camera location within the position sensor coordinate system) and the line collinear to the segment  $AB$  passes further away from both stereo camera origins. Finally, the markers that have a higher probability of being phantom than of being real are removed.
- *Initial configuration definition.* A set of visible markers are defined as the initial surface configuration and a label is given to each marker. This initial arrangement imposes the geometrical constraints between the marker set to be tracked.
- *Marker re-labeling.* To re-label the stray markers returned by the camera in the same way they were defined in the initial configuration, the distance (plus a tolerance) between each marker in the initial surface configuration is used every time all markers are visible. Otherwise, a stray marker in the current frame is labeled as the closest (within a maximum distance) visible marker in the last frame. In order to recover invisible markers, before looking for the closest stray marker in the current frame, the last rigid surface pose transformation is applied to the initial configuration of each marker that were invisible in the last frame.
- *Geometrical checking.* A final check ensures that the distance between identified visible markers matches (within a tolerance) the initial marker configuration distances, therefore avoiding a false label assignment. In case of false match or insufficient minimum number of visible markers, the surface is set to invisible.
- *Pose estimation.* The actual surface pose transformation is estimated by minimizing the square distance between each marker in the initial surface configuration to its corresponding re-labeled stray marker [6]. The final deformation vector is calculated by subtracting the current marker position from its initial configuration in the current rigid pose.

## 2.2 Surgical workflow

The proposed surgical workflow begins pre-operatively with image acquisition and surgical planning. A CT dataset is acquired and the liver is segmented to generate a 3D model containing liver surface, vessels and tumor (MeVis Distant Services, Germany). The resection planes are then defined and the planned model is loaded on the navigation system prior to surgery. In the OR, the system is placed beside the patient with the position sensor pointing to his abdomen.



The surgeon opens the abdomen, mobilizes the liver and places it in a suitable position with the help of surgical towels. Once the liver is stable and the area to be resected is exposed, the single markers are attached to its surface with bio-compatible cyanacrylate glue (tested on ex-vivo livers). A total of 6 markers are placed in order to keep a good tradeoff between trackability and resection working space. In order to avoid more damage to the liver, the markers are mostly placed in the part to be resected. The system guides the surgeons during marker placement to prevent them from being placed in bad configuration (e.g. too close to each other, lying in a line, or symmetrically configured). Once the single markers are in place, the surgeon performs a registration of the real liver with its virtual 3D model. The registration is accomplished by defining 4 landmarks in the virtual model and digitizing them on the real liver with the trackable resection device (i.e. CUSA). This information is then used to identify the single markers initial configuration (assumed to be within the digitized landmarks), and to calculate the transformation between the 3D model and the single marker set. After this initial setup, the liver surface can be virtually co-displayed with the CUSA by means of a rigid transformation and a color code representing the deformation of each single marker (see Fig. 1b). Once the instrument guidance is no longer necessary, the remaining markers can be removed by a small resection.

### 2.3 Experiment Setup

A liver phantom tracked by means of 6 markers attached to its surface was placed on a navigated plate, and a set of measurements were performed with the phantom under different conditions.

*Trackable Plate:* A metal plate with a marker shield attached on its surface was used to establish a local coordinate system (CS) during the measurements. The single markers' initial configuration was defined prior to each tracking experiment to have the same CS as the trackable plate.

*Liver Phantom:* A liver hull was generated using a MeVis Liver segmentation of a real patient. The shell was then filled up with silicon and broke off after the model was dry resulting in silicon model with the shape of a real liver (see Fig. 1a).

*Tracking Experiments:* For each tracked frame, the error per marker (current marker position minus marker initial configuration position in the current pose), the global error (average error per marker), the surface pose translation within the plate CS, and the rotation similarity between the plate CS and the surface pose were measured. The rotation similarity was used to identify flips of the model during tracking of the surface, and was calculated by adding the dot product of the trackable plate normal and the surface normal to the dot product of the trackable plate x axis and the surface x axis. This defines a value between  $[-2, 2]$ , where 2 means the initial condition in which the rotation of both coordinate systems are totally similar and -2 means they are totally inverted. A flip would be represented by an abrupt drop in the value. The tracking algorithm was parameterized to keep the whole surface visible whenever at least 3 of the markers were visible. While tracking the surface, the liver phantom was tested under different conditions including tracking with deformation (up to 30 mm per marker), total and partial occlusions, recovering from occlusions, occlusion with deformations, presence of unexpected markers, simultaneous tracking of the surface and other marker shields, and 10 different initial configurations.

## 3 Results

The results of the angle of visibility experiment are shown in Table 1. The plastic sphere, which presented the greatest detection angle, was chosen for the rest of our experiments. A single marker post, designed to keep the sphere close to the surface, was constructed from aluminum.

	Flat Marker	Plastic Sphere	Glass Sphere
Angle	74 degrees $[-33^\circ, 41^\circ]$	>150 degrees $[-78^\circ, 72^\circ]$	127 degrees $[-60^\circ, 67^\circ]$

Table 1: Angle range of visibility for each marker type.

The results of the tracking experiment showed a quite stable algorithm without flips or jumps of the tracked model. Excluding the situations in which less than 3 markers were visible or the deformations were beyond the defined limits (30 mm), the model was always visible without flickering. For each of the 10 different initial marker configurations, the algorithm was able to identify the stray markers and track the surface. As it can be seen in Fig. 1c, the model can be tracked with very low error when no deformation is introduced. The error is only slightly higher at the end of the curve due to small deformations produced by gravity when rotating the model. Fig. 1d illustrates the tracking robustness against partial occlusions. It shows that the algorithm can track even when some of the markers (one first and then three) are occluded. It also shows that the algorithm recovers the occluded markers when they are no longer hidden. The spikes present before the marker occlusion (error equal to -1) were caused by the partial marker occlusion. Nevertheless, this is also the case with standard marker shield tracking. Looking at Fig. 1e, one can realize the smooth effect of the deformation applied to one of the markers. Although, the error increases proportionally to the deformation, no

jumps or flips were produced in the pose translation or in the rotation (Fig. 1f) respectively. This indicates a smooth visual tracking without flickering of the model. The deformation error is well represented in the model by a color code with green (light gray) being 0mm and red (dark gray) 10mm, see Fig. 1b. Although not shown in the figures, the combination of deformation and occlusion was also not a problem. The presence of other marker shields or unexpected markers did not disturb the tracking in general. However, for the particular case when one of the single markers was occluded and an unexpected marker got close enough to the hidden marker location, a jump was realized in the error causing a visual flicker.

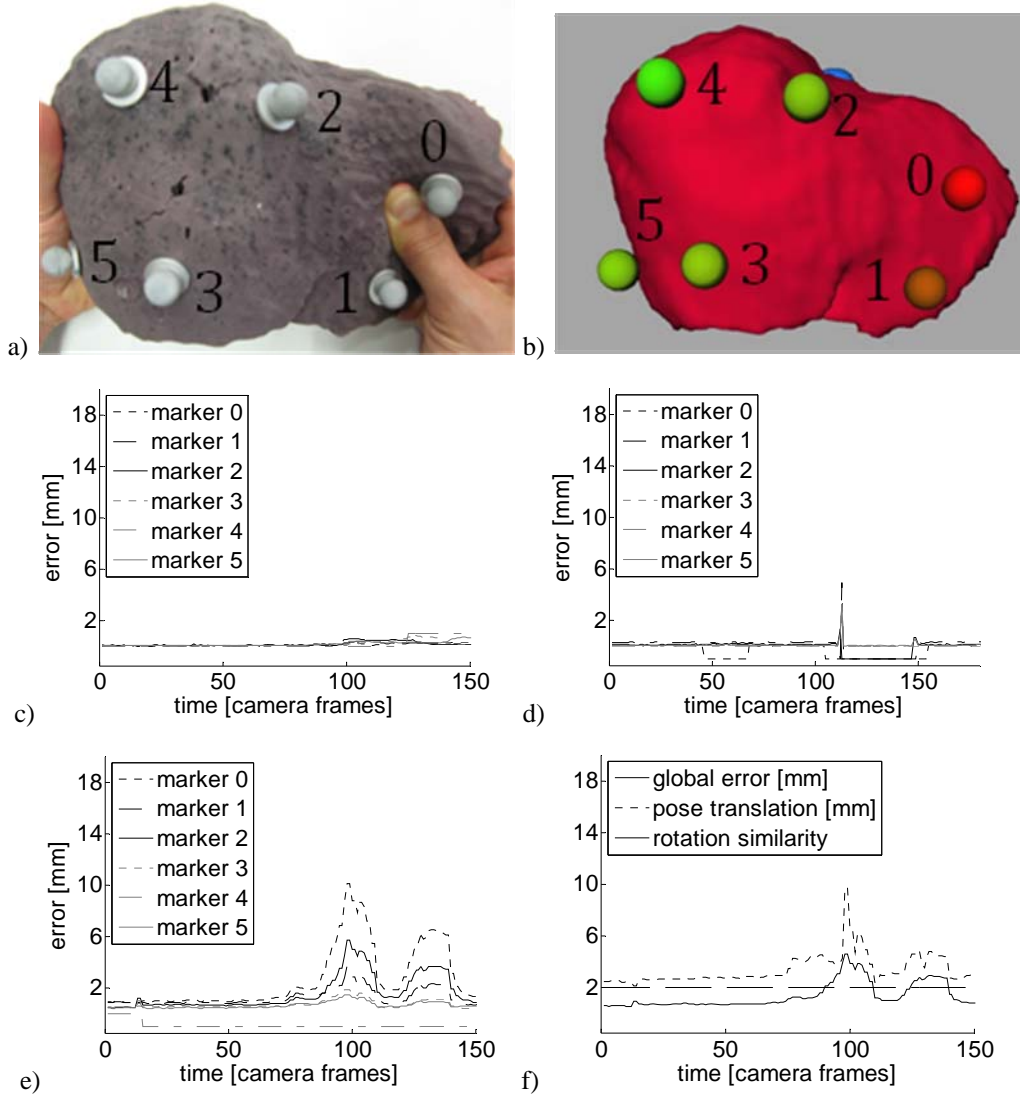


Fig. 1: a) Liver phantom with single markers. b) Virtual liver with the virtual markers spheres. The color of the markers, green (light gray) to red (dark gray), represents the deformation from 0 to 10mm respectively. c) Error per marker while moving the phantom without deforming. d) Error per marker while occluding. e) Error per marker while deforming the phantom. f) Global error, pose translation and rotation similarity.

## 4 Discussion

This paper presented an algorithm to track deformable structures, and evaluated it under different conditions. In addition, a workflow was proposed for surgical use of our surface tracking method. The results showed the robustness of our method under likely and unlikely situation that might be faced in the OR. The phantom marker removal technique proved to be very robust on eliminating phantoms generated when two real markers were aligned, nevertheless it could not remove all phantoms produced when three or more real markers were aligned. Our experiments also demonstrated that a initial configuration which is suitable for tracking can be found without much effort from the surgeon. In the tested cases, none of the 10 tried initial arrangements presented detection or tracking problems. It is worth mentioning that these experiments did not intend to evaluate how well the markers configuration represents the surface or its errors, but to evaluate the robustness of the tracking algorithm against different initial distances between the markers. The de-

formation tests showed that the system is able to track and display, in real time, surfaces with deformations up to 30mm, and this range was considered sufficient for the target scenario. The algorithm is also able to track during partial occlusions and to recover occluded single markers, which is a high requirement in a surgical scenario where several instruments and surgeons might temporarily get in the field of view of the camera. As a downside of this method, flickering occurred when an unexpected marker took the place of an occluded surface marker. However, this particular case is very unlikely in the OR and therefore is not considered a problem for the surgeon. Moreover, the error introduced by the unexpected marker can be visualized when displaying the deformation and is eliminated as soon as the surface marker is no longer occluded. Another drawback from this approach is that all markers have to be visible in order to recover from a total occlusion.

The encouraging results of this study motivated us to further investigate the applicability of our method in a real surgical scenario. In the future, this approach is intended to be used as basis for breathing gating.

## 5 References

- [1]. Taylor R.H., Lavallée S., Burdea G.S., Mösges R., Computer-Integrated Surgery: Technology and Clinical Applications, MIT Press, Sep. 1995
- [2]. Vetter M., Wolf I., Hassenpflug P., Hastenteufel M., Ludwig R., Grenacher L., Richter G.M., Uhl W., Büchler M.W., Meinzer H.P., Navigation aids and real-time deformation modeling for open liver surgery, r. Proceedings of the SPIE, 5029:58-68, 2003
- [3]. Maier-Hein L., Maleike D., Neuhaus J., Franz A., Wolf I., Meinzer H.-P., Soft tissue navigation using needle-shaped markers : Evaluation of navigation aid tracking accuracy and CT registration, Proceedings of the SPIE 2007, 6509: 26, 2007
- [4]. Markert M., Koschany A., Lueth T., Tracking of the liver for navigation in open surgery, Int J CARS 2010, 5:229-235, May 2010
- [5]. Berg A.V., Candinas D., Inderbitzin D., Peterhans M., Weber S., Nolte L., Integration of computer assisted surgery and intraoperative navigation in complex liver surgery and tumor ablation: First results after treatment of 10 patients, Int J CARS 2010, 5(1):117, 2010
- [6]. Veldpaus F.E., Woltring H.J., Dortmans L.J., A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates, J Biomech., 21(1):45-54, 1988



# Überwachung eines Operationssaals für die kooperative robotergestützte Chirurgie mittels neuartiger Tiefenbildkameras

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

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

<sup>2</sup> Universität Siegen, Zentrum für Sensortechnik (ZESS), Siegen, Germany

Kontakt: philip.nicolai@kit.edu

## Abstract:

*Dieser Beitrag stellt ein Überwachungssystem für den Operationssaal vor, das die Grundlage für eine kooperative robotergestützte Chirurgie bildet. Um die Zusammenarbeit zwischen Chirurg und Roboter im selben Arbeitsraum zu ermöglichen, wird zusätzlich zum herkömmlichen markerbasierten Tracking ein System aus neuartigen PMD Tiefenbildkameras eingeführt. Dieses ermöglicht es, beliebige Menschen und Objekte in der überwachten Szene als Punktwolken zu erfassen. Die Informationen über die Position der Menschen und Objekte stellen die Grundlage für die Bahnplanung des Roboters dar, so dass dieser beispielsweise die Position des Chirurgen in seine Bewegungen einbeziehen kann. Beschrieben werden die eingesetzten Methoden zur Erfassung der Informationen der Szene, die Registrierung der verschiedenen Datenquellen sowie die ersten Verarbeitungsschritte.*

*Schlüsselworte: Operationssaal, Robotik, Überwachung, Datenfusion, 3D-Kamera, Registrierung*

## 1 Problem

Die Entwicklung leistungsstarker Leichtbauroboter [1] mit hoher Präzision und einem hohen Verhältnis von Eigengewicht zu Traglast (bis 1:1) ermöglicht einen Mittelweg zwischen traditioneller Chirurgie und komplett teleoperierten Eingriffen: Chirurg und Roboter können kooperativ im selben Arbeitsraum über dem Patienten agieren. Dies war mit bisherigen medizinischen Robotern wie z.B. Pathfinder aufgrund ihrer Größe nicht möglich, ist aber mit neuen Robotersystemen wie MiroSurge [2] in greifbare Nähe gerückt. Beispielsweise könnten ein oder mehrere Roboterarme Hilfsarbeiten übernehmen, während sich der Chirurg gänzlich auf den medizinischen Aspekt der Operation konzentrieren kann. Im Zusammenspiel zwischen Chirurg und Roboter müssen hierbei zwei Bedingungen sichergestellt sein:

- a) der Roboter darf den Chirurg nicht durch aktive Bewegungen behindern, z.B. in dem der Roboterarm bei einer Bewegung gegen die Hand des Chirurgen stößt
- b) der Roboter muss bei Bedarf den Arbeitsraum soweit wie möglich für den Chirurgen freigeben, z.B. durch Ausführung einer Ausweichbewegung, wenn der Chirurg sich mit Hand oder Instrument dem Roboter nähert

Um dies zu erfüllen müssen sowohl die Position des Roboters als auch die der Menschen fortlaufend erfasst und ausgewertet werden. Zur Erhöhung der Sicherheit ist zusätzlich eine redundante Überwachung der Position des Roboters notwendig, um mögliche Abweichungen frühzeitig erkennen und korrigieren zu können.

Im Folgenden wird der Aufbau eines hierfür geeigneten Überwachungssystems beschrieben, das im Gegensatz zum bereits am Institut vorhandenen Aufbau (siehe [3]) auch Menschen erfassen und in die Szene integrieren kann. Zunächst werden die verschiedenen eingesetzten Kameratechniken erläutert, es folgt eine Beschreibung ihrer Registrierung sowie der Fusion der Daten als Grundlage für die Steuerung des Roboters.

## 2 Methoden

### 2.1 PMD Kamerasystem (Tiefenbildkameras)

Die Erkennung der Position von Menschen und anderen in der Szene vorhandenen Objekten erfolgt mittels eines Systems aus mehreren PMD-Kameras. Diese arbeiten nach dem Time-of-Flight (ToF) Prinzip, bei dem über eine Messung der Laufzeit eines ausgesandten Infrarotimpulses ein Tiefenbild der Szene berechnet wird.

Zur Kamera gehört neben dem Sensor ein Beleuchtungsmodul, das (in regelmäßigen Abständen oder per Hard-/Software getriggert) einen kurzen Infrarotblitz aussendet. Trifft der Impuls auf ein Objekt und wird dort reflektiert, so kann er nach kurzer Laufzeit vom Sensor der Kamera detektiert werden. Da sich die Laufzeit des Impulses proportional zur Dis-

tanz zwischen Kamera und Objekt verhält, lässt sich hieraus direkt ein Tiefenbild der Szene berechnen. Zur Erhöhung der Messgenauigkeit basiert das Tiefenbild auf der Integration mehrerer Messungen (siehe Abb. 1).

Für den endgültigen Aufbau des Systems ist der Einsatz von sechs Tiefenbildkameras der Baureihen [PMDVision] S3 und [PMDVision] CamCube 2.0 vorgesehen. Die von jeder Kamera erzielbare Bildrate variiert abhängig von der Szene bzw. der notwendigen Belichtungszeit, abgedeckt wird eine Entfernung bis 7,5 m bei einer Genauigkeit der Tiefenauflösung bis ca. 5 mm. Um zu verhindern, dass in die Laufzeitberechnung einer Kamera fälschlicherweise Impulse einer anderen Kamera einfließen, werden die Kameras in zwei Gruppen im Zeitmultiplexverfahren betrieben, während innerhalb der Gruppen Frequenzmultiplexing zum Einsatz kommt [4].

Der Vorteil der neuartigen PMD-Kameras liegt im Vergleich zu markerbasierten Verfahren darin, dass Objekte zur Erkennung nicht erst mit Markern versehen werden müssen und somit die komplette Szene abgebildet wird. Im Vergleich zu anderen tiefenbildgebenden Systemen haben PMD-Kameras den Vorteil, dass keine zusätzliche Rechenleistung notwendig ist (wie bei Stereokamerasystemen) und im Gegensatz zu Laserscannern keine verschleißenden, beweglichen Teile eingebaut sind sowie die komplette Szene zur selben Zeit aufgenommen wird.

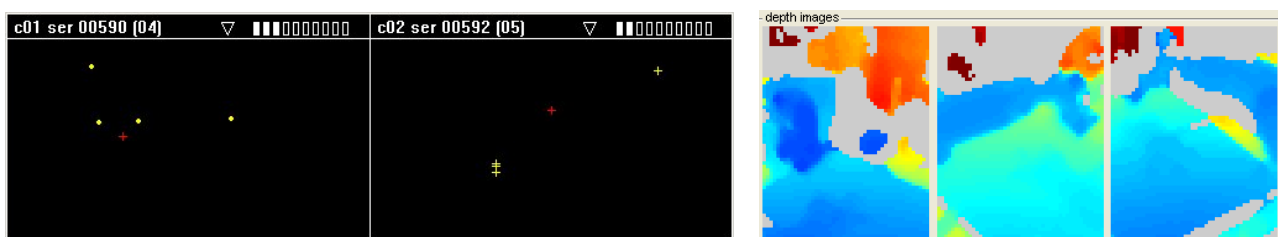


Abb. 1: In der Szene erfasste Daten, *links*: Kamerabilder des ART-Trackingsystems mit detektierten Markerpunkten des Kalibrierkörpers, *rechts*: Tiefenbilder der PMD-Kameras mit Roboter und Kalibrierkörper

## 2.2 Infrarot Trackingsystem

Die Position und Orientierung von Gegenständen, an denen reflektierende Marker bzw. ein mit Markern versehener sog. Body angebracht werden können, lassen sich durch den Einsatz eines Infrarot-Trackingsystems präzise und in Echtzeit verfolgen. Ein solches System besteht aus mindestens zwei Kameras, die jeweils ein zweidimensionales Bild der Position der von ihr sichtbaren Marker liefern (siehe Abb. 1). Zur Registrierung der frei im Raum platzierbaren Kameras dient ein vom Hersteller geliefertes Programm, das aus Bewegungen eines von allen Kameras sichtbaren Referenzkörpers vollautomatisch die Positionen der Kameras im Raum errechnet. Der Ursprung des zu verwendenden Koordinatensystems kann durch Platzierung eines zweiten Referenzkörpers frei gewählt werden.

Im vorgeschlagenen Aufbau des Überwachungssystems kommen vier bis sechs ARTtrack2-Kameras mit einer Bildrate von bis zu 60 Bildern pro Sekunde zum Einsatz, die eine Entfernung bis zu vier Meter abdecken. Die Auswertung der aufgenommenen Daten und der Abgleich mit den in einer Datenbank gespeicherten Abmessungen bekannter Bodies erfolgt in Echtzeit auf einem dedizierten Steuerrechner.

## 2.3 Registrierung der Systeme

Mit den in der Szene angebrachten PMD-Kameras, dem ART-Trackingsystem und dem Roboter stehen drei Informationsquellen über die Szene zur Verfügung, die jeweils unterschiedliche Daten in unterschiedlichen Koordinatensystemen liefern (siehe Tabelle 1).

	Art der Information	Ursprung des Koordinatensystems
<b>PMD-Kamera</b>	3D-Abbild der Szene als Punktwolke	Bildsensor der Kamera
<b>ART-Tracking</b>	Position und Orientierung der Bodies	Position des Kalibrierkörpers während einmaliger Kalibrierung
<b>Roboterarm</b>	Position und Orientierung der Gelenke und des Tool Center Point (TCP)	Position des Roboters

Tabelle 1: Übersicht der erfassten Daten und der zugrundeliegenden Koordinatensysteme

Um aus diesen Daten ein Modell der Szene generieren zu können, müssen zunächst in einer einmaligen Registrierung die relativen Lagen der Koordinatensysteme zueinander bestimmt werden. Dies geschieht automatisch mittels eines am (Tool Center Point) TCP des Roboters angebrachten Kalibrierkörpers. Dieser Kalibrierkörper ist mit verschiedenen Markern versehen, so dass er sowohl vom ART-System erkannt werden kann als auch im Intensitätsbild der PMD-Kameras segmentierbar ist.

Der Roboterarm fährt automatisch eine Sequenz verschiedener Posen an, in denen die Marker vom ART-System sichtbar sind und jede PMD-Kamera mehrere Posen erkennen kann. In allen Posen wird die Position und Orientierung des Kalibrierkörpers vom ART-Trackingsystem aufgezeichnet sowie die Position des TCP vom Roboter abgefragt. Erkennt eine PMD-Kamera alle am Kalibrierkörper angebrachten Merkmale, so werden deren Koordinaten berechnet und ebenfalls gespeichert.

Nach dieser automatisch ablaufenden Registriersequenz liegen sämtliche Informationen vor, die zur Berechnung der Transformationen zwischen den Koordinatensystemen benötigt werden. Unter Einsatz der Methode aus [5] wird für jede PMD-Kamera aus den von ihr aufgenommenen Merkmalspositionen und der vom ART-Trackingsystem aufgezeichneten korrespondierenden Pose des Kalibrierkörpers die Transformationsmatrix zwischen PMD-Kamera und ART-Trackingsystem bestimmt. Sind die PMD-Kameras bereits untereinander registriert, so muss dieser Schritt nur für eine PMD-Kamera ausgeführt werden; die Transformationen der restlichen PMD-Kameras zum Koordinatensystem des ART-Trackingsystems lassen sich mittels Verkettung der jeweiligen Transformationen berechnen.

Durch einen am Institut entwickelten Algorithmus [6] wird auf Basis der vom Roboter aufgezeichneten TCP-Position und der vom ART-Trackingsystem gemessenen Pose des Kalibrierkörpers die Position des Roboters in Bezug auf das ART-Trackingsystem berechnet. Zusätzlich liefert dieser Algorithmus den Versatz des Kalibrierkörpers zum TCP des Roboters, der für weitere Validitätsprüfungen genutzt werden kann.

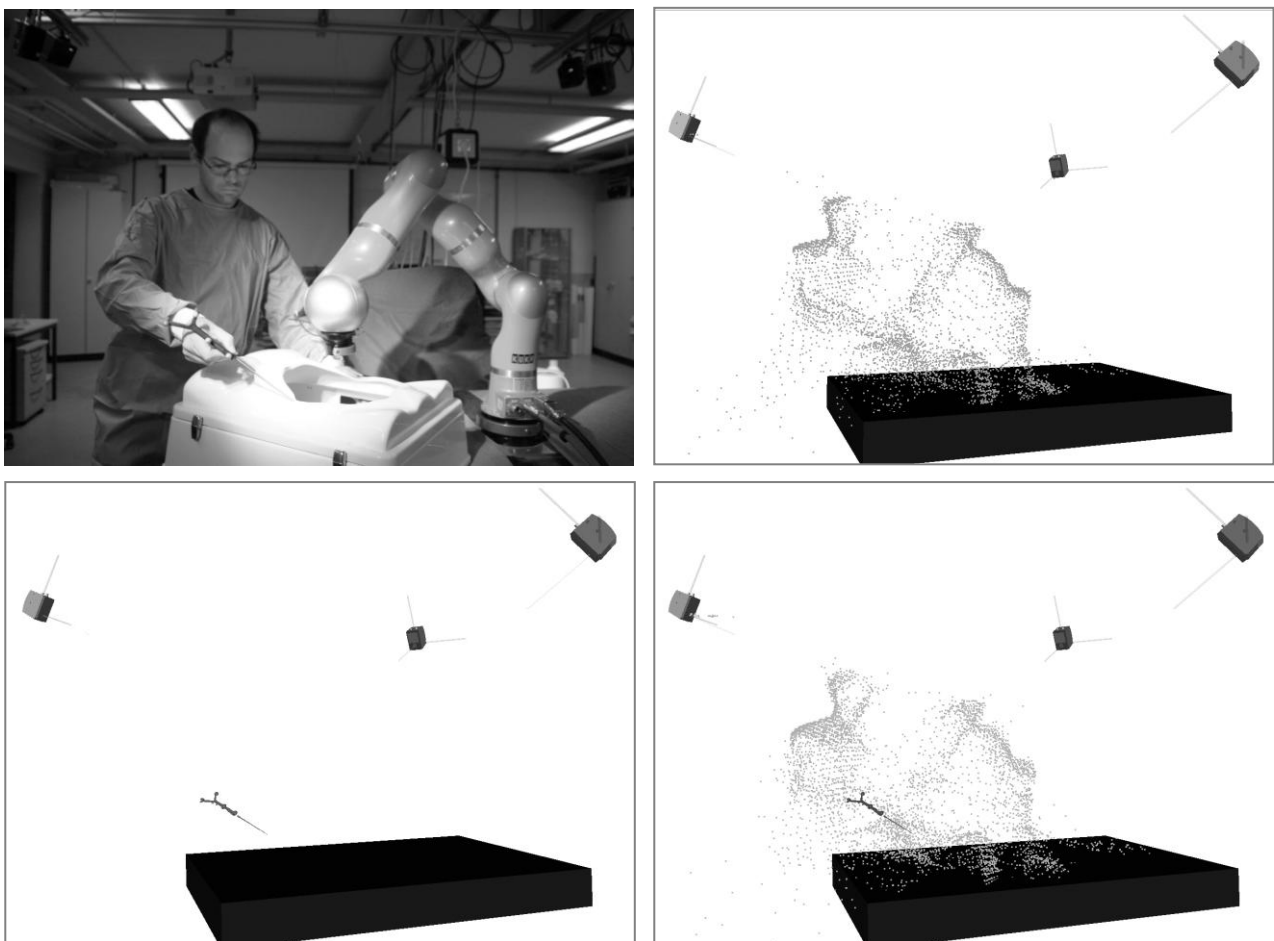


Abb. 2: verschiedene Darstellungen einer Szene mit Roboter, Person und Instrument mit Markern. *Oben links*: reale Szene im Labor, *oben rechts*: aus PMD-Daten extrahierte Punktwolke (ungefiltert) mit Positionen der verwendeten PMD-Kameras, *unten links*: aus ART rekonstruierte Position des Instruments, *unten rechts*: digitales Modell der Szene

## 2.4 Datenverarbeitung und -fusion

Vor der Fusion der Daten erfolgt zusätzlich eine Vorverarbeitung der aus den PMD-Kameras gewonnenen Tiefenbilder. Anhand eines vorgelesenen statistischen Modells der Kameraperspektive der leeren Szene (z.B. Operationssaal ohne Patient, Roboter und Chirurg) wird aus dem kompletten Abbild der Szene der Hintergrund detektiert und herausgefiltert. Dies verringert den weiteren Berechnungsaufwand und stellt sicher, dass nur die relevanten Informationen über Objekte im Vordergrund in die weitere Analyse der Szene einfließen.

Nun liegen alle Informationen über die Szene in einem gemeinsamen Koordinatensystem vor, wie in Abb. 2 dargestellt:

- a) die Position unbekannter Objekte (Menschen, Geräte), durch PMD-Kameras als Punktwolke erfasst
- b) die Position eventueller mit Markern ausgestatteter Instrumente
- c) die Position des TCP des Roboters aus zwei unabhängigen Datenquellen (internes Modell des Roboters, Tracking eines Bodies am TCP durch ART)

Zur schnellen und intuitiven Visualisierung der erfassten Daten dient ein im Vorfeld erstelltes, digitales 3D-Modell der Szene. Dieses umfasst auch ein Modell des Roboters, das über korrekte Gelenkinformationen verfügt.

Durch einen Abgleich markanter Punkte in der realen Szene, deren Position einmalig durch Pivotisierung bestimmt wird, und ihrer Position in der digitalen Szene können die real erfassten Werte, z.B. Punktwolken von Objekten oder die Position des Roboters, in das digitale 3D-Modell integriert werden. Zur Anzeige der entstandenen Szene und zur darauf basierenden weiteren Bahnplanung des Roboters dient OpenRAVE [6].

## 3 Ergebnisse

Das beschriebene System wurde erfolgreich im Labor aufgebaut und erfasst wie beschrieben Daten von unbekannten Objekten und Menschen sowie von mit Markern versehenen Instrumenten. Als problematisch für die Erfassung durch die Tiefenbildkameras erwiesen sich schwarze und stark seitlich reflektierende Flächen. Bei diesen ist die Reflektion des Lichtimpulses in Kamerarichtung nicht stark genug, so dass zu wenige Informationen zur Berechnung der Distanz vorliegen. Pixelwerte mit einem undefinierten Distanzwert werden aus der weiteren Berechnung ausgeschlossen, wie in Abb.1 im rechten Bild sichtbar ist: die einheitlich grauen Flächen innerhalb der Bilder entsprechen undefinierten Distanzwerten.

Im momentanen Ausbau des Systems kommen drei [PMDVision] S3-Kameras mit einer Auflösung von 64x48 Pixel zum Einsatz, die die Szene aus verschiedenen seitlich nach oben versetzten Positionen erfassen (siehe Abb. 2). Bei einem Blickwinkel von 40° x 30° werden zwei Meter von der Kamera entfernte Objekte mit einer horizontalen und vertikalen Auflösung von 3cm/Pixel abgebildet. Zur Verbesserung dieser Genauigkeit wird das System derzeit um eine [PMDVision] CamCube erweitert, die bei einem Blickwinkel von 40° x 40° bereits 204x204 Pixel auflöst. Durch deren Anbringung senkrecht oberhalb der Szene verkürzt sich der Abstand zwischen Kamera und Objekten, so dass voraussichtlich eine horizontale und vertikale Auflösung von ca. 0.5cm/Pixel erzielt werden kann.

Die Kameras werden im Double-Sampling Modus betrieben, bei dem zwei kurz hintereinander aufgezeichnete Bilder zu einer Aufnahme zusammengerechnet werden. Eine einzelne Kamera liefert in diesem Modus eine Framerate von ca. 15 Bildern pro Sekunde. Dieser Wert wird auch beim Betrieb der kompletten Kameragruppe aus drei Kameras erzielt, dh. das Szenenmodell wird mit 15Hz aus drei verschiedenen Blickwinkeln aktualisiert. Beim künftigen Einsatz von zwei Gruppen mit je drei PMD Kameras im Zeitmultiplexverfahren ist dementsprechend eine kombinierte Aktualisierungsrate des Szenenmodells von 25 – 30 Hz zu erwarten.

## 4 Diskussion

Das hier vorgestellte System ist in der Lage, Informationen über den aktuellen Zustand z.B. des Operationssaals durch verschiedene Systeme (ART, PMD-Kameras) zu erfassen und zu verarbeiten. Die Erfassung von Menschen und unbekannten Objekten liefert die Grundlage für den Einsatz eines Roboters im selben Arbeitsraum wie ein Chirurg.

Auf Basis der erfassten Daten sind verschiedene Strategien denkbar, um eine Kollision zwischen Roboter und Chirurg je nach Situation zu vermeiden oder deren Parameter zu kontrollieren. Führt der Roboter eine freie Bewegung aus, so können die erkannten Positionen von Mensch und Objekten als Hindernisse in die Bahnplanung eingefügt werden. Droht eine Kollision mit einem derartigen Hindernis wird entweder ein anderer, hindernisfreier Pfad zur Zielpose gesucht und ausgeführt oder der Roboter stoppt, bis der Weg frei ist.

Hat der Roboter bereits seine Zielstellung erreicht und darf der Endeffektor (z.B. ein chirurgisches Instrument) nicht mehr ohne Weiteres bewegt werden sind in Abhängigkeit vom verwendeten Robotertypen weitere Methoden zur Kollisi-



onsvermeidung möglich. Bei einem siebenachsigen Leichtbaurobter kann (aufgrund des durch das siebte Gelenk zusätzlich verfügbaren Freiheitsgrades) die Stellung der Segmente des Roboterarms verändert werden, ohne dabei den Endeffektor zu bewegen. Wird durch das Überwachungssystem in einer speziellen Situation eine hohe Wahrscheinlichkeit für eine Kollision mit einem mittleren Segment des Roboters erkannt, so könnte unter Beibehaltung der Endeffektorposition eine Ausweichbewegung zur Kollisionsvermeidung initiiert werden. Droht hingegen eine Kollision mit dem Endeffektor und darf dieser seine Position nicht oder nur leicht verändern, ließe sich präventiv die Steifigkeit des Roboters anpassen, um situationsabhängig die Kollision abzufedern oder die Beibehaltung der Position zu garantieren.

Weiterhin können die im vorgestellten System erfassten Daten genutzt werden, um die Sicherheit bei kooperativen robotergestützten Operationen mittels zusätzlicher Maßnahmen zu gewährleisten. Hierzu zählt beispielsweise eine komplette Überwachung der Roboterstellung, bei der nicht nur die Position des TCPs redundant kontrolliert wird, sondern die Pose des ganzen Roboterarmes laufend überprüft wird. Nach einer Segmentierung der durch die PMD-Kameras erfassten Punktwolke in unterschiedliche Objekte wäre auch die Einpassung eines einfachen Skelettmodells in die erkannten Menschen möglich. Dies könnte als Anhaltspunkt für Plausibilitätsprüfungen dienen und die Überwachung (teil)verdeckter Bereiche ermöglichen.

---

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

## 5 Referenzen

- [1] A. Albu-Schäffer, G. Hirzinger, *Cartesian Impedance Control Techniques for Torque Controlled Light-Weight Robots*, pp. 657-663, IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2002
- [2] U. Hagn, M. Nickl, S. Jörg, G. Passig, T. Bahls, A. Nothhelfer, F. Hacker, L. Le-Tien, A. Albu-Schäffer, R. Konietzke, M. Grebenstein, R. Warpup, R. Haslinger, M. Frommberger, G. Hirzinger, *DLR MiroSurge: a versatile system for research in endoscopic telesurgery*, International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp. 183 – 193, Springer Berlin / Heidelberg, 2009
- [3] H. Mönnich, D. Stein, J. Raczowsky, H. Wörn, *System for Laser Osteotomy in Surgery with the Kuka Lightweight Robot – First Experimental Results*, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, pp. 179-182, Springer Berlin Heidelberg, 2009
- [4] J. Bernshausen, J. Wahrburg, P. Nicolai, H. Mönnich, *PMD-Kameratechnik als Teil eines Sicherheitskonzepts für roboterunterstützte Operationen*, 9. Jahrestagung der deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie, 2010
- [5] B. K. P. Horn, *Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions*, Journal of Optical Society of America A, vol. 4, no. 4, pp. 629-642, 1987
- [6] R. Diankov, J. Kuffner, *OpenRAVE: A Planning Architecture for Autonomous Robotics*, tech. report CMU-RI-TR-08-34, Robotics Institute, Carnegie Mellon University, 2008

