

## **Session 5**

# **Training, Virtuelle und Erweiterte Realität**



# Neue VR- und AR- Umgebungen zur Therapie von Phantomphänomenen

F. Bach<sup>1</sup>, J. Buschmann<sup>1</sup>, B. Schmitz<sup>1</sup>, H. Maaß<sup>1</sup>, H. Cakmak<sup>1</sup>, M. Diers<sup>2</sup>, J. Foell<sup>2</sup>, S. Kamping<sup>2</sup>, H. Flor<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Institut für Angewandte Informatik (IAI), Karlsruher Institut für Technologie (KIT), Karlsruhe, Germany

<sup>2</sup> Institut für Neuropsychologie und Klinische Psychologie, Zentralinstitut für Seelische Gesundheit, Universität Heidelberg, Mannheim, Germany

Kontakt: [felix.bach@kit.edu](mailto:felix.bach@kit.edu), [martin.diers@zi-mannheim.de](mailto:martin.diers@zi-mannheim.de)

## Abstract:

*Phantomschmerz ist eine Empfindung, die häufig nach Amputationen auftritt. Benutzen einseitig armamputierte Patienten eine myoelektrische Prothese, wird dieser seltener empfunden. Durch ein sogenanntes Spiegeltraining kann die Auftretshäufigkeit zusätzlich reduziert werden. Zwei hierfür entwickelte Systeme werden vorgestellt: Ein neuartiges Heimtrainingssystem auf Basis von Immersive Augmented Reality (AR) zur Therapie von Phantomschmerz, sowie ein Virtual Reality (VR) System, mit welchem durch das Training hervorgerufene Veränderungen im primären somatosensorischen Cortex, welche in Zusammenhang mit dem Phantomschmerz stehen, während einer funktionalen Magnetresonanztomografie (fMRT) überprüft werden können. Die Systeme sind u. A. zum Einsatz in einer vergleichenden Studie bestimmt.*

*Schlüsselworte: Phantomschmerz, Augmented Reality, Virtual Reality, Computer Vision*

## 1 Problem

Unter Phantomphänomenen werden schmerzhaft und nicht-schmerzhaft Empfindungen in einem nicht mehr vorhandenen Körperteil, z.B. nach traumatischer Amputation, verstanden. Nicht-schmerzhaft Phantomempfindungen treten fast immer nach einer Amputation auf, Phantomschmerzen wurden bei ca. 50-80 % der Patienten berichtet [1]. Nach einer Amputation kann es zu Veränderungen im primären somatosensorischen Cortex kommen. Bei Personen mit unilateraler Arm- oder Handamputation reagierte die Hirnregion, die früher neuronale Impulse von der amputierten Hand erhielt (sog. deafferenzierte Region), nun auf Reize aus der im Cortex benachbarten Mundregion [2]. Diese Verschiebungen korrelieren stark mit dem Ausmaß des Phantomschmerzes [3].

Eine Möglichkeit, der deafferenzierten Region im Gehirn verhaltensrelevanten Input zuzuführen, ist der Einsatz einer myoelektrischen Prothese. Patienten, die regelmäßig myoelektrische Prothesen verwenden, die dem Gehirn sensorische, visuelle und motorische Rückmeldung vermitteln, zeigen wesentlich weniger Phantomschmerzen und weniger kortikale Reorganisation als Patienten, die eine kosmetische oder keine Prothese verwenden [4].

Weiterhin konnte gezeigt werden, dass Phantomschmerz durch ein Spiegeltraining reduziert wird (z.B. in [5]) und ein Spiegel durch immersive Virtual Reality (VR) ersetzt werden kann [6]. Der Einsatz von Augmented Reality (AR) Systemen als Spiegelersatz wird in [7] beschrieben, ein AR basierter Ganzkörperspiegel zur Einblendung amputierter Gliedmaßen in [8]. Bei einem Spiegeltraining im Magnetresonanztomographen (MRT) konnte gezeigt werden, dass der somatosensorische Cortex unilateral hand- bzw. armamputierter Patienten mit Phantomschmerzen nur in Bereichen der vorhandenen Hand angeregt wird, während schmerzfreie Patienten beide Hemisphären aktivieren [9].

Bei der Durchführung eines Prothesentrainings könnten die Reorganisationseffekte durch ein zusätzliches AR- oder VR-Spiegel-Training, in dessen Rahmen die noch vorhandene Hand virtuell gespiegelt dargestellt wird, verstärkt werden. In einer Studie werden deshalb drei Gruppen von Patienten mit Phantomschmerz untersucht, wobei zwei Gruppen erstmalig eine myoelektrische Prothese bekommen. Eine Teilgruppe wird zu Hause zusätzlich ein AR-Spiegeltraining durchführen, während eine andere Teilgruppe kein weiteres Training macht. Eine Kontrollgruppe bekommt weder eine myoelektrische Prothese, noch ein AR-Heimtrainingssystem. Vor und nach der Heim-Trainingsphase wird eine VR-Spiegelaufgabe während einer funktionellen MRT-Messung durchgeführt, um die Effekte des Trainings auf die kortikale Reorganisation zu untersuchen. Erwartet wird ein Rückgang der mit dem Phantomschmerz korrelierten, veränderten SI-Repräsentation.

Für das therapeutische Training zu Hause wurde ein neuer *Video See-Through* AR-Ansatz verfolgt, um eine möglichst hohe subjektive Realitätstreue, sowie eine maximale Identifikation mit der gespiegelten Hand zu erreichen. Das AR-System ermöglicht eine immersive stereoskopische AR-Darstellung, ein optisches Handtracking und die Interaktion mit zusätzlich einblendbaren virtuellen Objekten.

Für die Überprüfung des Effekts von langfristigem AR-Heimtraining in Kombination mit dem Tragen einer myoelektrischen Prothese im MRT wurde ein VR System entwickelt, das ohne elektromagnetische Teile auskommt, um die Messung von Hirnströmen während des Spiegeltrainings zu ermöglichen. Die Anforderungen an ein solches System, sowie dessen Spezifikationen und Erfahrungswerte über den Einsatz von VR in der fMRT, werden in [10] beschrieben.

## 2 Methoden

### VR-System für den Einsatz im MRT

Für die Untersuchung der Hirnaktivierungen mittels funktioneller MRT wurde ein VR-System, bestehend aus einem Datenhandschuh mit Sensoren aus Lichtwellenleitern und Interface, einem lichtwellenleiterbasierten Head Mounted Display (HMD) und einem PC mit Simulationssoftware<sup>1</sup> speziell entwickelt. Ein im Tomographen liegender Patient kann mit in eine virtuelle Umgebung eintauchen und ein einfaches Handmodell seiner amputierten Hand mit seiner verbliebenen Hand steuern. Da in den MRT keine magnetischen Teile eingebracht werden dürfen, musste ein Datenhandschuh aus nichtleitenden bzw. nicht magnetischen Teilen entwickelt werden, der eine Auflösung von 10 Bit erreicht. Es existieren einige wenige bestehende Lösungen, wie etwa die in [10] verwendeten Systeme, diese sind jedoch kostenintensiv, unflexibel und weisen geringe Sensorauflösungen auf. Als Sensorprinzip wurde hier deshalb ein optischer Winkelsensor mit Lichtwellenleitern gewählt [8]. Da normale POF-Leiter (plastic optical fibre) hierfür zu dick sind, wurde ein Sensor mit einem POF-Leiter mit 1 mm Außendurchmesser und einem Kerndurchmesser von 0.5mm entwickelt. Von diesem Kern wurden einseitig 15% abgetragen, um so an dieser Stelle austretendes Licht messen zu können, was direkt auf den Grad der Biegung des Sensors schließen lässt. Der Lichtwellenleiter wurde auf der Rückseite eines Klettbandes in U-Form platziert, wobei sowohl der Sensoreingang als auch der Sensorausgang auf einer Seite liegen, was eine flexible Sensorplatzierung ermöglicht. Anschließend wurde der Sensor mit Silikon umhüllt. Da im MRT nur eine Faustbewegung realisiert werden sollte, ist es ausreichend, für jeden Finger einen Sensor am Fingermittelgelenk sowie einen am Fingergrundgelenk zu platzieren. Auf diese Weise ließ sich eine Faustbewegung genau detektieren (siehe Abb. 1).

Für die visuelle Darstellung wurde eine virtuelle 3D-Umgebung (siehe Abb. 2) mit KISMET erstellt. Ein statisches 3D-Modell der linken Hand wird mit der Methode der *Skeletal Animation* in Echtzeit geometrisch verformt und zusammen mit einer gespiegelten Kopie visualisiert. Die hierarchisch angeordneten Modell-Transformationsmatrizen, die zur Interpolation der geometrischen Deformation des Oberflächennetzes dienen, werden mit Hilfe der Sensordaten über das KFF (*Kismet Force Feedback*) in Echtzeit aktualisiert. Das Modell ist in der Lage, alle Fingergelenke separat anzusteuern, für die Aufgabenstellung wurden jedoch mehrere Fingergelenkwinkel gleichgeschaltet.

### AR-System für regelmäßiges Training

Für die Erforschung der Trainingseffekte auf den Phantomschmerz wurde ein Heim-Trainingssystem entworfen. Um ein hohes Maß an Immersion und subjektiver Realitätstreue, sowie eine maximale Identifikation mit der gespiegelten Ersatzhand zu erreichen, wird hier ein kamerabasierter AR-Ansatz verfolgt. Ein wichtiger Vorteil gegenüber VR-Systemen mit ähnlichem Einsatzbereich liegt darin, dass hier auf einen Datenhandschuh verzichtet werden kann und damit haptisches Feedback vermieden wird, das ansonsten von der visuellen Illusion ablenken kann. Die dreidimensionale Darstellung der gewohnten Umgebung der Probanden soll durch *Video See-Through* mit zusätzlicher Einblendung der segmentierten eigenen, mit Bildverarbeitungsmethoden gespiegelten Hand (siehe Abb. 3) und gegebenenfalls weiteren virtuellen Objekten realisiert werden.

Dazu wurde eine *Stereo See-Through* Einheit entwickelt, die gegenüber verfügbaren Systemen hinsichtlich der Einstellbarkeit des Vergenzwinkels und des Augenabstandes, der Schnittstelle und des Datentransports flexibler konfigurierbar

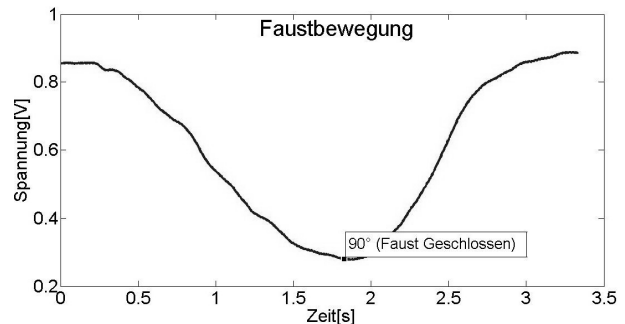


Abb. 1: Spannungsverlauf des Winkelsensors

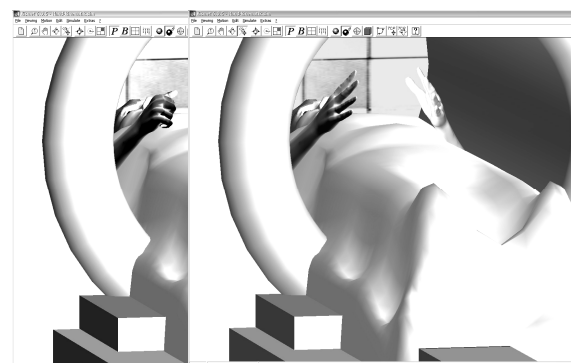


Abb. 2: Visualisierung der Fingerbewegungen im MRT als VR-Umgebung

<sup>1</sup> Die KISMET 3D-Simulation Software, siehe <http://www-kismet.iai.fzk.de>

ist. Es besteht aus einem Stereokamerasystem, welches auf einem binokularen und im Gegensatz zum oben vorgestellten VR-System stereoskopiefähigen handelsüblichen HMD angebracht ist. Die verbesserte räumliche Wirkung führt zu einem höheren Immersionsgrad, wobei ein möglichst großes Sichtfeld<sup>2</sup> (engl. *Field of View*, kurz FOV) [9], im Idealfall das des Menschen, angestrebt werden sollte. Die Optik des verwendeten HMD nutzt ein Prisma pro Auge, um das Licht mit größtmöglichem Blickwinkel zu streuen, wodurch ein horizontales FOV von 32° bei 800x600 Bildpunkten erreicht wird. Das anamorphe Design der Kunststoffoptik korrigiert außerdem geometrische Verzerrungen und Aberrationen. Zur Anzeige werden flimmerfreie OLED-Displays (*organic light-emitting diodes*) verwendet. Für den ersten Prototyp wurden die Kameras auf dem HMD auf einer speziellen Halterung aus Kunststoff montiert (siehe Abb. 5). Dabei wurden die Kameras in einem Abstand von 65 mm angebracht, was dem mittleren Augenabstand des Menschen entspricht. Das FOV sollte dabei für Kamera und HMD übereinstimmen, um eine natürlich wirkende, stereoskopische 3D-Rezeption zu ermöglichen. Um größtmögliche Flexibilität beim Einsatz der Kameras zu gewährleisten, wurde das *Video See-Through* System so aus kommerziellen Komponenten aufgebaut, dass diese bei Bedarf einzeln durch höherwertige austauschbar sind. Die aktuell verwendeten Komponenten erfüllen die Mindestanforderungen bezüglich des Einsatzzwecks hinsichtlich Auflösung und FOV und erlauben gleichzeitig ausreichend hohe Frameraten. Die genutzte Auflösung der 1,3MP Kameras ist momentan an die Maximalauflösung des HMDs angepasst.

Die über den USB-Bus eingelesenen Bilddaten des Stereokamerasystems werden von einem PC verarbeitet, mittels speziell entwickelter Bildverarbeitungssoftware um virtuelle Elemente erweitert und über das HMD als stereoskopische Projektion ausgegeben.

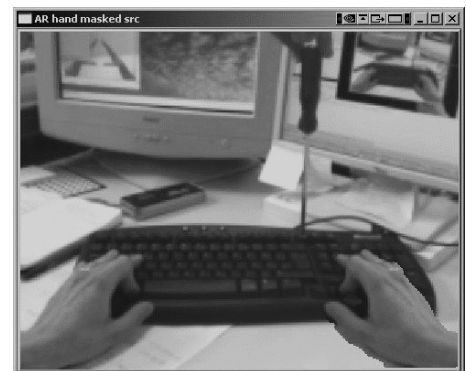
Für eine photogrammetrische Auswertung der Kamerabilder ist eine optische Entzerrung der Bilder notwendig. Hierzu muss einmalig eine geometrische Kalibrierung der Kameras durchgeführt werden, deren Resultat gespeichert und für weitere Sitzungen verwendet wird.

Bevor das System in eine Echtzeit-Verarbeitungsphase übergehen kann, in welcher laufend Kamerabilder verarbeitet und angezeigt werden, muss eine Offline-Phase zur Kalibrierung und Parametrisierung des AR-Systems durchlaufen werden. Diese umfasst das individuelle Einstellen des HMDs, eine halbautomatische Einstellung der Kameraparameter, sowie eine halbautomatische Einstellung der zu segmentierenden Farbbereiche für die Hand und gegebenenfalls weitere zu segmentierende Objekte.

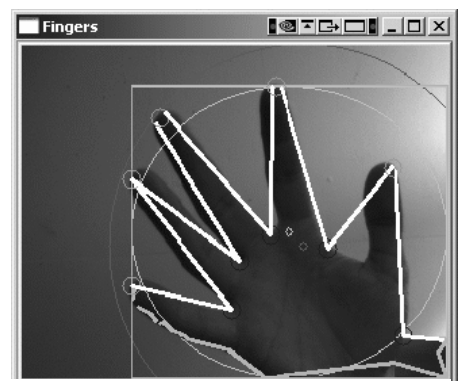
Für die Bestimmung der Farbbereiche werden Differenzbilder genutzt, welche aus Paaren von Hintergrund- und Objektaufnahmen gebildet werden. An Stellen mit starker Differenz, also dort, wo sich das zu segmentierende Objekt im Bild befindet, werden jeweils Mittelwert und Standardabweichung der Farbwerte bestimmt. Durch Mittelwertbildung über alle Bildpaare wird der anschließend zur Segmentierung verwendete Farbbereich ermittelt, wobei Bilder des Objektes in verschiedenen Orientierungen Verwendung finden sollten. Um eine intuitive Nutzung des Systems zu gewährleisten, erfolgt die Festlegung der zu segmentierenden Farbbereiche innerhalb des HSV (*Hue, Saturation, Value*)-Farbraums, in welchem eine weitgehend beleuchtungsinvariante Festlegung von Farbbereichen innerhalb des *Hue*-Kanals möglich ist (vgl. [11]). Dies hat jedoch nach [12] keinen Einfluss auf die Güte des optimalen Hautklassifikators, welcher für jeden Farbraum gefunden werden kann. Der HSV-Farbraum verwendet ein polares Koordinatensystem, wobei die Chrominanz theoretisch kontinuierlich ausgelegt ist. Die Repräsentation von Bildmaterial erfolgt jedoch, ähnlich wie bei RGB-Bildern, meist durch drei Kanäle mit je 8-Bit Auflösung, wodurch die farbliche Kontinuität verlorengeht und auf ein Intervall  $[0,180]$  abgebildet wird. Um trotzdem Bereiche des Farbkontinuums nutzen zu können, welche die Intervallgrenzen überschreiten, wird hier der Farbraum so „gefaltet“, dass der gewünschte Bereich innerhalb der neuen Intervallgrenzen liegt. Bei der Rückführung ergeben sich zwei Teilbereiche, welche dann für die Segmentierung verwendet werden können.

Die ermittelten Farbbereiche werden gespeichert und können für zukünftige Sitzungen desselben Patienten verwendet werden, solange sich die Beleuchtungsverhältnisse nicht signifikant ändern. Es können auch Profile für unterschiedliche Szenarien erstellt und geladen werden, welche alle Kalibrierungsparameter enthalten, so dass die Kalibrierungsphase für häufig vorkommende Szenarien entfallen kann.

In der nachfolgenden Online-Phase werden die Kamerabilder sequentiell ausgewertet und aufbereitet.



**Abb. 3: AR-Bild mit gespiegelter linker Hand (rechts auf Tastatur)**



**Abb. 4: Visualisierung des 2D-Handmodells**

<sup>2</sup> Das Sichtfeld wird hier als horizontaler Winkel angegeben, welcher beim Menschen ca. 180° beträgt.

Bildverarbeitungsschritte:

- *Stereo-synchronisierte Bildaquisition*
- *Bildentzerrung und Bestimmung der Kamerapose<sup>3</sup>*
- *farbbasierte Bestimmung der Konturen gesuchter Objekte (z.B. Hand)*
- *Segmentierung und Klassifizierung gesuchter Objekte, Maskenerstellung*
- *Überlagerung des Originalbildes mit virtuellen Objekten*
- *Überlagerung des Bildes mit gespiegelter Hand und maskierten Objekten*
- *Stereoskopische Aufbereitung der 3D-Szene und Ausgabe*

Auswertung der Handkontur und Handmodellierung:

- *Aufbau einer Baumstruktur gefundener Konturen<sup>4</sup>*
- *Bestimmung der Kontur mit größter Fläche<sup>5</sup>*
- *Berechnung von konvexer Hülle und Konvexitätsdefekten der Handkontur*
- *Aufbau eines 2D-Handmodells<sup>6</sup>*
- *Plausibilitätsprüfung<sup>7</sup> und ggf. Korrekturen*
- *Zusammenführung beider Handmodelle zu einem 3D-Modell<sup>8</sup> zur Interaktion mit virtuellen Objekten*

Der räumliche Bezug zwischen virtueller Welt und aufgenommener Umgebung ergibt sich durch Detektion passiver Marker, wodurch die relative Pose der Kameras ermittelt werden kann. Interaktionen zwischen realer Szene und virtuellen Objekten werden so durch das erzeugte 3D-Handmodell ermöglicht.

### 3 Ergebnisse

Ein VR-Spiegeltrainingssystem für die Überprüfung der Trainingseffekte im MRT wurde entwickelt und aufgebaut. Erste fMRT-Messungen an gesunden Probanden während der Durchführung einer Spiegelübung konnten erfolgreich durchgeführt werden, wobei die erwarteten kortikalen Aktivierungen ausgelöst wurden.

Ein Prototyp eines kamerabasierten AR-Systems für Spiegeltraining (siehe Abb. 5), bestehend aus einem stereoskopiefähigen HMD und einem Stereokamerasystem wurde aufgebaut und mit der implementierten Bildverarbeitungssoftware getestet. Damit konnte eine reale Szene mit der Patientenhand stereoskopisch aufgenommen, die Hand im Bild segmentiert und gespiegelt wieder in das Bild eingefügt werden (Abb. 3). Durch Bildanalyseverfahren konnte eine Positionsbestimmung besonderer Bildmerkmale, wie etwa der Fingerspitzen, durchgeführt werden. Darauf aufbauend konnte ein 2D-Handmodell generiert werden, das in Abb. 4 visualisiert wurde. Die aus den beiden Kamerabildern extrahierten 2D-Handmodelle konnten zu einem 3D-Modell zusammengeführt werden, das zur räumlichen Interaktion mit virtuellen Objekten für spezielle Übungen genutzt werden kann. Durch eine gleichzeitige Echtzeiterkennung passiver raumfester Marker konnte außerdem die Pose der Kameras ermittelt werden, wodurch sich eine Relation zwischen virtuellem und realem Raum ergibt. In ersten Tests konnte eine maximale Framerate von 30 Hz bei VGA-Auflösung der Kameras erreicht werden. Die HMD-Darstellung der erweiterten Realität aus der Egoperspektive wurde als flüssig und angenehm für diesen Anwendungsbereich empfunden. Ergebnisse eines langfristigen AR-Spiegeltrainings stehen noch aus.



**Abb. 5: AR-Prototyp**

<sup>3</sup> Die Kamerapose (Rotation und Translation) wird relativ zu passiven Markern bestimmt, welche hier als planares Schachbrettmuster realisiert sind.

<sup>4</sup> Hier werden Konturen, sowie Unterkonturen (z.B. Löcher), als Kettencodes hierarchisch gruppiert vorgehalten.

<sup>5</sup> Die Kontur mit maximaler Fläche wird hier als Hand interpretiert.

<sup>6</sup> Das zweidimensionale Handmodell enthält, neben der Handkontur und der berechneten konvexen Hülle, die Bildpositionen der gefundenen Fingerspitzen, die Positionen der Konturpunkte mit maximalem Abstand zur konvexen Hülle, sowie Angaben zu Position und Ausrichtung einer Bounding Box (siehe Abb. 3).

<sup>7</sup> Geprüft wird die Vereinbarkeit mit heuristischen Modellannahmen, wie z.B. die Anzahl detektierter Finger, Abstände der Fingerspitzen zur Handfläche etc.

<sup>8</sup> Die Aufstellung des 3D-Modells geschieht aufgrund der Disparität gefundener Objektpunkte und ist entsprechend ungenau.

## 4 Diskussion

Das hier vorgestellte VR-System zeigt sich als geeignet für die benötigten fMRT-Untersuchungen und kann gegebenenfalls auch für andere Anwendungen eingesetzt werden.

Der erste Prototyp eines AR-Heimtrainers konnte erfolgreich realisiert und getestet werden. Mit dem beschriebenen System können Patienten regelmäßiges Training, in Form eines entwickelten Katalogs spezieller Übungen, selbständig durchführen, welche gezielt eine Identifikation mit der gespiegelten Hand hervorrufen sollen. Dies wird im Gegensatz zu bestehenden Systemen (z.B. [7], [8]) durch die immersive Egoperspektive, die Vermeidung haptischen Feedbacks und Interaktionsmöglichkeiten mit virtuellen Objekten erreicht. Die AR-Darstellung der Hand ermöglicht beliebige Handstellungen, da keine als Computergrafik modellierte, sondern die tatsächliche Hand eines Patienten im gespiegelten Videobild ausgeschnitten und gezeigt wird. Insgesamt zeigt sich die stereoskopische Darstellung der erweiterten Realität aus der Egoperspektive in diesem Zusammenhang als vielversprechender, neuartiger Ansatz zur Phantomschmerztherapie. Wir erwarten eine hohe Akzeptanz des AR-Systems gegenüber bestehenden Varianten, welche sich in einer hohen Nutzungshäufigkeit zeigen wird. Die AR-Software kann durch Parallelisierung und Optimierung weiter beschleunigt werden. Das Ziel sollte eine höhere Framerate von 60Hz bei einer Kameraauflösung von 800x600 im Stereobetrieb sein. Durch den Einsatz neuer, verbesserter CMOS-Sensoren mit einer von 8 auf 12Bit gesteigerten Farbauflösung ist eine Verbesserung der Handsegmentierung zu erwarten, insbesondere vor komplexen Hintergründen.

Prinzipiell ist zukünftig eine mobile bzw. in den Alltag der Patienten integrierte Nutzung des AR-Systems durch Miniatursierung der technischen Komponenten denkbar.

Bei der nun folgenden praktischen Nutzung der beiden Systeme im Rahmen der genannten Studie wird sich herausstellen, welche weiteren Modifikationen für einen Routineeinsatz notwendig sind. Darüber hinaus wird geprüft werden, welche technischen Parameter, wie z.B. zeitliche Verzögerung oder selektive Ausblendungen für einen gesteigerten Trainingseffekt relevant sind.

## 5 Referenzen

- [1] JENSEN, TS. ; KREBS, B. ; NIELSEN, J. ; RASMUSSEN, P.: *Immediate and long-term phantom limb pain in amputees: incidence, clinical characteristics and relationship to pre-amputation limb pain*. In: *Pain* (1983), Nr. 21, S. 267-278
- [2] ELBERT, T. ; FLOR, H. ; BIRBAUMER, N. ; KNECHT, S. ; HAMPSON, S. ; LARBIG, W. ; TAUB, E.: *Extensive reorganization of the somatosensory cortex in adult humans after nervous system injury*. In: *NeuroReport* (1994), Nr. 5, S. 2593-2597
- [3] FLOR, H. ; ELBERT, T. ; KNECHT, S. ; WIENBRUCH, C. ; PANTEV, C. ; BIRBAUMER, N. ; LARBIG, W. ; TAUB, E.: *Phantom-limb pain as a perceptual correlate of cortical reorganization following arm amputation*. In: *Nature* (1995), Nr. 375, S. 482-484
- [4] LOTZE, M. ; GRODD, W. ; BIRBAUMER, N. ; ERB, M. ; HUSE, E. ; FLOR, H.: *Does use of a myoelectric prosthesis reduce cortical reorganization and phantom limb pain?* In: *Nat Neuroscience* (1999), Nr. 2, S. 501-502
- [5] CHAN, BL. ; WITT, R. ; CHARROW, A. P. ; MAGEE, A. ; HOWARD, R. ; PASQUINA, PF. ; HEILMAN, K. M. ; TSAO, J. W.: *Mirror therapy for phantom limb pain*. In: *N Engl J Med* (2007), Nr. 357, S. 2206-2207
- [6] MURRAY, C. D. ; PETTIFER, S. ; HOWARD, T. ; PATCHICK, E. L. ; CAILLETTE, F. ; KULKARNI, J. ; BAMFORD, C.: *The treatment of phantom limb pain using immersive virtual reality*. In: *Three case studies Disability and Rehabilitation* (2007), Nr. 29(18), S. 1465 – 1469
- [7] O'NEILL, K., DE PAOR, A., MACLACHLAN, M., MCDARBY, G.: *An Investigation into the Performance of Augmented Reality for Use in the Treatment of Phantom Limb Pain in Amputees*. In: *7th European Conference for the Advancement of Assistive Technology in Europe*, Dublin, Ireland, September 1-3, 2003
- [8] EYNARD, L., MEYER A., BOUAKAZ S.: *Virtual arm for the phantom pain therapy*, International Conference on Machine Intelligence (ACIDCA-ICMI), Nov. 2005
- [9] DIERS, M. ; CHRISTMANN, C. ; KOEPPE, C. ; RUR, M. ; FLOR, H.: *Mirrored, imagined and executed movements differentially activate sensorimotor cortex in amputees with and without phantom limb pain*. In: *Pain* (2010), Nr.149, S. 296-304
- [10] BECK, L. ; WOLTER, M. ; MUNGARD, N. ; KUHLEN, T. ; STURM, W.: *Combining Virtual Reality and Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI): Problems and Solutions*. In: *Lecture Notes in Computer Science*, Volume 4799, (2007), S. 335-348
- [11] BILRO, L. ; PINTO, J. L. ; OLIVEIRA, J. ; NOGUEIRA, R.: *Gait monitoring with a wearable plastic optical sensor*. In: *Sensors*, 2008 IEEE (2008), S. 787-790
- [12] DUH, H. B. L. ; LIN, J. J. W. ; KENYON, R. V. ; PARKER, D. E. ; FURNESS, T. A.: *Effects of Field of View on Balance in an Immersive Environment*. In: *Proceedings of IEEE Reality* (2001), Yokohama, Japan, S. 235-240
- [13] OLIVEIRA, V. A. ; CONCI, A.: *Skin Detection using HSV color space*. In: *Sibgrapi* (2009), Nr. 12
- [14] ALBIOL, A. ; TORRES, L. ; DELP, E. J.: *Optimum Color Spaces for Skin Detection*. Politechnic University of Valencia, Spain, Politechnic University of Catalonia, Spain, Purdue University, USA, 2001





# VR-Map: A New Device for Patient Registration and Optimal Robot Positioning

Andrea Schwier, Rainer Konietzschke, Tim Bodenmüller, Tobias Ende, Simon Kielhöfer, Gerd Hirzinger

Institute of Robotics and Mechatronics, German Aerospace Center (DLR), Wessling, Germany

Kontakt: [andrea.schwier@dlr.de](mailto:andrea.schwier@dlr.de)

## Abstract:

*Optimal robot positions for a specific robot-assisted surgery can be preoperatively planned based on patient specific data. Immediately before the intervention in the operating room (OR), a registration needs to be done to reference the patient in the OR with the preoperative data. The optimal robot base positions then need to be localized in the OR. The goal of the work presented here is to speed up and facilitate these steps. This is achieved by use of the VR-Map, a newly developed integrated device for registration and localization that can be mounted onto a robot. Thus, no additional tracking hardware is required and the data is measured in the robot coordinate system. In this paper the hardware design of the device and the integration into the intra-operative planning of the DLR MiroSurge setup are described. Finally, first results are shown that demonstrate VR-Map's accuracy and ease of handling.*

*Keywords: Registration, Localization, Intraoperative Setup Assistance, OR projector*

## 1 Introduction

Robot-assisted surgery requires a preoperative planning of the intervention, e.g. based on MRI or CT data. In order to transfer preoperatively planned data into the operating room (OR), registration is necessary as well as a method to localize the planned data in the OR. This data may comprise e.g. entry point positions into the human body in case of minimally invasive interventions or cutting trajectories for osteotomies. Additionally, the robots have to be optimally positioned relative to the patient and with respect to the planned intervention.

Various methods were proposed to handle patient registration, see e.g. [1]. In former studies we showed markerless patient registration with a handheld 3D-scanner device [3] to perform sufficiently accurate for referencing planning data in robotic surgery.

Augmented reality systems as presented in [2] serve to localize planning results in the OR. Our group developed the so called AutoPointer [4] for localization of the preoperatively planned data by using a handheld laser projector device.

In our former studies, an optical tracking system measured the pose of the scanner system and the laser projector. However, this setup had several disadvantages. Firstly, an additional tracking system has to be setup in the OR, requiring additional space. Secondly, since the intervention is performed by remotely controlled robots, the measured data has to be transferred to the robot coordinate system. Therefore, the tracking system has to be calibrated to the robot, either by measuring tactile reference points or by using known reference markers on the table. This decreases the overall accuracy of the setup, since the pose error of both, the tracking and the robot are concerned.

This work presents an integrated device for registration and localization that can be mounted onto a robot, the so called VR-Map device. Thus, no additional tracking hardware is required and the data is measured in the robot coordinate system. In this paper the hardware design of the device and the integration into the intra-operative planning of the DLR MiroSurge setup [5] are described and first results are shown. A discussion concerning accuracy and further improvements closes the paper.

## 2 Hardware Design

In the following, the design and implementation of an integrated device for the mapping between virtual planning data and the real surgery system (VR-Map) is discussed that can be used either mounted onto a robot or hand guided. It incorporates two functionalities: registration of patients for medical applications and laser projection to project symbols and trajectories onto the patient's body or the OR table.

## 2.1 Design Considerations

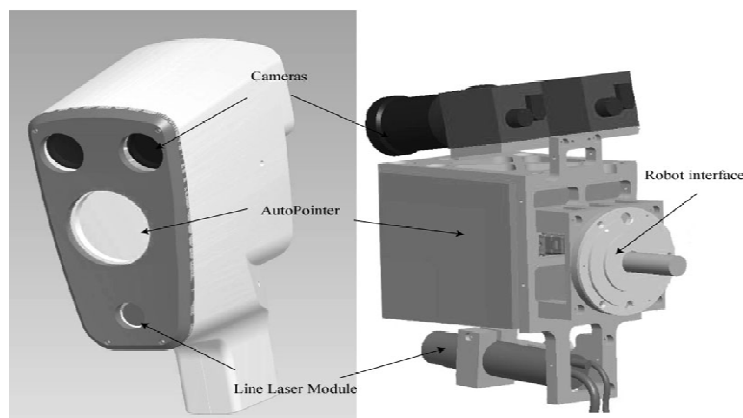
A basic requirement for the design of the VR-Map is a light-weight and compact design to stay below 3 kg, which is the maximum payload of the MIRO medical robots used in the MiroSurge scenario. A compact design is important to guide the robot-mounted device by hand.

The VR-Map device should provide a sensor for 3D surface digitization and subsequent registration. In former work [1], different sensor principles were tested. Here, an active scanner system, similar to the laser stripe profiler (LSP) [6], should be used, since it is more robust to changes in environment lighting than a passive system. It consists of a laser beam that illuminates a stripe on the surface and a camera that records its reflection. The 3D position of different points contained both in stripe and on the surface may readily estimated by means of image processing algorithms followed by triangulation – provided a calibrated system [7]. The design should also provide a stereo vision system for further research.

For localizing the virtual planned object in the real scene, a laser projector needs to be integrated, that allows for drawing symbols and trajectories onto patient and OR table, as already shown in [4].

## 2.2 VR-Map Implementation

The implementation of the VR-Map system integrates two AVT Guppy F-046C Firewire cameras with Pentax lenses ( $f=6\text{mm}$ ), a Scanlab ScanCube 7 laser projector, and a laser-line module with 650 nm wavelength, 5 mW laser power, and  $60^\circ$  opening angle. The weight of the system is 1,3kg. Its dimension is 242.5 mm x 100 mm x 140 mm. The mechanical concept of the system is shown in Figure 1.



**Figure 1: Mechanical concept and components of the VR-Map with and without casing.**

The cameras are tilted by  $10^\circ$  and have a base distance of 55 mm, which is a trade-off between perspective difference and range precisions. The laser-line module is separately inclinable ( $0-10^\circ$ ) for different measurement ranges. At a laser-beam tilt angle of  $5^\circ$ , this results in a minimum scan distance of about 138 mm.

The main component of the AutoPointer is a ScanCube 7 laser projector. Its position-controlled high speed gyro-scanners deflect a laser beam in two axes. Hence, it can project complex cutting trajectories and multiple symbols at the same time.

The casing is designed to fulfill the main criteria of ideal handling: it protects the technical components, while keeping dimensions as slim as possible. The shape minimizes the risk of collisions with the robot as well as squeezing of the fingers between the scanner and the robot. An integrated handle guides the cable and directs it away from the hands to avoid disturbances. It is placed close to the TCP to allow precise manipulation of the device. A mechanical interface for the DLR MIRO magnetic mount is attached on the rear side.

## 3 Results

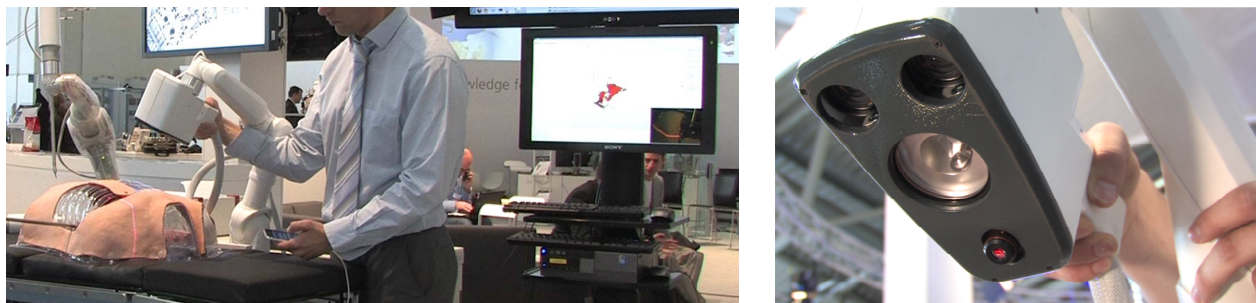
The VR-Map device is successfully integrated into the intra-operative planning setup of MiroSurge. After computer assisted planning of the surgery based on CT/MRI data, an algorithm calculates optimal positions of robot bases and entry points into the patient. The next steps of the workflow that involve the VR-Map device to transfer the planning results into the OR are explained more in detail in the following.

### 3.1 Registration of 3D surfaces

The cameras and laser-line projector are used to generate stripes of range data at a rate of 25 Hz, using the laser stripe profiler (LSP) [6] method of the DLR multisensory 3D-Modeler [7]. The intrinsic parameters of the scanner system (i.e. camera model and laser plane) are calibrated once, using a high precision pose sensor (e.g. a measurement arm) [6]. Thus, only a fast extrinsic eye-in-hand recalibration is performed with the respective MIRO robot, using the calde/callab toolkit [10]. This enables flexible change of robots and fast verification of the calibration.

The range data is merged with the poses of the MIRO robot and iteratively integrated into a 3D surface model during the data acquisition [11]. After scanning, the measured 3D-model is registered with the preoperative data using a feature based registration method and can be instantly displayed in the intra-operative planning display.

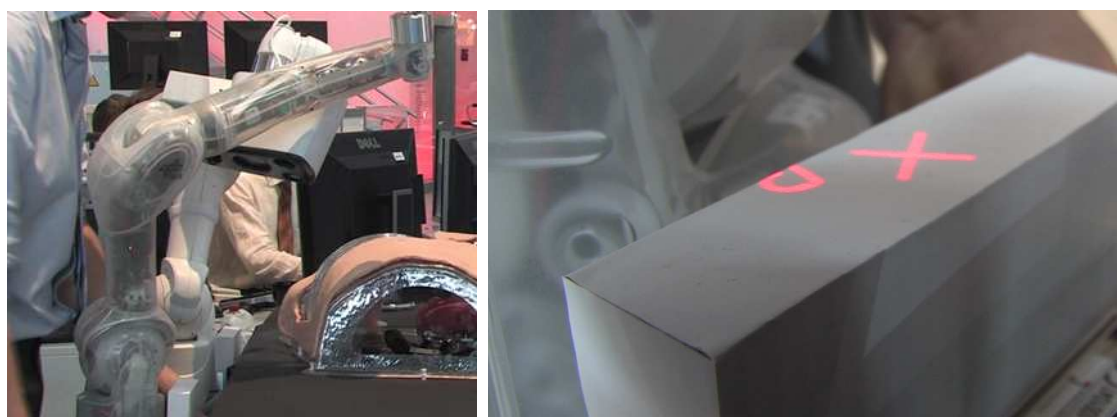
Registration determines the pose of the patient relative to the OR table and the MIRO robot holding the VR-Map. The MIRO robots are attached to the OR table and can be freely positioned only along its rails. These restrictions were unknown in the preoperative phase. Therefore an additional optimization needs to be done once the patient pose is clarified to comply with the positioning restrictions. Since this optimization only slightly alters the previous optimization results, it is computed in just a few seconds.



**Figure 2: Scanning of the patient: The VR-Map is attached to the robot (left) and guided by hand to scan the patient surface (right). A meshed surface is generated online (display in left image).**

### 3.2 Localizing robots and planned data

The MIRO robot holding the VR-Map is used to project the setup data onto patient and OR table. The device is guided by hand such that it coarsely points towards the area where data needs to be positioned. The integrated AutoPointer automatically controls its mirror positions so that the data is projected to the predetermined positions. Figure 3 (left) shows the MIRO robot in the back holding the VR-Map while it projects the optimal base position for the MIRO robot in the front. A close-up of the projected dagger sign is shown on the right of Figure 3. The robot is then manually positioned according to the projected information.



**Figure 3: Projection of the optimal robot base position: a dagger sign (right) is projected towards the robot base of the transparent Miro robot (left) to show the optimal setup position.**

## 4 Discussion and Outlook

The concepts of the VR-Map device have a very high potential to simplify the workflow of accurately transferring planning data of robot-assisted surgeries into the OR. The device can be attached to the MIRO robots using their standard magnetic coupling, and both scanning and localization can be accomplished within minutes.

As concerns the device's accuracy, the main source of inaccuracy is the position data coming from the robot controller and required to calculate the pose of the VR-Map. Due to their light weight design, the MIRO robots are less stiff compared to standard industrial robots. It is therefore essential to comprehensively calibrate the robot to include compensation of elastic deformations induced by the weight of the system and the forces applied when touching and moving the device. Currently, accuracy in scanning and localization is below 5 mm, and an accuracy increase towards 1.5 mm seems feasible by improving the robot calibration. To further support the pose determination, self localization methods as presented in [12] could be exploited by the stereo camera system of the VR-Map.

The size of the device may be further reduced in the future, as development of laser projectors unceasingly provides smaller devices. If the prospective electronic will be smaller, a survey will be conducted in order to further optimize ergonomics and intuitive handling. Moreover, further research on robust passive 3D digitization methods, e.g. binocular stereo reconstruction, would allow for removing the laser-line from the system.

## 5 References

- [1] M.A. Audette, F.P. Ferrie, T.M. Peters: *An Algorithmic Overview of Surface Registration Techniques for Medical Imaging*. In: Medical Image Analysis, 1999.
- [2] T. Sielhorst, M. Feuerstein, and N. Navab: *Advanced Medical Displays: A Literature Review of Augmented Reality*. J. Display Technol. 4, 451-467, 2008.
- [3] R. Konietschke, A. Busam, T. Bodenmüller, T. Ortmaier, M. Suppa, J. Wiechnik, T. Wetzel, G. Eggers, G. Hirzinger, and R. Marmulla: *Accuracy Identification of Markerless Registration with the DLR Handheld 3D-Modeller*. In Medical Applications, Tagungsband der 6. Jahresstagung der Deutschen Gesellschaft für Computergestützte Chirurgie, 11.-13.10.2007.
- [4] R. Konietschke, A. Knöferle, and G. Hirzinger: *The AutoPointer: A New Augmented-Reality Device for Transfer of Planning Data into the Operation Room*. In Proceedings of the 21st International Congress and Exhibition of Computer Assisted Radiology and Surgery, (Berlin, GERMANY), June 2007.
- [5] U. Hagn, R. Konietschke, A. Tobergte, M. Nickl, S. Jörg, B. Kuebler, G. Passig, M. Gröger, F. Fröhlich, U. Seibold, L. Le-Tien, A. Albu-Schäffer, A. Nothelfer, F. Hacker, M. Grebenstein, and G. Hirzinger: *DLR MiroSurge - A Versatile System for Research in Endoscopic Telesurgery*. In: International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 2009.
- [6] K. H. Strobl, E. Wahl, W. Sepp, T. Bodenmüller, J.F. Sera, M. Suppa, and G. Hirzinger: *The DLR Hand-guided Device: The Laser-Stripe Profiler*. In Proc. of Int. Conference on Robotics and Automation ICRA, New Orleans, 2004.
- [7] M. Suppa, S. Kielhöfer, J. Langwald, F. Hacker, K. Strobl, and G. Hirzinger: *The 3D-Modeller: A Multi-Purpose Vision Platform*. In: Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA, Rome (Italy), 2007.
- [8] R. Konietschke, A. Busam, T. Bodenmüller, T. Ortmaier, M. Suppa, J. Wiechnik, T. Wetzel, G. Eggers, G. Hirzinger, and R. Marmulla: *Potential, Limitations and Challenges of Markerless Registration with the DLR 3D-Modeller in Medical Applications*. In: Proceedings of CARS 2007 . 21st International Congress and Exhibition, Berlin, 2007.
- [9] K.H. Strobl and G. Hirzinger: *More Accurate Camera and Hand-Eye Calibrations with Unknown Grid Pattern Dimensions*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA, Pasadena, CA, USA, May 2008, pp. 1398-1405.
- [10] K.H. Strobl, W. Sepp, S. Fuchs, C. Paredes, and K. Arbter: *DLR CalDe and DLR CalLab*. Institute of Robotics and Mechatronics, German Aerospace Center (DLR). Oberpfaffenhofen, Germany. [Online]. <http://www.robotic.dlr.de/callab/>
- [11] T. Bodenmüller: *Streaming Surface Reconstruction from Real Time 3D Measurements* [online], Technische Universität München, Diss. 2009 [accessed 5.7.2010] <http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn:nbn:de:bvb:91-diss-20091019-795498-1-5>
- [12] E. Mair, K. Strobl, M. Suppa, and D. Burschka: *Efficient Camera-Based Pose Estimation for Real-Time Applications*. In Proceedings of the International Conference on Intelligent Robots and Systems IROS, St. Louis, USA, 2009.

# Mini-Projektor basierte Augmented Reality für medizinische Anwendungen

J.-P. Kobler<sup>1</sup>, A. Hussong<sup>1</sup>, T. Ortmaier<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Gottfried Wilhelm Leibniz Universität Hannover, Institut für Mechatronische Systeme, Hannover, Deutschland

Kontakt: jan-philipp.kobler@imes.uni-hannover.de

## Abstract:

*Der vorliegende Beitrag beschreibt ein neuartiges, handgeführtes, projektorbasiertes Augmented-Reality-System für medizinische Anwendungen. Die Komponenten des Systems ermöglichen die lagerichtige Projektion visueller Informationen in Echtzeit unmittelbar auf die Oberfläche eines Patienten, wobei Nachteile konventioneller Augmented-Reality-Ansätze vermieden werden. Bedingt durch die zunehmende Miniaturisierung kommerziell verfügbarer Projektoren konnte ein kompakter Aufbau realisiert werden, der sowohl die klinischen Anforderungen hinsichtlich Dynamik und Genauigkeit der projizierten Informationen als auch den Wunsch nach flexibler Handhabbarkeit erfüllt. Ein optisches Navigationssystem dient der Erfassung der Lage des Projektors und der Projektionsfläche, also des Patienten. Das System eignet sich zur Visualisierung medizinischer Bilddaten wie beispielsweise der Lage anatomischer Strukturen oder Operationsplänen. Ferner kann das System zur Darstellung von Navigations- und Ausrichtungsanweisungen für chirurgische Instrumente verwendet werden.*

*Schlüsselworte: Projektorbasierte Augmented Reality, medizinische Visualisierung, chirurgische Navigation*

## 1 Problem

Im Rahmen moderner chirurgischer Eingriffe steht dem Operateur ein umfangreicher Bestand an patientenspezifischem, medizinischem Datenmaterial zur Verfügung. Dieses wird heutzutage beispielsweise im Umfeld der sog. image guided surgery (IGS) eingesetzt. Dabei werden dem Arzt durch den Einsatz von Navigationssystemen die Lagen chirurgischer Instrumente relativ zum Patienten in präoperativen Bilddatensätzen visualisiert oder anhand eines bildgestützt erstellten Operationsplanes konkrete Ausrichtungsanweisungen gegeben. Zudem können in den Bilddaten spezielle Zusatzinformationen angezeigt werden, wie beispielsweise Gewebearten, Schnitt- und Bohrmarkierungen oder auch Risikostrukturen.

Nachdem sich derartige Systeme zunehmend etablieren, verbleibt die größte Herausforderung in der Wahl einer geeigneten, dem operativen Umfeld angepassten Darstellungsweise. Aktuell werden im klinischen Umfeld primär Monitor-Systeme eingesetzt. Problematisch ist dabei einerseits, dass eine Vielzahl von visuellen Informationen simultan angezeigt wird. Der Chirurg muss den Umgang mit derartigen Systemen daher zunächst trainieren. Andererseits gerät der Patient durch die Konzentration des Chirurgen auf einen Monitor aus dem Fokus. Der Blickwechsel zwischen Patient und Monitor führt zudem zu schneller Ermüdung sowie einem Verlust der Genauigkeit. Erschwerend kommt hinzu, dass eine Hand-Auge-Koordination nicht intuitiv möglich ist [5]. Zusammen mit der anspruchsvollen Führung des chirurgischen Mikro-Instrumentariums resultiert eine erhebliche Belastung des Chirurgen während des Eingriffs.

Zum Zwecke einer Optimierung der Darstellungsweise von Informationen sind daher Augmented-Reality-Ansätze Gegenstand aktueller Forschungen. Ziel ist dabei die Visualisierung von Daten unmittelbar im Blickfeld des Chirurgen. Dieser Ansatz basiert auf einer simultanen Darstellung der Realität, also des Patienten, und zusätzlicher visueller Informationen. Charakteristisch ist in diesem Zusammenhang, dass reale und virtuelle Objekte bezüglich ihrer Lage in Beziehung gesetzt werden [3].

Im medizinischen Umfeld werden derzeit primär zwei Arten von Augmented-Reality-Systemen erprobt. Einerseits erfolgt die Anzeige von Zusatzinformationen unter Verwendung von sogenannten Head-Mounted-Displays (HMD) [4] oder See-Through-Devices (STD) [8]. Bei ersteren handelt es sich um visuelle Ausgabegeräte, die am Kopf fixiert werden und Informationen mit Hilfe von transparenten, augennahen Bildschirmen darstellen. Möglich ist auch eine Projektion direkt auf die Netzhaut. Diese Technologie ist jedoch nicht frei von Nachteilen: Der Chirurg wird durch ein üblicherweise kabelgebundenes, kopf-fixiertes System in seiner Bewegungsfreiheit stark eingeschränkt. Zudem führt der ständige Fokuswechsel, bedingt durch den augennahen Monitor, zu schneller Ermüdung. Nachteilig ist auch, dass die eingeblendeten Zusatzinformationen ausschließlich von der Person wahrgenommen werden können, die das HMD trägt

- typischerweise der operierende Chirurg. Ähnliche Eigenschaften haben auch Augmented-Reality-Systeme, die auf beweglichen, halbdurchsichtigen Displays basieren (STD).

Ein zweiter Ansatz zur Realisierung von Augmented Reality basiert auf dem Einsatz von Projektoren. Dabei werden Zusatzinformationen unmittelbar auf den Patienten projiziert. Vorteilhaft ist, dass die Projektion von allen am chirurgischen Eingriff beteiligten Personen erkennbar ist. Die für den medizinischen Einsatz konzipierten Systeme basieren oft auf stationär oberhalb des Patienten montierten Projektoren. Problematisch sind dabei Abschattungen des projizierten Bildes, die beispielsweise entstehen, wenn sich der Chirurg über den Patienten beugt.

Das hier vorgestellte System greift die Vorteile der projektorbasierten Augmented-Reality-Systeme auf und umgeht den Nachteil der Abschattung durch ein kompaktes, mobiles und handgeführtes Konzept, das im Folgenden vorgestellt wird.

## 2 Methoden

Das handgeführte Augmented-Reality-System besteht aus einer CCD-Kamera (uEye, UI-2250SE-C, im Folgenden mit dem Index K abgekürzt), die der Kalibrierung des Systems dient, und einem Projektor (aaxa, P2, Index P). Diese Komponenten sind an einem Handgriff befestigt, an dem sich zusätzlich Navigationsmarker (TP) zur Lokalisation des Handgeräts mit Hilfe eines optischen Navigationssystems (Advanced Realtime Tracking, ARTtrack 2, Index ART) befinden. Abbildung 1 zeigt das Handgerät.

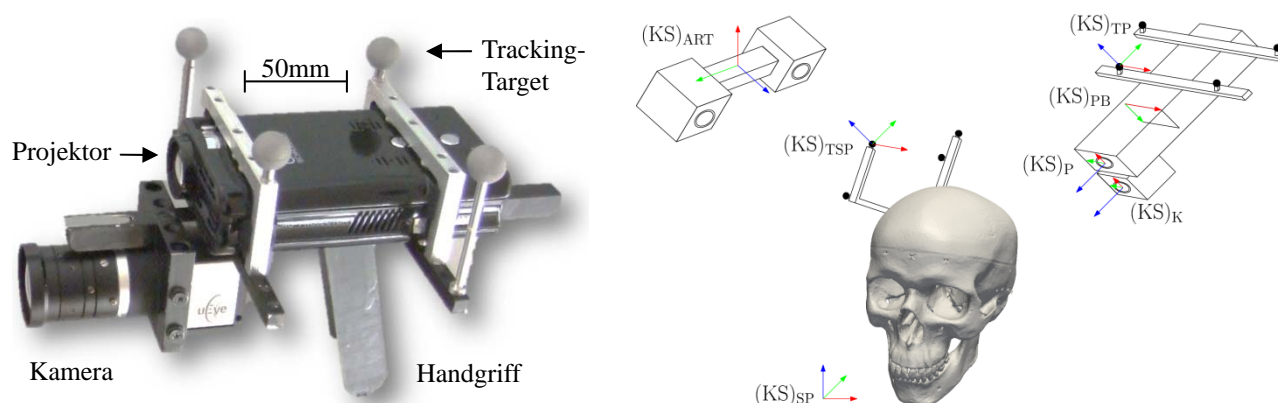


Abb.1 : Projektor-basiertes, handgeführtes Augmented-Reality-System (links), Skizze des Aufbaus zur lagerichtigen Projektion der Lage von Blutgefäßen sowie relevante Koordinatensysteme (rechts)

Zur lagerichtigen Projektion von Bildinformationen auf den Patienten muss zusätzlich dessen Lage bezüglich des Augmented-Reality-Systems bekannt sein. Daher ist ein weiteres Tracking Target am Patienten (TSP) angebracht, so dass auch die Lage des Patienten mit Hilfe des optischen Navigationssystems bestimmt werden kann. Einen beispielhaften Aufbau unter Verwendung eines Schädel-Phantoms (SP) sowie die relevanten Koordinatensysteme zeigt Abbildung 2.

Die Software zur Ansteuerung des Projektors und zur Berechnung des Projektorbildes ist in C++ verfasst. Die implementierte Visualisierungs-Pipeline des Systems basiert auf den quelloffenen Bibliotheken OpenCV (Bildverarbeitung) [1] und VTK (3D-Rendering) [2] und ermöglicht die unkomplizierte Erstellung der zu projizierenden Bilddaten.

Mathematisch können sowohl Kamera als auch Projektor durch das Lochkameramodell beschrieben werden. Dabei wird der Projektor als inverse Kamera aufgefasst. Die Kalibrierung des Augmented-Reality-Systems erfordert die folgenden Schritte:

1. Kalibrierung der Kamera zur Bestimmung der intrinsischen Kameraparameter sowie der Linsenverzeichnungen nach Zhang [9].
2. Kalibrierung des Kamera-Projektor-Systems mit Hilfe der kalibrierten Kamera, nach Falcao [6], zur Bestimmung der intrinsischen Projektorparameter sowie der Lage der Kamera bezüglich des Projektors.
3. Hand-Auge-Kalibrierung zur Bestimmung der Lage des am Augmented-Reality-System befestigten Tracking-Targets bezüglich der Kamera. Damit kann die Lage des Tracking-Targets bezüglich des Projektors berechnet werden.

Die beschriebene Systemkalibrierung ist einmalig vorzunehmen.

Das System ist für eine Vielzahl von Anwendungsbereichen flexibel einsetzbar. Beispielhaft sollen im Folgenden zwei Applikationen vorgestellt werden: Die lagerichtige Projektion von Risikostrukturen am Beispiel eines Blutgefäßes sowie die Projektion von Ausrichtungsanweisungen beispielsweise zur Durchführung einer Punktion oder Biopsie.



Mit Hilfe des Projektors soll die Lage eines an der Schädelinnenseite gelegenen Blutgefäßes von außen lagerichtig auf den Schädel projiziert werden. Zu diesem Zweck wird ein CT-Scan eines Schädelphantoms durchgeführt, an dessen Innenseite der Verlauf des Blutgefäßes angedeutet ist. Im Rahmen einer präoperativen Planungsphase wird das zu visualisierende Blutgefäß im CT-Datensatz segmentiert. Zur lagerichtigen Projektion dieser anatomischen Risikostruktur ist die Transformationsvorschrift gesucht, die den Zusammenhang zwischen segmentierten CT-Daten (SP) und Projektorbild (PB) beschreibt.

Zur Bestimmung des Zusammenhangs zwischen dem am Phantom befestigten Tracking-Target (TSP) und dem CT-Datensatz (SP) kann eine punktbasierte Registrierung unter Verwendung natürlicher oder künstlicher Landmarken durchgeführt werden. Anschließend wird mit Hilfe des optischen Navigationssystems die gesuchte Transformationsvorschrift zwischen Projektorbild und CT-Datensatz des Phantoms bestimmt und in Echtzeit aktualisiert.

Bezogen auf das bereits beschriebene Beispiel wird das Projektorbild wie folgt berechnet: Basierend auf dem CT-Datensatz des Patienten wird der Verlauf des zu visualisierenden Blutgefäßes durch eine Punktmenge charakterisiert. Die Punkte, deren Lage im Raum vom Navigationssystem gemessen wird, werden unter Anwendung der Modellgleichungen des Projektors und unter Berücksichtigung der Linsenverzeichnungen in das Projektorbild transformiert. Die resultierenden Pixelwerte werden linear interpoliert, wodurch ein Polygonzug entsteht, der den rekonstruierten Verlauf des Blutgefäßes repräsentiert. Die Projektion des auf diese Weise berechneten Projektorbildes liefert eine lagerichtige Darstellung des Blutgefäßes auf der Schädeldecke des Phantoms, die zyklisch auf Basis der Lageinformationen des optischen Navigationssystems aktualisiert wird. Dies zeigt Abbildung 2.

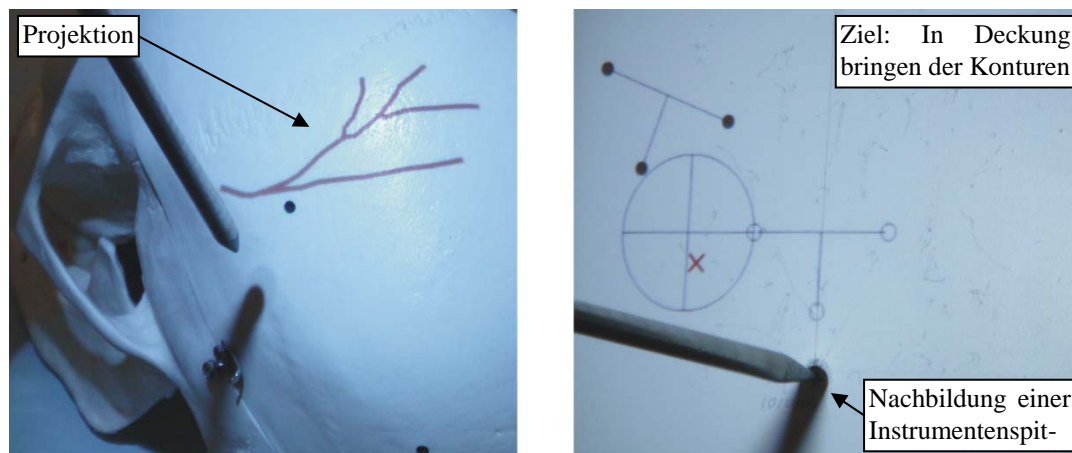


Abb.2 : Lagerichtige Projektion der Lage eines Blutgefäßes auf ein Schädelphantom (links), Darstellung von Ausrichtungsanweisungen für chirurgische Instrumente (rechts)

Das beschriebene Verfahren ist unabhängig von der Art der zu visualisierenden Struktur. Denkbar ist auch die Darstellung weiterer medizinischer Planungsdaten wie beispielsweise Schnitt- und Bohrmarken sowie Bereiche mit bestimmten Materialeigenschaften.

Neben dem beschriebenen Beispiel ist es mit Hilfe des Augmented-Reality-Systems möglich, Bilddaten, wie beispielsweise Texturen, lagerichtig auf die Oberfläche des Patienten zu projizieren. Sofern die Kontur dieser nichtplanaren Oberfläche bekannt ist, kann das zu projizierende Bild unter Anwendung einer elastischen Transformation, in diesem Fall einer Thin-Plate-Spline-Transformation, entsprechend verzerrt werden.

Als zweite Beispielapplikation soll die Verwendung des Systems zur Projektion von Anweisungen zur Positionierung und Ausrichtung eines medizinischen Instrumentes vorgestellt werden. So kann beispielsweise die Insertion von Biopsienadeln, die im CT-gesteuerten Fall mit einer hohen Strahlenbelastung des Patienten und insbesondere des Ausführenden verbunden sein kann [7], deutlich vereinfacht werden: Ein Werkzeug zum Vorschieben der Nadeln wird am beschriebenen Augmented-Reality-System befestigt. Durch eine geeignete Registrierung kann die Lage der Nadel im Insertionswerkzeug bezüglich des Patienten mit Hilfe des optischen Navigationssystems gemessen werden. Auf Basis eines präoperativen Planungsdatensatzes des Patienten kann die optimale Lage der Biopsienadel spezifiziert werden. Das Augmented-Reality-System ermöglicht dann eine Visualisierung der Abweichung zwischen Ziel- und Ist-Orientierung des Werkzeugs relativ zum Patienten. Bei der Wahl einer geeigneten grafischen Darstellungsweise wird zwischen der Positionierung und der Orientierung des Systems unterschieden. Es wird angenommen, dass das Werkzeug zunächst an der Insertionsstelle aufgesetzt und anschließend ausgerichtet wird. Die Messung des Abstands zwischen Werkzeugschpitze und Patient ermöglicht ein Umschalten zwischen der Projektion von Positionierungs- und Orientierungsanweisungen, wenn das Instrument an der Insertionsstelle aufgesetzt wird. Sobald das System vom Chirurgen entsprechend der Ziellage ausgerichtet ist, kann der Insertionsvorgang mit Hilfe des Werkzeugs durch Vorschieben der Nadel erfolgen. Die gewählte Darstellungsweise für Ausrichtungsanweisungen ist in Abbildung 2 dargestellt.

### 3 Ergebnisse

Zur Evaluation des vorgestellten Augmented-Reality-Systems wurden Untersuchungen zur Bestimmung der Projektionsgenauigkeit und des Zeitverhaltens, charakterisiert durch die Aktualisierungsfrequenz der projizierten Informationen, angestellt. Die Genauigkeit der Projektion beträgt, gemittelt über das Projektorbild, rund  $0,5 \pm 0,4\text{mm}$  (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung) und liegt damit auf hohem Niveau. Sie wurde durch Projektion auf eine planare Fläche mit definiertem Raster bestimmt, deren Lage mit Hilfe des optischen Navigationssystems gemessen wurde. Es ist anzumerken, dass die Projektionsgenauigkeit, bedingt durch nicht vollständig kompensierte Linsenverzeichnungen des Projektors, in der Mitte des Projektorbildes sehr hoch ist, und hin zu den Ecken abnimmt. Die Berechnung des Projektorbildes erfolgt für sämtliche beschriebenen Anwendungsfälle mit 60fps, begrenzt durch das optische Navigationssystem. Das Augmented-Reality-System ist mit einer ebenfalls primär durch das optische Navigationssystem bestimmten Totzeit von 100ms behaftet, die für medizinische Anwendungen grundsätzlich als unkritisch angesehen werden kann.

Weiterhin wurde unter Einbeziehung von sieben Probanden, die das System im Vorfeld nicht kannten, eine Studie durchgeführt, die der Ermittlung von Kenngrößen bei der Positionierung und Ausrichtung einer Instrumentenspitze auf Basis von projizierten Informationen diene. Im Rahmen von insgesamt 210 Versuchen gelang die Positionierung der Instrumentenspitze mit einer Genauigkeit von  $1,6 \pm 0,9\text{mm}$  (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung) und war im Mittel zwei Sekunden nach Anzeige der Zielposition abgeschlossen. Die anschließende Ausrichtung der Instrumentenspitze erfolgte mit einer mittleren Genauigkeit von  $0,3 \pm 0,3^\circ$  (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung) und nahm weitere sieben Sekunden in Anspruch.

### 4 Diskussion

Das handgeführte, projektorbasierte Augmented-Reality-System ermöglicht die lagerichtige Darstellung medizinischer Planungsdaten auf der nichtplanaren Oberfläche des Patienten sowie die Anzeige von Anweisungen zur Ausrichtung chirurgischer Instrumente. Dabei werden Nachteile von monitorbasierten Darstellungskonzepten sowie konventionellen Augmented-Reality-Ansätzen vermieden.

Die erreichte Projektionsgenauigkeit ist auf eine sorgfältige Kalibrierung der Systemkomponenten zurückzuführen. Unter Berücksichtigung der zahlreichen Fehlerquellen (Kalibrierung, optische Navigation, punktbasierte Registrierung) muss im Worst-Case mit einer geringeren Projektionsgenauigkeit gerechnet werden.

Das System in der beschriebenen Form eignet sich ausschließlich zur Darstellung oberflächennaher, anatomischer Strukturen. Bei größerer Tiefe des Objektes unterhalb der Projektionsfläche lokalisiert der Chirurg die visualisierte Struktur in Abhängigkeit seines Blickwinkels an einer falschen Stelle. Um dies zu verhindern, könnte in Zukunft die Position und die Blickrichtung des Chirurgen zusätzlich mit Hilfe des Navigationssystems erfasst werden.

Die Vorteile des vorgestellten Systems liegen in den vielfältigen Einsatzmöglichkeiten, da beliebige visuelle Informationen darstellbar sind. Zudem bietet das Konzept Miniaturisierungspotenzial, das die Integration von Projektormodulen in chirurgische Instrumente in naher Zukunft ermöglichen wird.

### 5 Referenzen

- [1] OpenCV. <http://opencv.willowgarage.com>.
- [2] The Visualization Toolkit (VTK). [www.vtk.org](http://www.vtk.org).
- [3] R. T. Azuma. A survey of augmented reality. In *Teleoperators and Virtual Environments*, volume 4, pages 355–385, 1997.
- [4] W. Birkfellner, M. Figl, K. Huber, F. Watzinger, F. Wanschitz, J. Hummel, R. Hanel, W. Greimel, P. Homolka, R. Ewers, and H. Bergmann. A head-mounted operating binocular for augmented reality visualization in medicine - design and initial evaluation. In *IEEE Transactions on Medical Imaging*, volume 21, pages 991–997, 2002.
- [5] M. Brell and A. A. Hein. Positioning tasks in multimodal computer-navigated surgery. In *IEEE\_M\_MM*, volume 14, pages 42–51, 2007.
- [6] G. Falcao, N. Hurtos, and J. Massich. Plane-based calibration of a projector-camera system. VIBOT Master, 2008.
- [7] M.G. Mack, R. Straub, K. Eichler, S. Zangos, F. Kniep, J.O. Balzer, and T.J. Vogl. Nadelhalter zur Reduktion der Strahlenbelastung für den Untersucher bei einer CT-gesteuerten Punktion. In *Der Radiologe*, volume 41, pages 927–929, October 2001.
- [8] M. Schnaider, B. Schwald, and H. Seibert. Medical augmented reality for patients. Technical report, Zentrum für Graphische Datenverarbeitung e.V., 2005.
- [9] Z. Zhang. A flexible new technique for camera calibration. In *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, volume 22, pages 1330–1334, 2000.



# Intuitive Visualisierung von Zielregionen in der minimal invasiven Chirurgie mittels projektorbasierter Erweiterter Realität

O. Weede<sup>1</sup>, T. Stark<sup>1</sup>, B. Müller<sup>2</sup>, H. Wörn<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *Karlsruher Institut für Technologie (KIT), Institut für Prozessrechentechik, Automatisierung und Robotik, Karlsruhe, Deutschland*

<sup>2</sup> *Universitätsklinikum Heidelberg, Klinik für Allgemein-, Viszeral- und Transplantationschirurgie, Heidelberg, Deutschland*

Kontakt: oliver.weede@kit.edu

## **Abstract:**

*Intuitive verständliche Navigationshilfen für Operateure in der minimal invasiven Chirurgie werden durch das vorgestellte Erweiterte Realitäts - System direkt auf den Körper des Patienten projiziert. Das System berechnet Pfade einer Intervention anhand aufgezeichneter Trajektorien und erstellt daraus einen Navigationspfad, der aus einer Abfolge von Zielregionen besteht. Der Operateur kann diesen Pfad für eine präoperative Planung nutzen und modifizieren. Zu Beginn der Operation werden optimierte Trokarpositionen auf den Körper des Patienten projiziert. Intraoperativ werden dann Zielregionen ausgehend von der Instrumentenspitze des chirurgischen Instruments visualisiert um die Navigation zu erleichtern. Durch Selektion der endoskopischen Kamera als Zielregion, kann zudem die Navigation der Instrumentenspitzen in das Sichtfeld der Kamera erleichtert werden. Die vorgestellten Navigationshilfen sind intuitiv verständlich und ermöglichen einen Zielfindungsprozess mit einer durchschnittlichen Genauigkeit von 2.6mm. Durch zusätzliche Projektion von Bildgebungsdaten kann die Indirektion aufgehoben werden, welche durch die Blickrichtung des Operateurs auf das Endoskopbild entsteht.*

*Schlüsselworte: Navigation, Virtual Fixtures, Erweiterte Realität, minimal invasive Chirurgie*

## **1 Einleitung - Problemstellung und Stand der Forschung**

Die Sicht auf den Situs erfolgt in der minimal invasiven Chirurgie ausschließlich über ein Endoskop, welches nur einen kleinen Sichtbereich bietet. Außerdem unterscheidet sich die Blickrichtung von der des Operateurs, was die Navigation zu bestimmten Zielen erschwert. Ein Erweitertes Realitäts - System wird eingesetzt, um dem Operateur Hilfestellungen zu bieten. Bei standardisierten Interventionen sind die Schritte einer erfolgreichen Operation ähnlich und in gewissem Rahmen vorhersagbar. Dies wird genutzt, um aus gesammelten Operationsdaten Navigationspfade zu berechnen, welche aus einer Abfolge von Zielregionen bestehen. Der Operateur kann hierbei die Anzahl der Zielregionen vorgeben. Das System liefert automa-

tisch einen Vorschlag für einen präoperativen Plan, welcher vom Operateur weiter modifiziert und verfeinert werden kann. Die vorgestellten Navigationshilfen werden intraoperativ direkt auf den Körper des Patienten projiziert und unterstützen den Zielfindungsprozess der jeweils nächsten Zielregion. Ist diese erreicht, kann der Operateur die nächste Zielregion wählen.

Die automatische Berechnung von Pfaden wurde bereits in einigen Forschungsarbeiten untersucht, um dem Operateur aus gelernten Trajektorien eines Experten Hilfestellungen bezüglich einer auszuführenden Aufgabe zu geben [1-3]. Solche Hilfestellungen werden als Virtual Fixtures bezeichnet. Dieses Konzept wurde von Rosenberg eingeführt und bezeichnet das Überlagern von sensorischen Informationen (z.B. haptisch, visuell) in den Arbeitsbereich, um die Performanz beim Ausführen einer Aufgabe zu erhöhen [4]. In [1] wird der Benutzer durch automatisch generierte Virtual Fixtures so durch den Arbeitsbereich geführt, dass seine Bewegungen idealerweise denen eines Experten gleichen. Das Auffinden der korrespondierenden Stelle in der Trajektorie des Benutzers bezüglich der Trajektorie des Experten geschieht hier durch die Bestimmung der minimalen Euklidischen Distanz innerhalb eines Zeitfensters in der Expertentrajektorie. Das Zeitfenster bewegt sich in konstanter Zeit innerhalb der ablaufenden Intervention. Dies macht die Anwendung für längere Operationen kaum möglich, da Interventionen hinsichtlich des zeitlichen Ablaufs stark variieren.

Eine Navigationshilfe, die einem Operateur vollautomatisch einen Pfad vorgibt und die aktuelle Position innerhalb des Pfades auch während einer längeren Operation findet, um den Operateur stetig und robust bis ans Ziel seiner Operation zu leiten, ist nicht bekannt. Wir sind der Überzeugung, dass der Operateur bislang manuell den Übergang von einer Zielregion zur nächsten bestimmen sollte, um Sicherheit im Zielfindungsprozess zu gewährleisten.

Um eine intuitive Visualisierung der nächsten Zielregion zu bieten, erfolgt die Visualisierung der Navigationshilfen einerseits über eine dreidimensionale Ansicht am Bildschirm und andererseits über das von Hoppe et. al [5] entwickelte Erweiterte Realitäts-System Probaris direkt durch Projektion von Navigationssymbolen auf den Körper des Patienten. Probaris besteht aus handelsüblichen Kameras und Projektoren. Zur Erfassung eines dreidimensionalen Oberflächenmodells des Patienten wird dieser vor der Operation mittels modulierter Streifenlichtprojektion gescannt (siehe Abb. 1, rechts) und ein dreidimensionales Oberflächenmodell generiert. Das System ist in der Lage die Position eines Trackingkörpers in Echtzeit zu bestimmen und damit sich verändernde Positionen des Patienten zu berücksichtigen. Durch einen modifizierten ICP-Algorithmus wird das Oberflächenmodell mit präoperativen Bilddaten (wie CT oder MRT) zur Deckung gebracht. Probaris wurde bereits klinisch eingesetzt und präzise kalibriert [6]. Durch die Projektion ist der Einsatz bisher nur bei manuellen minimal invasiven Eingriffen möglich, in denen eine freie Sicht vom Projektorsystem auf den Körper des Patienten gegeben ist. Mit dem Probarissystem wurden zudem bereits Trokarpositionen auf das Abdomen projiziert [7].

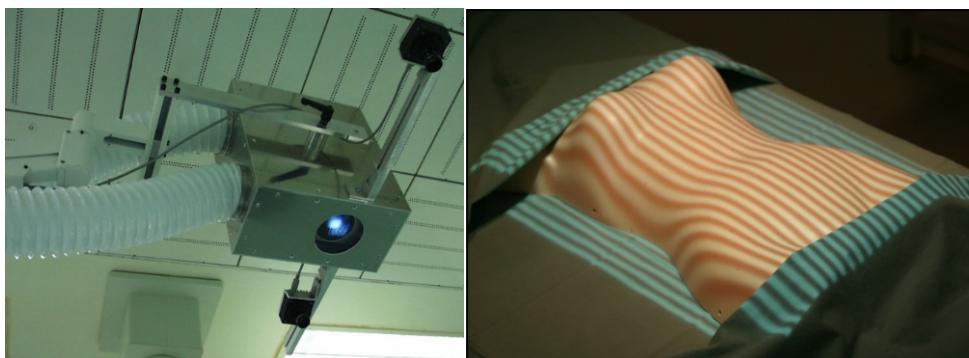


Abb. 1: *Links*: Das projektorbasierte Erweiterte Realitäts – System Probaris. *Rechts*: Projektion von moduliertem Streifenlicht zur Erfassung des Oberflächenmodells

Es gibt bereits Ansätze, die eine Visualisierung des Zielfindungsprozesses untersuchen und realisieren. Beispielsweise ist der Zielführungsprozess des Probaris-Systems patentiert [8]. In [9] wird eine in-vitro Evaluation verschiedener Visualisierungsansätze für computerassistierte Navigation in Weichgewebe untersucht. Die Visualisierung erfolgte hier ohne Methoden der Erweiterten Realität. Für die Visualisierung der Richtung und Tiefe von Zielpunkten wurde eine Projektion auf verschiedene Projektionsebenen untersucht. Pfeile zeigen bei einer Biopsie in die Richtung, in welche die Nadel zu bewegen ist, wobei die Tiefe der Instrumentenspitze durch eine Pegelanzeige visualisiert wird.

## 2 Methode

Die Navigationshilfen bestehen zum einen aus einem Symbol, das auf den Körper projiziert wird und intuitiv anzeigt, in welche Richtung der Operateur das Instrument bewegen muss, um eine Zielposition zu erreichen. Zum anderen wird ein Navigationspfad als Navigationshilfe berechnet und visualisiert. Es handelt sich um eine zusammenhängende Abfolge von Zielregionen, verbunden durch Zylindersegmente, welche die aufgezeichneten Trajektorien eines erfahrenen Operateurs umschließt. In Abbildung 2 ist eine Trajektorie und der berechnete Navigationspfad zu sehen. Über die Radien der einzelnen Zylindersegmente werden Abweichungen der Trajektorie als Konfidenzintervall berücksichtigt. Zusätzlich zu diesem Navigationspfad wird die aktuelle Position der Instrumentenspitzen auf einem Bildschirm visualisiert. Wird das Konfidenzintervall des Pfades verlassen, wird die Farbe des Navigationssymbols verfärbt, um den Operateur vor einer möglichen Gefahr zu warnen.

### 2.1 Berechnung des Navigationspfades

Für die Berechnung des Navigationspfades werden Trajektorien mit einer festen Frequenz abgetastet und aufgezeichnet. Um eine für die Intervention typische Abfolge von Zielregionen zu berechnen, wird für jede Trajektorie der Instrumente separat ein Clustering durch den Complete Linkage Algorithmus durchgeführt, einer agglomerativen hierarchischen Clustertechnik, die iterativ die Anzahl der Cluster verringert, indem jeweils zwei Cluster mit minimaler Distanz vereint werden. Dazu werden die Distanzen der am weitesten entfernten Elemente der Cluster verwendet, wodurch sich kompakte Cluster ergeben. Diese iterative Prozedur wird beendet sobald  $n$  Cluster erzeugt wurden. Die Anzahl der Zielregionen  $n$  kann frei gewählt werden. Als Metrik wird die dreidimensionale Euklidische Distanz verwendet. Zusätzlich wird die Bedingung eingeführt, dass in jedem Schritt nur Punkte vereinigt werden, welche zeitlich direkt aufeinander folgen. Nach dem Clustering wird jeder Cluster durch seinen räumlichen sowie seinen zeitlichen Schwerpunkt repräsentiert. Die  $n$  Cluster werden nach aufsteigender Zeit sortiert, wodurch sich eine Durchlaufreihenfolge der Zielregionen ergibt. Um jeden Clusterschwerpunkt wird eine Kugel gelegt, deren Radius proportional zur räumlichen Varianz der Elemente um den Clusterschwerpunkt ist. Durch Verschieben der Kugel zum jeweils zeitlich folgenden Clusterschwerpunkt, ergibt sich eine Abfolge von aneinanderhängenden Swept-Sphere Objekten. Dies ermöglicht effiziente Punktanfrage, um festzustellen, ob sich die Instrumentenspitze im Pfad befindet. Die berechnete Abfolge von Zielregionen, sowie die Radien der einzelnen Segmente können vom Operateur modifiziert werden, um die Intervention am Patienten zu planen.

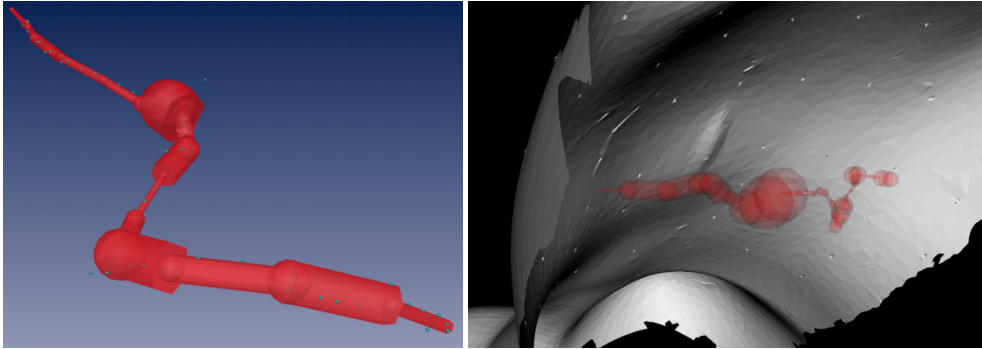


Abb. 2: Trajektorie, Abfolge von Clusterschwerpunkten und Navigationspfad aus Swept-Sphere Objekten.

Um den Patienten zum Projektorsystem zu registrieren, wird die Körperoberfläche des Patienten mit dem Pobarissystem gescannt und das entstandene Oberflächenmodell mit den präoperativen Daten in Deckung gebracht. Während der Intervention wird dann das chirurgische Instrument fortlaufend optisch getrackt. Über die Transformation, welche aus der Registrierung gewonnen wurde und den geometrischen Eigenschaften des Instruments, wird die Instrumentenspitze fortlaufend im Planungskoordinatensystem lokalisiert und es ist möglich die abgetasteten Trajektorien aufzuzeichnen.

## 2.2 Das Navigationssymbol

Die Richtung zum Zielpunkt wird durch ein Kreuz symbolisiert, welches sich in Draufsicht direkt über dem Zielpunkt befindet. Zudem wird eine Linie vom Eintrittspunkt der Instrumente in den Körper (Trokarposition) zu diesem Kreuz eingezeichnet. Die Linie zeigt also die Richtung an, in der sich das Ziel befindet. Die Tiefe wird durch einen Kreis um das Richtungssymbol angezeigt. Der Radius des Kreises visualisiert die Tiefendifferenz zwischen der Ist-Position und der Soll-Position der Instrumentenspitze. Ist das Instrument zu tief, verfärbt sich der Kreis rot.

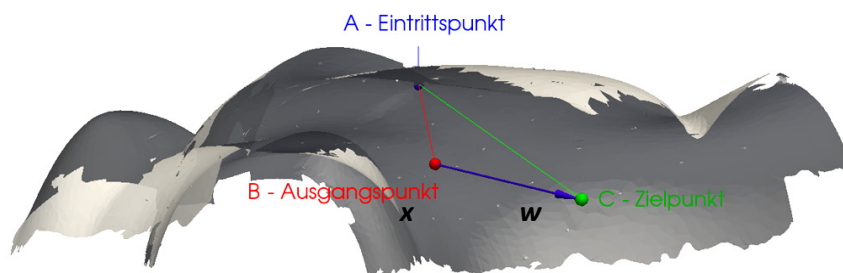


Abb. 3: Gescanntes Oberflächenmodell, Trokarposition A, Instrumentenspitze B, Zielpunkt C.

In Abbildung 3 bezeichnet Punkt **A** den Eintrittspunkt der Instrumente in den Körper (Trokarposition). Der Vektor  $\mathbf{v}=\mathbf{C}-\mathbf{B}$  von der Instrumentenspitze **B** zum Zielpunkt **C** bestimmt die visualisierte Richtung,  $\mathbf{w}=\mathbf{C}-\mathbf{A}$  gibt die Richtung vom Eintrittspunkt zum Zielpunkt an und  $\mathbf{x}=\mathbf{B}-\mathbf{A}$  die Richtung vom Eintrittspunkt zur Instrumentenspitze. Der Radius des Tiefenkreises ist proportional zu  $\delta=|\mathbf{w}|/|\mathbf{x}|$ , der Länge der Strecke, um die das Instrument in den Körper eingeführt oder herausgezogen werden muss, um dieselbe Tiefe im Körper zu erreichen, die auch der Zielpunkt vom Eintrittspunkt hat. Beim Annähern an das Ziel bewegt sich das Navigationskreuz somit auf den Eintrittspunkt zu, bis die Instrumentenspitze das Ziel erreicht hat. Ist der Tiefenkreis zu sehen, muss das Instrument tiefer in den Körper eingeführt werden. Dabei wird der Kreisradius kleiner, bis er schließlich auf der Höhe des Zielpunktes zu einem Punkt wird. Ist das Symbol rot, ist das Instrument zu tief eingedrungen.

### 3 Ergebnisse und Diskussion

Das Navigationssymbol ist intuitiv interpretierbar. In Abbildung 4 sind Beispiele für den Zielfindungsprozess abgebildet. In einem Experiment, das durch zwei Probanden mit jeweils fünf Versuchen durchgeführt wurde, ist der Zielfindungsprozess unter endoskopischer Sicht gemessen worden. Es ergab sich eine durchschnittliche Zeit von 4.8 Sekunden, um das Ziel zu erreichen. Unter Zuhilfenahme der Visualisierung erfolgte der Zielfindungsprozess in 1.9 Sekunden.

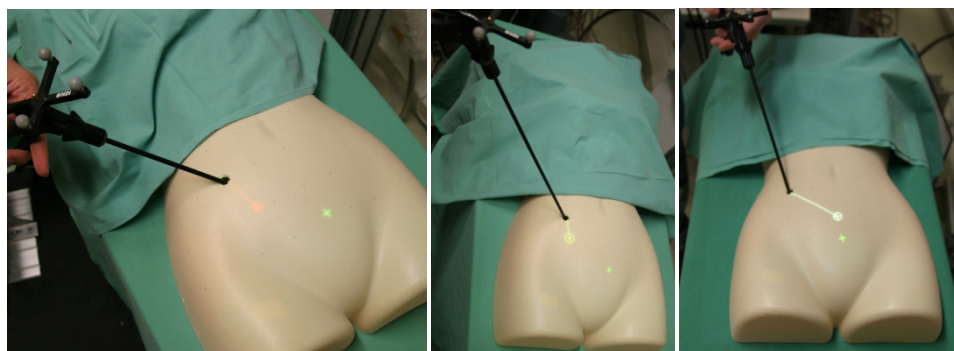


Abb. 4: Projizierte Navigationssymbole. *Links*: Instrument zu tief. *Mitte*: Nahe am Zielpunkt, nicht tief genug. *Rechts*: Tiefe fast erreicht, große Entfernung zum Zielpunkt. Die Zielposition ist jeweils durch ein grünes Kreuz visualisiert.

Die Genauigkeit des gesamten Projektorsystems (Einscannen, Registrierung und Projektion) beträgt durchschnittlich 2.6 mm, wobei der Fehler zum Rand des Abdomens zunimmt und im Bereich um den Bauchnabel eine Genauigkeit von einem Millimeter erreicht [10].

Der Vorteil der direkten Visualisierung auf dem Abdomen kann vom Operateur genutzt werden, wenn die Endeffektoren der Instrumente nicht im Endoskopbild sichtbar sind. In einer typischen chirurgischen Situation wird zuerst das Endoskop in den Körper geführt, um das Operationsgebiet zu betrachten, erst danach werden die Instrumente eingeführt. Die Endeffektoren sind damit im Allgemeinen nicht im Sichtbereich des Endoskops. Der vorgestellte Zielführungsprozess erleichtert diese „blinde Navigation“, wenn das Endoskop als Ziel gewählt wird. Auch während der Operation kann die Visualisierung der momentanen Kameraposition für den Assistenten beim Einführen und Navigieren des Instruments eine Hilfe bieten. Durch das System ist eine genaue Navigation zu Zielregionen möglich, die der Operateur in der präoperativen Bildgebung segmentiert und zum berechneten Navigationspfad hinzugefügt hat.

Durch eine Integration von Navigationssymbolen in das Endoskopbild, bleibt die Indirektion zwischen Blickrichtung und Intervention am Situs bestehen, jedoch wäre Informationszuwachs im betrachteten Endoskopbild gegeben. Im Gegenzug könnte durch eine entzerrte Projektion präoperativer Bilddaten auf das Abdomen der Informationsgewinn beim direkten Betrachten des Patienten erhöht werden. Beispielsweise könnten Schichten der präoperativen Bildgebung als Draufsicht durch das System entzerrt auf das Abdomen projiziert werden, wobei die Höhe der dargestellten Schicht durch die Höhe der Instrumentenspitze bestimmt wird und der Operateur durch ein am Instrumentengriff angebrachtes Scrollrad zusätzlich die Möglichkeit bekommt durch die Schichten zu navigieren. Bei fortlaufender Entwicklung echtzeitfähiger Bildgebungsverfahren, kann in Verbindung mit Methoden der Erweiterten Realität, darüber hinaus das Ziel verfolgt werden, Operateuren in der minimal invasiven Chirurgie die Möglichkeit zu bieten, „durch den Ab-

domen hindurch“ zu sehen. Eine dreidimensionale Visualisierung der Anatomie auf dem Abdomen des Patienten wäre dann dadurch möglich, das Projektorsystem mit Shutter-Brillen zu synchronisiert und abwechselnd Bilder für das rechte und das linke Auge zu projizieren. Durch Tracken der Blickrichtung der Operateure kann so der Eindruck eines dreidimensionalen Bildes erzeugt werden.

Im vorgestellten Ansatz gibt der Operateur an, wann eine Zielregion erreicht ist. Zudem ist eine Kontrolle der Übertragbarkeit der Pfade nötig. Ein weiteres Forschungsziel ist eine kognitive Erweiterung des Ansatzes, um eine automatische Übertragung und Zielführung über die gesamte Intervention hinweg zu erreichen. Dies erfordert Kontextwissen und eine semantische Interpretation der Intervention.

In Kombination mit optimierten Trokarpositionen, wie sie in [7] beschrieben werden, ergibt sich ein Erweitertes Realitäts - System, mit dem Zielregionen intuitiv auf dem Abdomen visualisiert werden, um dem Operateur Hilfestellungen für eine erfolgreiche Operation zu bieten.

## 4 Referenzen

- [1] Z. Pezzementi, A.M. Okamura, G.D. Hager. Dynamic Guidance with Pseudoadmittance Virtual Fixtures. Proc. of the Int. Conference on Robotics and Automation, Seiten 1761-1767, 2007.
- [2] M. Li and R. H. Taylor. Spatial motion constraints in medical robot using virtual fixtures generated by anatomy. Proc. IEEE Intl. Conf. Robotics and Automation, Seiten 1270–1275, 2004.
- [3] T. L. Gibo et al. Design considerations and human-machine performance of moving virtual fixtures. IEEE Conf of Robotics and Automation, Seiten 671 – 676, May 2009.
- [4] L. B. Rosenberg. Virtual fixtures: Perceptual tools for telerobotic manipulation. Proc. of the IEEE Annual Int. Symposium on Virtual Reality, Seiten 76–82, 1993.
- [5] H. Hoppe und H. Wörn: Augmented Reality in the Operating Theatre of the Future. Proc. of the 4th Int. Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI) 2001, Springer, Seiten 1195-1196, 2001.
- [6] H. Hoppe, C. Kübler, J. Raczkowsky, H. Wörn, S. Hassfeld: A Clinical Prototype System for Projector-Based Augmented Reality: Calibration and Projection Methods. Proc. of the 16th Int. Congress and Exhibiton on Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS) 2002, Springer, Seite 1079, 2002.
- [7] H. Wörn, O. Weede: Optimizing the setup configuration for manual and robotic assisted minimally invasive surgery, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany, Seiten 55 - 58, 2009.
- [8] Stryker Leibinger. Enhanced Illumination Device and Method. Patent Nr. US2005/-0195587A1, 2004.
- [9] A. Seitel et al.: In-vitro evaluation of different visualization approaches for computer assisted targeting in soft tissue, Int. J. CARS 2007, Suppl. 1, Seiten 188-190, 2007.
- [10] C. Schönfelder, T. Stark, L. Kahrs, J. Raczkowsky, H. Wörn, N. Belherazem, B. Müller, C. Gutt: Port visualization for laparoscopic surgery – setup and first intraoperative evaluation, Int J CARS, Seiten 141-142, 2008.

## 5 Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen des Graduiertenkollegs 1126 – „Intelligente Chirurgie – Entwicklung neuer computerbasierter Methoden für den Arbeitsplatz der Zukunft in der Weichteilchirurgie“ und wurde durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG) unterstützt.

# Enhanced Intraoperative Visualization for Brain Surgery: A Prototypic Simulated Scenario

Z. Salah<sup>1,2</sup>, B. Preim<sup>1</sup>, A. Samir<sup>3</sup>, R. Fahlbusch<sup>3</sup>, and G. Rose<sup>2</sup>

<sup>1</sup> University of Magdeburg, Institute for Simulation and Graphics, Magdeburg, Germany

<sup>2</sup> University of Magdeburg, Institute for Electronics, Signal Processing and Communications, Magdeburg, Germany

<sup>3</sup> International Neuroscience Institute, Hannover, Germany

Contact: Zein.Salah@ovgu.de

## Abstract:

*Due to the required high precision and reliability, image guidance is increasingly being adapted in neurosurgery, where correspondences between the patient and scanned data are viewed on multiple displays. In this paper, we present a prototype for an augmented reality system that provides enhanced intraoperative visualization within the optical surgery microscope image. For this purpose, relevant targeted and risk structures are extracted from registered patient data and overlaid on the real scene. Similarly, supportive information of underlying anatomy can be superimposed, which includes, amongst others, shape and depth information of tumors, and interactively selected tomographical slices. The overall advantage is a more ergonomic hand-eye coordination, a more accurate delineation of targeted structures and better protection of risk anatomy.*

*Keywords: Medical Augmented Reality, Intraoperative Visualization, Medical Navigation*

## 1 Problem

Medical navigation systems help physicians to establish correspondences between locations in an acquired patient dataset and the patient's physical body during navigated surgeries. This is highly advantageous in neurosurgery, where high precision is demanded. In a microscope-assisted surgery, however, this requires the surgeon to switch between the microscope and wall-mounted or computer displays. By incorporating augmented reality, it becomes possible to view patient data directly in the 3D context of the patient himself. This may provide an in-place insight into the patient body, which, for example, would help defining the entry point and the trajectory of a biopsy needle [7]. Some systems have been introduced that provide enhanced endoscopic views that are paired with synthesized virtual renderings generated from the same view [4, 6]. Other systems tried to modify the design of operating binoculars [2] and microscopes [3] to allow for data augmentation.

In this paper, we present a prototype for enhancing intraoperative visualization within the operating microscope, by augmenting the video stream with relevant patient data from different diagnostic and intraoperative imaging modalities. The advantage is a better localization of targeted lesions (e.g. tumor) and the protection of hidden risk structures like blood vessels and neural connections. The prototype includes the different components of a navigated procedure: tracking, calibration, registration, and rendering, which are described in the following section.

## 2 Methods

For our prototype, we implement a marker-based optical tracking system and use a tablet PC with a high resolution built-in camera to simulate the surgical microscope. A phantom model of the head simulates the patient. In the context of this paper, we refer to the tablet PC camera as the *video camera* and to the camera of the tracking system as the *tracker camera*. At a first step, the system cameras are calibrated to compute their intrinsic geometrical parameters. This is performed by capturing several photos of a special checkerboard pattern, with the tracker camera, from different



locations and orientations. Afterwards, MATLAB's Camera Calibration Toolbox<sup>1</sup> is used to calculate the focal length, principal point, and skew and distortion coefficients of the camera. The same process is performed for the video camera. The intrinsic calibration procedure is performed only once and the camera parameters are stored.

A tracking server continuously captures a video stream with the tracker camera (Logitech QuickCam Pro 9000; Resolution: 1280×720 pixel; 30 fps). At each frame, the system searches for predefined markers and, for each detected marker, computes the 3D position and orientation in the camera coordinate system. Pose information of all detected markers are broadcasted to the tablet PC (and other devices, if necessary) over a WLAN connection.

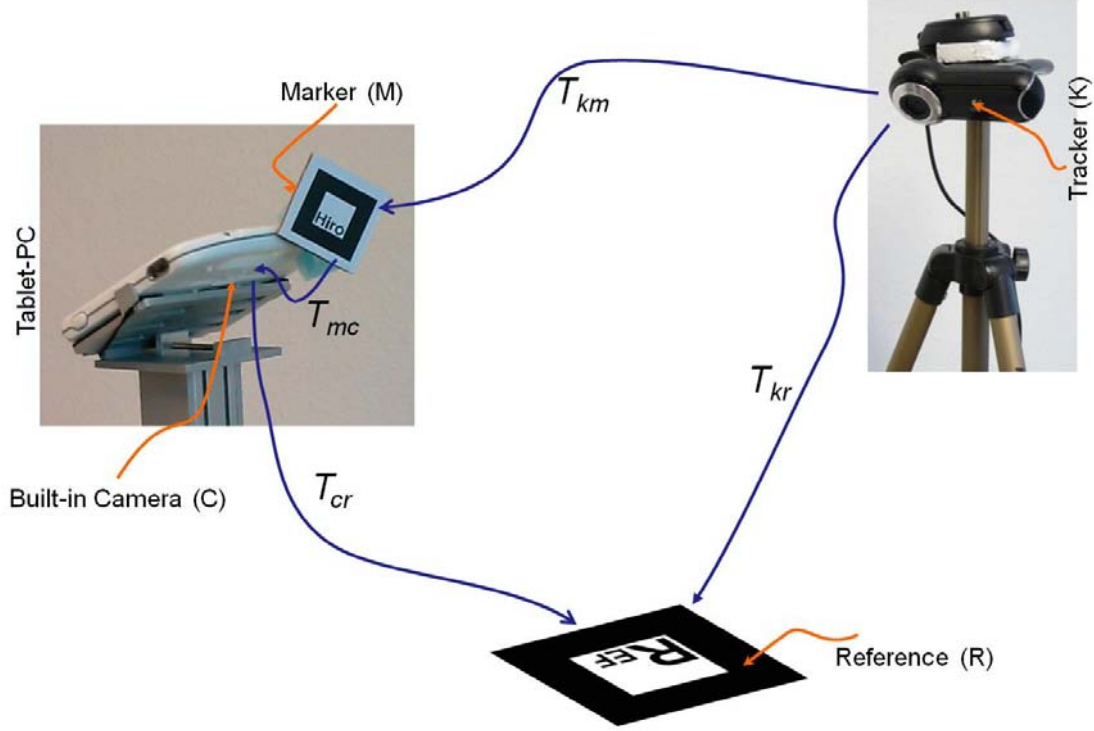


Figure 1: Calibration of the video camera with the tracker.

In a second step, the video camera (C) is calibrated with respect to the tracking system (K). This is achieved, as shown in Figure 1, using a common reference marker (R) that is visible (only at the calibration step) to both cameras. A second marker (M) is fixed to the tablet PC to allow for tracking it during the operation. The arrows show the transformations between the different coordinate systems. For example,  $T_{kr}$  is the transformation from the reference R to the tracker K. Following this chain of transformations, the transformation from the marker M to the video camera C can be calculated as follows:

$$T_{mc} = T_{cr} \cdot T_{kr}^{-1} \cdot T_{km} \quad (1)$$

This one-step calibration is performed fully automatically. The resulting transformation remains valid as long as the marker M does not move relative to the video camera. At operation time, the patient is fixed with respect to the reference marker, which, in turn, will no more be visible to the video camera C. Fortunately, the transformation  $T_{cr}$  can now be computed using:

$$T_{cr} = T_{mc} \cdot T_{km}^{-1} \cdot T_{kr} \quad (2)$$

Since  $T_{mc}$  is constant from the previous step and  $T_{kr}$  is inherently fixed,  $T_{cr}$  is only dependent on  $T_{km}$ , i.e. on the tracking data of the marker M.

<sup>1</sup> [http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib\\_doc/](http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/)



To create correct correspondences between the patient (phantom model) and the scanned dataset, we adapt a paired-point rigid registration scheme. In essence, we choose a set of points in the patient coordinate system whose positions can be precisely defined by the tracking system. A second set of corresponding points is interactively selected from the scanned dataset (in our case, four points are selected from a scanned CT image). Absolute positions of these points are calculated considering their voxel coordinates and image spacing. The two sets of points are finally registered utilizing a least square fitting approach. Particularly, the rigid registration transformation  $T_{reg}$  is composed as:

$$T_{reg} = R * T \quad (3)$$

Here,  $T$  is a translation calculated through the shift of centroids of the two input point sets, and  $R$  is calculated using singular value decomposition, as described in [1].

At rendering time, the frame captured by the video camera is first rendered as a background. Additional (virtual) objects are then rendered/overlaid using OpenGL, where the MODELVIEW Matrix is computed as  $T_{cr} * T_{reg}$ . Examples of objects that can be overlaid are 3D reconstructions of segmented structures like blood vessels and tomographical slices from the anatomy dataset. For certain structures, e.g. tumors, an enhanced visualization of shape and depth information can also be provided. This is achieved by extracting the planar contours of the tumor at successive depths perpendicularly to the viewing direction, as shown in Figure 2b. For this purpose, we calculate the intersection of the tumor surface model with a cutting plane, while changing the depth of the plane. Depth information is conveyed via depth cueing, i.e. the transparency of a contour is defined as a linear function of its depth so that deeper contours appear more transparent. This contour visualization assists the surgeon to better determine the shape and extent of the tumor at different depth levels.

To visualize tomographical slices, we adapt an optimized cross sectioning algorithm [5] to compute the slices at the desired position and orientation. This algorithm applies an incremental approach to compute, for each pixel location in the cross section plane, the corresponding 3D location in the volumetric data, and evaluates the final pixel intensity using tri-linear interpolation. The generated slice image is then used as texture for a rectangle, which is in turn rendered in the real scene with the correct pose. Thereby, the spatial resolution (dimension and spacing) of the dataset and the cross section are considered in order to exactly reflect the spatial proportion with the patient and environment, whose coordinate system is represented in millimeter.

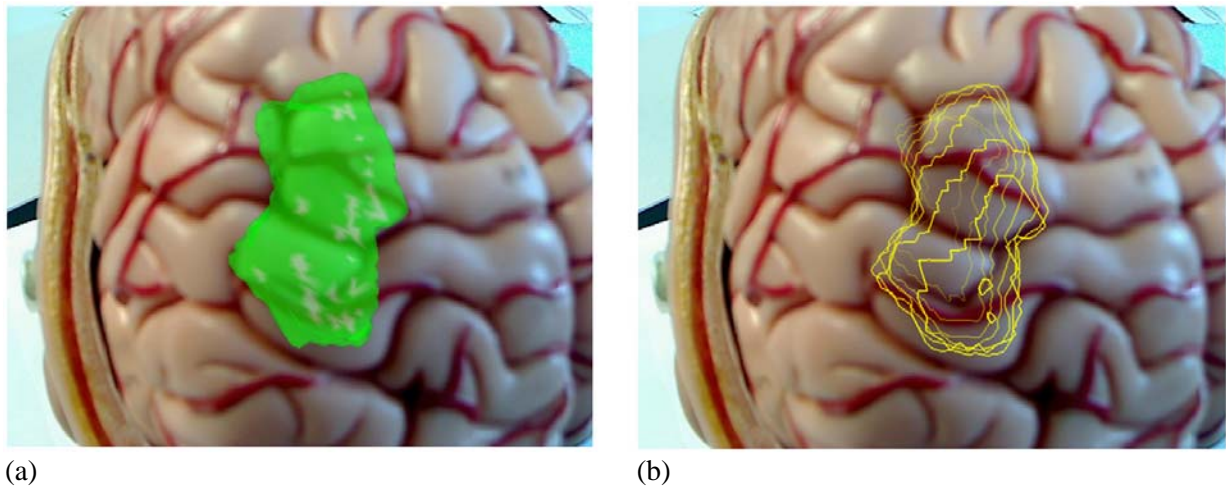


Figure 2: Augmented views from the presented system: (a) A tumor is blended over the optical image; (b) Contours of the tumor at successive depth levels (distance=2mm), deeper contours are more transparent.

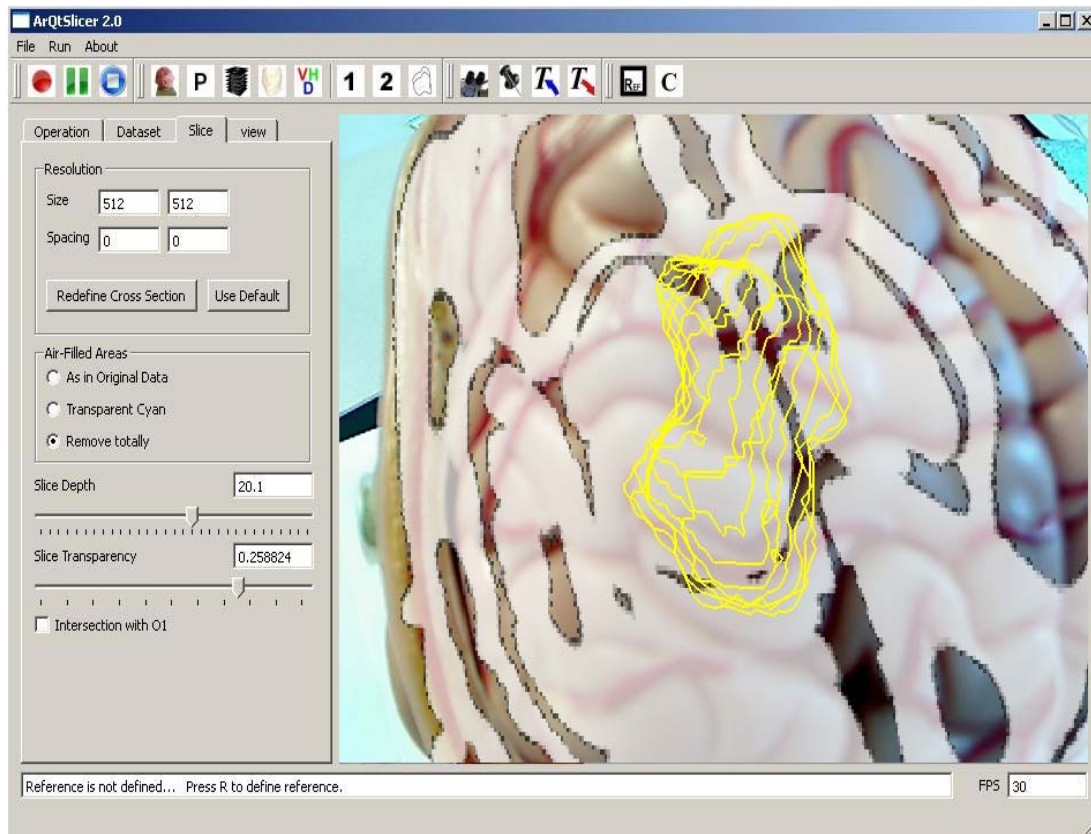


Figure 3: GUI of the visualization module: The widget shows a tomographical slice that is computed perpendicular to the viewing vector and superimposed on the operation field, together with an augmented display of the tumor contours.

### 3 Implementation and Results

The software components of our system have been implemented with C++ (Microsoft Visual Studio 2005). Rendering was performed using OpenGL. The GUI, shown in Figure 3, was implemented using the Qt<sup>2</sup> library. For our current implementation of the prototype, we relied on marker-based tracking provided by the ARToolkit<sup>3</sup>, which allows for multiple-marker tracking in real time. However, due to the inaccurate calibration provided by ARToolkit, we decided to recalibrate camera parameters using MATLAB, as stated in the previous section. Consequently, the MATLAB based calibration was much more accurate regarding 3D overlay and depth estimation processes.

To simulate an operation scenario, a phantom model of the head is CT-scanned and an imaginary tumor is manually embedded in the CT dataset. The tumor is segmented from the dataset, partially based on Kitware's Insight Segmentation and Registration Toolkit ITK<sup>4</sup>, and a 3D model is reconstructed using the Marching Cubes algorithm. Afterwards, the video camera is calibrated with respect to the tracker (extrinsic calibration). After this one-step calibration, the reference marker R must stay fixed with respect to the tracker camera. Also, the tracking marker M must stay fixed with respect to the video camera. The phantom model is then registered to the scanned data, using a small set of correspondence point pairs, including the corners of the reference R. Finally, augmentation into the video stream can start.

Figure 2 shows some snapshots of our prototype for enhanced visualization in a brain tumor surgery scenario. In Figure 2a, an augmented view of a malignant tumor (green) is presented. In Figure 2b, boundaries of the tumor at successive depth planes (distance=2mm) are displayed, where transparency is defined as a function of depth. Figure 3 depicts the

<sup>2</sup> <http://qt.nokia.com/>

<sup>3</sup> <http://www.hitl.washington.edu/artoolkit/>

<sup>4</sup> <http://www.itk.org/>

GUI of the whole visualization module, showing an augmented view of the tumor contours (yellow) and an interactively selected tomographical slice from the CT dataset, blended over the optical image. In this context, the cross sectioning algorithm allows for a computation and rendering rate of about 30 fps.

## 4 Discussion

We introduced a prototype for enhancing intraoperative visualization within the operating microscope, by augmenting the video stream with relevant operational information. This prototype is a PC / tablet PC based simulation of the aimed scenario using a surgery microscope. The essential components of the system (tracking, calibration, registration, and rendering) have been described. The objects of interest are extracted from registered pre- and intraoperative patient data. This results in a better localization of targeted lesions and the protection of proximate risk structures, like blood vessels or certain functional units. From surgical point of view, the system offers a good usability and added value to the procedure. Our next step is the transfer of the approach into a real surgery suite. Thereby, the surgical microscope will replace our tablet PC based optical/visualization device, and the camera tracking will be performed by an infrared tracking system. Although the system initially was aimed for neurosurgery applications like brain tumor and hypophysis surgeries, the concept can be transferred to several other surgery procedures.

## Acknowledgment

This work is funded by the German Ministry of Education and Science (BMBF) within the ViERforES project (no. 01IM08003C).

## 5 References

- [1] K. Arun, T. Huang, and S. Blostein, Least-Squares Fitting of Two 3D Point Sets, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 9(5):698–700, 1987.
- [2] W. Birkfellner, M. Figl, K. Huber, F. Watzinger, F. Wanschitz, J. Hummel, R. Hanel, W. Greimel, P. Homolka, R. Ewers, and H. Bergmann. A Head-Mounted Operating Binocular for Augmented Reality Visualization in Medicine-Design and Initial Evaluation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(8):991–997, 2002.
- [3] P. Edwards, A. King, C. Maurer, D. de Cunha, D. Hawkes D. Hill, R. Gaston, M. Fenlon, S. Chandra, A. Strong, C. Chandler, and M. Gleeson, Design and Evaluation of a System for Microscope-Assisted Guided Interventions (MAGI). *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 19(11):1082–1093, 2000.
- [4] R. Lapeer, M. Chen, G. Gonzalez, A. Linney, and G. Alusi. Image-Enhanced Surgical Navigation for Endoscopic Sinus Surgery: Evaluating Calibration, Registration and Tracking. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 4(1):32–45, 2008.
- [5] Z. Salah, B. Preim, and G. Rose. An Approach for Enhanced Slice Visualization utilizing Augmented Reality: Algorithms and Applications, *Proc. of PICCIT*, 2010.
- [6] R. Shahidi, M. Bax, C. Maurer, J. Johnson, E. Wilkinson, B. Wang, J. West, M. Citardi, K. Manwaring, and R. Khadem. Implementation, Calibration and Accuracy Testing of an Image-Enhanced Endoscopy System. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(12):1524–1535, 2002.
- [7] F. Wacker, S. Vogt, A. Khamene, J. Jesberger, S. Nour, D. Elgort, F. Sauer, J. Duerk, and J. Lewin. An Augmented Reality System for MR Image-guided Needle Biopsy: Initial Results in a Swine Model. *Radiology*, 238(2):497–504, 2006.



# Interaktives 3D-basiertes Training der Planung von Eingriffen an der Wirbelsäule

K. Kellermann<sup>1</sup>, J. Mönch<sup>1</sup>, B. Preim<sup>1</sup>, J. Franke<sup>2</sup>, C. Bochwitz<sup>2</sup>

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

<sup>2</sup> Otto-von-Guericke-Universität, Orthopädische Universitätsklinik (KORT), Magdeburg, Germany

Kontakt: kerstin@isg.cs.uni-magdeburg.de

## Abstract:

*Wir präsentieren ein fallbasiertes chirurgisches Trainingssystem zur Vermittlung anatomischer Kenntnisse, kognitiver Strategien der Therapiefindung und Interaktionstechniken für die computergestützte Therapieplanung von Wirbelsäulenerkrankungen. Dem SpineSurgeryTrainer liegen Patientendaten, Bilddaten, Bildanalyseergebnisse und 3D-Modelle sowie kommentierte OP-Videos und Diagnoseinformationen zugrunde. Neurochirurgen oder Orthopäden, die sich auf die Wirbelsäulenchirurgie spezialisieren wollen, können innerhalb eines praxisnahen Workflows Therapieentscheidung und Operationsplanungen trainieren, wobei auf Expertenmeinungen und ihr fallspezifisches Vorgehen zurückgegriffen werden kann. Der Fokus liegt auf der interaktiven 3D-Darstellung der Anatomie und der virtuellen Therapieplanung.*

*Schlüsselworte: Trainingssystem, Applikationsentwicklung*

## 1 Problem

Anatomische Variationen und die Vielfalt an Indikationen für verschiedene Behandlungsstrategien stellen den Chirurgen bei der Therapieentscheidung und -planung vor eine komplexe Aufgabe. Um für eine Erkrankung die optimale Therapievariante zu ermitteln, sind im Bereich der Wirbelsäulenchirurgie der radiologische Befund, die neurologischen Ausfallerscheinungen, die Beschwerden, evtl. Vorbehandlungen und das soziale Umfeld des Patienten zu berücksichtigen. Für eine komplikationslose Realisierung der Zugangswege zur Wirbelsäule muss die räumliche Beziehung zwischen nervalen und spinalen Strukturen und die Lage der Wirbelsäule zu den umliegenden Muskeln, Gefäßen und weiteren Strukturen bekannt sein. Die Aus- und Weiterbildung in der orthopädischen Wirbelsäulenchirurgie hängt entsprechend stark von den zur Verfügung stehenden Experten und dem vorhandenen Fallspektrum ab. Zur effektiven Schulung muss das Fallspektrum viele Varianten an Behandlungsmethoden und ihrer unterschiedlichen Indikationen umfassen. Kleine Veränderungen, z.B. in Bezug auf die anatomischen Gegebenheiten, können eine ganz andere Therapiemaßnahme indizieren. In der medizinischen Ausbildung werden den Studierenden zunächst die theoretischen Grundlagen gelehrt. Zur Unterstützung dieses Lernprozesses werden multimediale medizinische Lernsysteme entwickelt. Casus [1] beispielsweise stellt für unterschiedliche Lehrstufen Fälle zu ausgewählten medizinischen Fachrichtungen zur Verfügung, an denen die Therapiefindung trainiert werden kann. Während der praktischen Ausbildung trainieren die Studenten ihre Fähigkeiten u.a. an künstlichen, äußerst kostspieligen Modellen von Organen oder Knochen. Für diesen Abschnitt der Ausbildung werden für das Training manueller Fertigkeiten Chirurgesimulatoren entwickelt. Sie bestehen aus deformierbaren Modellen der unterschiedlichen Gewebsarten, Blutungs- und Handhabungssimulation (z.B. Kismet [2] und TempoSurg [3]). Sie basieren in der Mehrheit nicht auf speziellen Falldaten und können daher nicht die Variationen anatomischer Beziehungen vermitteln. Speziell für das Training im orthopädischen Bereich haben Sourina und Sourin [4] ein System für das Training der Knochenbruchbehandlung entwickelt. Die Teltra GmbH [5] entwickelt Leheroperationen für Traumatologie und Chirurgie. Es werden detailgetreue Abläufe verschiedener Operationstechniken vermittelt. Trainingsprogramme, bei denen der Workflow von der Diagnose bis zur Therapieplanung für die Wirbelsäulenchirurgie trainiert werden kann, sind nicht bekannt.

Um Ärzten in der Ausbildung, insbesondere Orthopäden und Neurochirurgen, ein individuelles und fallbasiertes Training der notwendigen Kompetenzen zur Behandlung von Wirbelsäulenerkrankungen zu ermöglichen, wird der SpineSurgeryTrainer entwickelt. Der SpineSurgeryTrainer soll die anatomischen Kenntnisse und erforderlichen Entscheidungskriterien für verschiedene Erkrankungen (z.B. Bandscheibenvorfall oder Stenose des Wirbelkanals) und mögliche Therapiestrategien auf der Grundlage tatsächlicher Falldaten vermitteln. Wesentliches Ziel des Systems ist das Training von Therapieentscheidungen und der interaktiven Planung von minimalinvasiven Eingriffen, offenen chirurgischen Verfahren und Zugangswegen. Das System zielt nicht wie Chirurgesimulatoren auf das Trainieren chirurgischer Eingriffe mit haptischer Rückmeldung, Gewebedeformationen oder Blutungen ab.

## 2 Methoden

Für die Entwicklung eines erfolgreichen Trainingssystems ist die Integration der zukünftigen Nutzer in die Konzeption entscheidend. Damit eine Kommunikation mit den zukünftigen Anwendern aufgebaut werden kann und sie aktiv im Entwicklungsprozess mitwirken, wurde für die Konzeption des Trainingssystems die informelle Spezifikationsmethode der Szenarien gewählt [6]. Desweiteren orientiert sich das konzeptionelle Design des SpineSurgeryTrainers am Vier-Komponenten-Instruktionsdesign-Modell (Komponenten: 1. Lernaufgabe, 2. Unterstützende Information, 3. Prozedurale Information und 4. Übung von Teilaufgaben) [7], das speziell für das Trainieren komplexer kognitiver Fertigkeiten entwickelt wurde. Initial enthält der derzeitige Prototyp des SpineSurgeryTrainers einige Fälle unterschiedlicher degenerativer Wirbelsäulenerkrankungen der Hals- und Lendenwirbelsäule. Anhand dieser Fälle kann der Prozess der Therapieentscheidung und die jeweilige Planung für eine konventionelle Therapie (z.B. Physiotherapie), einer periduralen Injektion oder einer Zugangsplanung zum Operationsgebiet bei einem minimalinvasiven chirurgischen Eingriff trainiert werden.

Der **Trainingsablauf** des SpineSurgeryTrainers ist in Abbildung 1 dargestellt und basiert auf dem klinischen Workflow. Nach der Auswahl des Trainingsfalls folgt der Prozess der Diagnosestellung. Hierzu werden zuerst die relevanten Patientendaten bereitgestellt. Diese beinhalten neben dem Alter, Geschlecht und Gewicht die Familienanamnese und die Beurteilung des beruflichen Umfelds, die Fallchronik sowie vorangegangene Behandlungen. Daraufhin werden die Ergebnisse der klinischen und physischen Untersuchungen und die medizinischen Bilddaten präsentiert, die wie die Anamnese zu bewerten sind. Anschließend kann der Lernende die MRT-Schichtdaten und ein daraus extrahiertes 3D-Modell interaktiv explorieren, um anschließend eine Therapieentscheidung zu treffen. Die Daten und die zur Exploration zur Verfügung gestellten Interaktionen und Hilfestellungen für die Entscheidungsfindung werden in den nachfolgenden Abschnitten detaillierter beschrieben.

Nach der Therapieentscheidung kann der Lernende die Planung der gewählten Therapie trainieren. Der Schwerpunkt liegt hier auf der interaktiven Planung von Interventionen und chirurgischen Eingriffen anhand der Schichtdaten und des 3D-Modells. Dies wird in einem späteren Abschnitt genauer erläutert. Nach abgeschlossener Therapieplanung wird im Analyseschritt die vorgenommene Planung mit denen verschiedener Experten verglichen. Abschließend kann sich der Anwender über den Ablauf der realen Operation und über die Nachuntersuchungen informieren. Im Anschluss hat er die Option eine andere Variante dieses Falls zu trainieren.

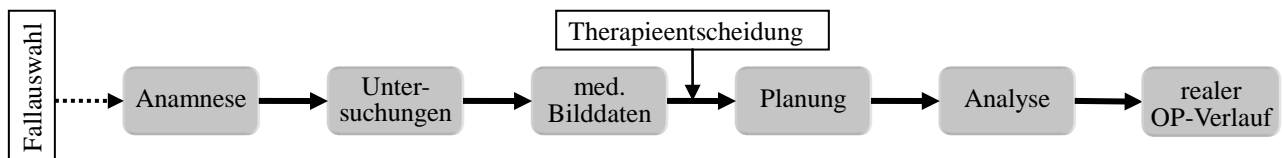


Abb. 1: Skizzierter Trainingsablauf des SpineSurgeryTrainers (orientiert am klinischen Workflow)

Die **Daten** zur Generierung des 3D-Modells aus den Schichtbilddaten (in der Mehrheit MRT) sollten idealerweise mit einer Standardauflösung von mindestens 1 mm und einer Schichtdicke von maximal 3 mm vorliegen. Aus diesen Daten werden die wesentlichen anatomischen Strukturen segmentiert: die Wirbelkörper, die Bandscheiben, die Dura mit Durasack und abzweigenden Nervenwurzeln sowie die umliegenden Strukturen, wie Blutgefäße, Muskeln, Luftröhre und Speiseröhre, und die für die Zugangsplanung relevante Haut.

Zur **Exploration der medizinischen Bilddaten** kann der Nutzer zwischen zwei Ansichten wechseln (siehe Abb. 2). Eine Ansicht zeigt die Schichtdaten, in der die Schichten einzeln durchlaufen und das Grauwertfenster angepasst werden können. Durch Vergrößern und Verschieben der Schichtbilddaten ist die genauere Betrachtung eines Ausschnitts möglich. Zudem sind farbige Overlays der in der zweiten Ansicht dargestellten segmentierten Strukturen ein- und ausblendbar. Damit soll die kognitive Verknüpfung zwischen den 2D-Schichten und der 3D-Anatomie bzw. die räumliche Vorstellung unterstützt werden. Zum selben Zweck besteht in der 3D-Ansicht die Möglichkeit die aktuelle axiale 2D-Schicht in das 3D-Modell zu integrieren (siehe Abb. 2). Beim axialen Verschieben dieser Schicht wird das korrespondierende axiale Schichtbild angezeigt.

Das freie Navigieren im 3D-Raum durch Rotation (mit je einem oder allen drei Freiheitsgraden), Translation und Zoomen ist für Ungeübte schwierig. Um die Lernenden bei der Navigation zu den interessanten Sichten zu unterstützen, werden neben den Standardsichten (koronar, axial und sagittal) auch vordefinierte (z.T. automatisch berechnete) günstige Ansichten auf die Pathologien angeboten. Störende anatomische Strukturen, die der Nutzer sonst manuell über einen Strukturbaum selbst aus- und einblendet, sind hier bereits ausgeblendet. Außerdem sollen demnächst automatisch berechnete Kamerafahrten den Nutzer durch die 3D-Szene führen und die Explorationsaufgabe erleichtern [8]. Die Kamerafahrten können durch den Nutzer beliebig unterbrochen werden, wenn dieser einen interessanten Bereich interaktiv erkunden möchte. Anschließend wird die Animation fortgeführt.



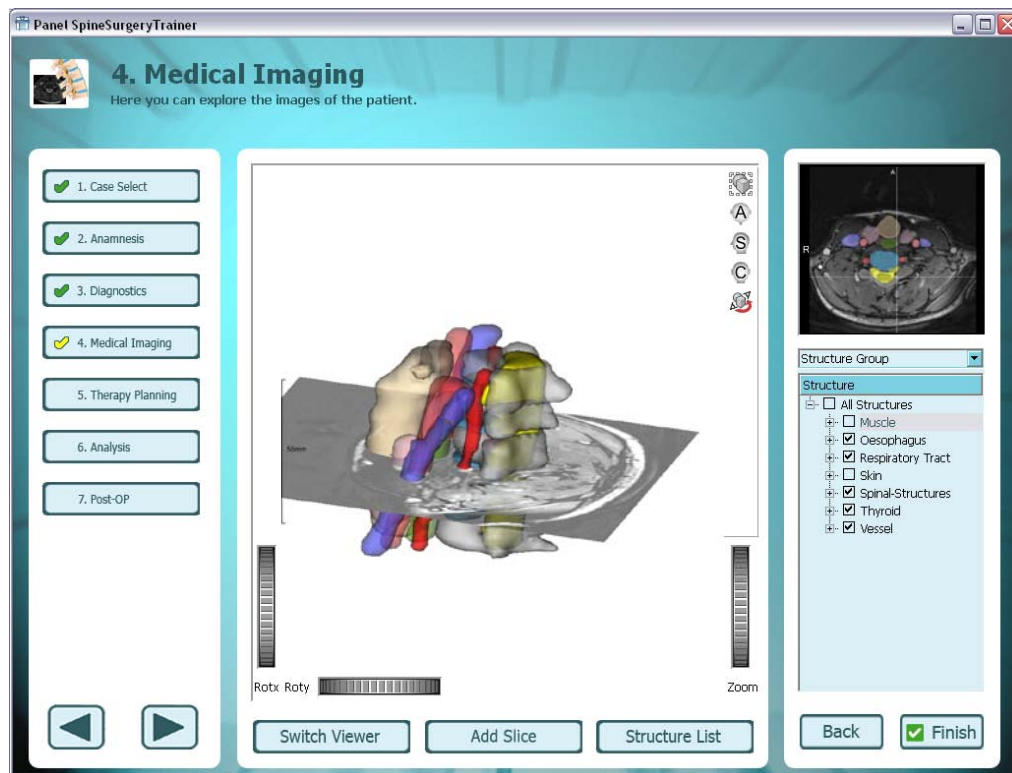


Abb. 1: Benutzerschnittstelle zur Exploration der Schichtbilddaten und des 3D-Modells der Patientenanatomie. Die aktuell sichtbare 2D-Schicht (Ansicht oben rechts) wird hier innerhalb der 3D-Szene des aktuellen Halswirbelbandensatzes dargestellt, während Overlays in der Schichtdarstellung die dargestellten segmentierten Strukturen innerhalb dieser Schicht widerspiegeln. Die einzelnen Strukturen und Strukturgruppen sind über den Strukturbaum rechts ein- und ausblendbar. Links ist der aktuelle Trainingsablauf dargestellt, der ein Springen zu den einzelnen Schritten ermöglicht.

Für die **interaktive virtuelle Therapieplanung** stehen wieder die zweidimensionalen medizinischen Schichtbilder und das 3D-Modell zur Verfügung. Eine einführende Animation zeigt auf Wunsch nur die Wirbelsäule mit der hervorgehobenen Pathologie und überführt die Ansicht von der koronaren Ausgangsposition in die der jeweiligen Operationssicht mit sämtlichen segmentierten Strukturen. Die minimalinvasive Zugangsplanung zum Operationsgebiet oder zum Zielgebiet der Injektion sowie die Planung der Schraubensetzung bei einer Versteifung sind markerbasiert. Dazu muss der Nutzer jeweils einen Marker für den Einstichpunkt und einen für den Zielpunkt der virtuellen Nadel, des tubularen Retraktors oder der Schraube setzen. Das erfolgt auf den Schichtdaten bzw. auf der „Schichtebene“ im 3D-Modell der Patientenanatomie. Während das Arbeiten auf den Schichten der klinischen Alltagssituation entspricht, bietet das 3D-Modell einen besseren räumlichen Bezug; auch zwischen den Markern.

Zur besseren Sicht auf das Zielgebiet können Strukturen über einen Strukturbaum (siehe Abb.2) ausgeblendet bzw. zum Prüfen eines Verletzungsrisikos wieder eingeblendet werden. Zur Kontrolle der eigenen Planung kann das 3D-Modell inklusive der virtuellen chirurgischen Instrumente exploriert werden. Eine optionale Animation visualisiert den geplanten Prozess, wobei bei der minimalen Zugangsplanung durch die Animation der gesamte Ablauf der Zugangsvergrößerung durch Dilatatoren bis hin zum Setzen des tubularen Retraktors vermittelt wird. Ebenfalls zur Kontrolle aber auch als anfängliche Hilfestellung, besteht die Option automatisch vorberechnete Insertionszonen [9] farblich auf der Haut hervorzuheben. Das vermittelt zusätzlich ein Gefühl für das in der Wirbelsäulenchirurgie häufig sehr kleine Handlungsfenster. Diese Insertionszonen markieren jeweils Bereiche in denen Risikostrukturen, wie Gefäße, verletzt werden könnten, in denen harte knöcherne Strukturen den Zugang erschweren, der Weg des Instruments zu lang oder der Winkel ungünstig ist.

### Nutzerführung und Unterstützung

Während der gesamten Planung wird der Nutzer geführt, indem er zu jedem Schritt Hinweise zum Training (Funktionen und Ausführung) textuell und teilweise auch in Videoform erhält. Zudem kann er sowohl für die Therapieentscheidung als auch für die Therapieplanung Expertenunterstützung anfordern. Dadurch erfährt er von verschiedenen Experten mögliche Therapieansätze und deren jeweilige Indikationen. Diese werden textuell und durch die Anzeige der relevanten Schichten in den 2D-Daten und statischen oder animierten 3D-Darstellungen der Patientenanatomie aufgezeigt. Während des Planungsprozesses der Therapie stehen verschiedene Expertenansätze in Form von Videos des Pla-

nungsprozesses des Experten und dessen explorierbares Planungsergebnis zur Verfügung. Im Analyse-Schritt ist der Vergleich mit der Planung der Experten fest integriert. Dabei werden die Zugangswege der Experten und die des Lernenden visuell sowie textuell parallel angezeigt. Geplant ist es, den Planungsprozess des Experten auch als interaktive Animation ablaufen zu lassen, um Lösungsstrategien und Herangehensweisen auch visuell zu vermitteln.

### 3 Ergebnisse

Der SpineSurgeryTrainer ist ein fallbasiertes interaktives Trainingssystem, das eine Lernhilfe für den gesamten klinischen Workflow im Bereich der Wirbelsäulenchirurgie darstellt. In Zusammenarbeit mit zwei Orthopäden wurde ein Prototyp entwickelt, der exemplarisch sechs Halswirbelfälle und acht Lendenwirbelfälle mit Induktionen zur periduralen Injektion und operativen Eingriffen beinhaltet. Die Modellierung eines Falls ist in der Akquisition der Materialien über die klinischen Partner und in ihrer Aufbereitung aufwendig. Damit alle Materialien, einschließlich eines OP-Videos vorliegen, muss oft schon während der realen Planung eines Falls entschieden werden, ob dieser für den SpineSurgeryTrainer interessant sein könnte. Die Anonymisierung, Segmentierung, Generierung von Fallvarianten, der Videoschnitt und die Aufnahme der Expertenvorschläge sind zeitaufwendig und setzen ebenfalls die Beteiligung der klinischen Partner voraus.

Mithilfe des aktuellen Prototyps sind angehende Operateure in der Lage ihr anatomisches Wissen in dieser Domäne und ihr mentales Modell der Anatomie auf Basis der Schichtbilddaten zu verbessern. Desweiteren werden die Indikationen einer Therapie vermittelt und die Entscheidungsfindung und Therapieplanung kann an verschiedenen realen Fällen und Fallvarianten trainiert werden. Die Präsentation mehrerer Expertenmeinungen verdeutlicht die vielfältige Vorgehensweise der Experten, die daraus resultiert, dass für die Wirbelsäulenchirurgie zum gegenwärtigen Zeitpunkt wenige eindeutige Standards existieren. Durch die interaktive und dynamische 3D-Darstellung der Patientenanatomie und –pathologie ist es einfacher den optimalen Zugangsweg zu erkennen und Verletzungen umliegender Strukturen zu vermeiden. Die Abbildung der Insertionszonen auf der Haut vermittelt das in der Wirbelsäulenchirurgie oft kleine Handlungsfenster und bietet damit eine Hilfestellung oder dient der Kontrolle der eigenen Planung. Der Schwierigkeitsgrad ist durch die optionale Bereitstellung dieser Hilfestellung und der Expertenmeinung entsprechend variabel. Bei der schwierigen Navigationsaufgabe wird der Nutzer durch automatische Kamerafahrten und aussagekräftige Voransichten unterstützt, so dass er nicht daran scheitert oder das Interesse verliert. Die Integration der Schichtdaten in das 3D-Modell verbindet die Vorteile der Vermittlung räumlicher Lagebeziehung zwischen den anatomischen Strukturen und die exakte Darstellung auch des Inneren der Strukturen. Mit dem Ausblenden einzelner Strukturen werden immer mehr Informationen der Schichtdaten sichtbar.

### 4 Diskussion

Der SpineSurgeryTrainer befindet sich mitten in der Entwicklungsphase und wird in Zusammenarbeit mit den späteren Nutzern und unter Berücksichtigung zwischenzeitlicher Evaluierungsergebnisse weiterentwickelt. In der weiteren Entwicklungsphase soll geprüft werden, inwieweit weitere Interaktionswerkzeuge, z.B. zur Vermessung von Abständen, die Therapieplanung oder Entscheidungsfindung unterstützen. Ferner soll die Interaktion im 3D-Modell verstärkt werden. So soll das virtuelle Instrument (z.B. Spritze oder Dilator) demnächst auch direkt in der 3D-Darstellung am Einstichpunkt positioniert und mit Hilfe eines Widgets ausgerichtet werden. Die Einstichtiefe wird dann über eine Verschiebung entlang dieser Ausrichtung bestimmt. Basierend auf der klinischen Routine soll zur Kontrolle ein automatisch generiertes Röntgenbild der aktuellen Szene abgerufen werden können. Das Röntgenbild für die sagittale oder axiale Lage könnte durch das Aufsummieren der Voxelwerte einer Volumenpräsentation der Schichtdaten aus der jeweiligen Sicht entstehen. Die Schwierigkeit besteht hier in der Integration des aktuellen Zustandes des chirurgischen Instruments in den Volumendatensatz bzw. in das Röntgenbild. Eine Erweiterung der virtuellen Instrumentenbasis, insbesondere durch neu erschiene Instrumente, deren Handhabungen in den Lehrbüchern noch nicht beschrieben sind, ist vorgesehen. Bei der minimalinvasiven Zugangsplanung soll durch „CutAways“ der Blick durch den tubularen Retraktor ermöglicht und die Möglichkeiten der virtuellen Entfernung knöcherner Strukturen erforscht werden. Weiterhin muss die offene Zugangsplanung, die die Schwierigkeiten der Gewebedeformation mit sich bringt, weiterentwickelt werden. Bisher sind lediglich das Einzeichnen einer Resektionsebene in den Schichtbildern und eine entsprechende Verschiebung der Strukturen konzipiert. In Zukunft sollen weitere Operationsmöglichkeiten (z.B.: Einsetzen künstlicher Bandscheiben oder Versteifung durch Implantate), neue Fälle (vor allem die Lendenwirbelsäule betreffend) sowie weitere Expertenvorschläge ergänzt werden. So entsteht eine repräsentative Menge an verschiedenen Planungsprozessen und die Lernenden erhalten einen Überblick über mögliche Krankheitsbilder und Therapien. Außerdem ist eine fortlaufende Evaluierung bzgl. der Usability und des Lernerfolges erforderlich.



## 5 Referenzen

- [1] Adler et al.: "CASUS - new implementations and challenges" In Slice of Life Conference, 2006
- [2] Kühnapfel et al.: "Endoscopic Surgery Training using Virtual Reality and deformable Tissue Simulation", In Computers & Graphics 24, 2000
- [3] Zirkle et al.: "Using a Virtual Reality Temporal Bone Simulator to Assess Otolaryngology Trainees", In Laryngoscope, 2007
- [4] Sourina, Sourin: "Virtual Orthopedic Surgery Training on personal computer", In International Journal of Information Technology, 2000
- [5] Seiffert et al.: „Strategieentwicklung für ein telemedizinisches Dienstleistungsunternehmen am Beispiel der TELTRA GmbH“, In Biomedizinische Technik, 2000
- [6] Cordes et al: „Szenariobasierte Entwicklung eines chirurgischen Trainingssystems“, In CBT, 2007.
- [7] van Merriënboer, J.J.G., Clark, R.E. & de Croock, M.B.M., "Blueprints for Complex Learning: The 4C/ID-Model". In Educational Technology Research & Development, number 50(2), pages 39–64, 2002.
- [8] Mühler, Preim, „Günstige Kamerapfade für medizinische Animationen“, In BVM, Springer, 2010
- [9] Engel et al.: „Schnelle Zugangsplanung für die perkutane Punktion der Leber“ In BVM, Springer, 2010



# Medical training simulators for bilateral sagittal split osteotomy and regional anaesthesia in virtual environments

T. Knott<sup>1</sup>, S. Ullrich<sup>1</sup>, O. Grottke<sup>2</sup>, T. Fries<sup>3</sup>, M. Gerressen<sup>4</sup>,  
T.M. Deserno<sup>5</sup>, R. Rossaint<sup>2</sup>, T. Kuhlen<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Virtual Reality Group, RWTH Aachen University, Germany

<sup>2</sup> Department of Anaesthesiology, RWTH Aachen University Hospital, Germany

<sup>3</sup> Aachen Institute for Advanced Study in Computational Engineering Science, RWTH Aachen University, Germany

<sup>4</sup> Department for Operative Dentistry and Plastic Facial Surgery, RWTH Aachen University Hospital, Germany

<sup>5</sup> Department of Medical Informatics, RWTH Aachen University, Germany

Kontakt: knott@vr.rwth-aachen.de

## Abstract:

*Regional anaesthesia and bilateral sagittal split osteotomy are both clinical procedures which require profound theoretical knowledge and specific motor skills for successful accomplishment. As training opportunities are rare and can be harmful for patients, we started the development of two virtual reality-based surgical training simulators. While visualization is an important topic on its own, here the research challenges are predominantly interaction and real-time simulation. More specifically, solutions for realistic haptic feedback, multi-layer tissue deformation and simulation of crack propagation have to be found. In this article we present the chosen methods and some preliminary results.*

*Keywords: virtual reality, physics simulation, regional anaesthesia, bilateral sagittal split osteotomy, medical training, haptics, patient-specific modeling*

## 1 Problem

Training opportunities for surgical situations are limited. Prop-based training, cadavers and animals all have shortcomings. Learning on patients is time-consuming, instructor has to be present, and bears risks. For minimal invasive “key-hole” procedures numerous simulators have been developed. However, only few open surgery simulators exist. In this paper we focus on two distinct types of procedures: bilateral sagittal split osteotomy (BSSO) and regional anaesthesia (RA).

The BSSO represents a major surgical procedure in maxillofacial surgery. Today’s most commonly used technique has been developed by Obwegeser and Trauner in the modification according to Dal Pont [1, 2]. It permits relocation of the mandible in all three planes of space in various ways. After surgically freeing the jaw corpus and ramus of the mandible, a predetermined breaking point is created on the lower mandible. For this purpose a bone saw or Lindemann’s cutting burr is used to mark the planned osteotomy line and hereafter deepened until the outer hard bone layer is completely severed. Chisels with different sizes are now inserted into the prepared line, which is then carefully broadened by twisting the tools. The drilling and the subsequent controlled splitting of the jaw bone are the most important and also most critical steps of this operation. In cases where complications occur during the division, the mandible and the contained neurovascular bundle could be damaged beyond repair. Consequences could range from necessity of a temporary inter-maxillary fixation to a complete irreversible paralysis of the bottom lip and chin. Therefore, we aim at developing an interactive simulator (BSSOSim) which provides a training tool to learn the basic manual skills but also to rehearse difficult scenarios. The crucial surgical steps of drilling and breaking will be the focus of the simulation.

The second simulator’s primary goal is to provide a needle-interaction training environment for regional anaesthesia (RA). Needle simulation is an important topic and has a broad field of applications in clinical procedures, e.g., biopsies, injections, neurosurgery, brachytherapy cancer treatment and RA. We focus on RA because training opportunities are limited and there is a lack of available virtual reality-based (VR) RA simulators. RA requires profound theoretical knowledge and repeated performance to gain sufficient manual skills for successful accomplishment of such procedures [3]. Although, there is widespread utilization of simulators to learn and improve medical skills in general and sophisticated full-scale simulators for general anaesthesia, the use of such mannequins for RA training is limited by non-

reflecting the patient variance, inaccurate representing of biological tissue, and physically wearing from repeated use. In an interdisciplinary approach, we therefore launched the Regional Anaesthesia Simulation (RASim) project (<http://www.rasim.info/>), which is composed of subject-specific data set creation and VR-based simulation [4].

## 2 Methods

Both simulators are based on VR-technology, with a real-time, human-in-the-loop physical simulation. Necessary pre-conditions for a life-like simulation are anatomical data sets. Thus we first describe acquisition and modelling in section 2.1. and then give an overview of the simulators systems in 2.2.

### 2.1 Data sets and training scenarios

For the BSSO simulator, anatomical models will be extracted from cone beam CT-Scans, which are already done in context of routine preoperative diagnostics and planning. These data sets will function as the foundation for models used in the XFEM simulation and visualization. One requirement is the segmentation of the data into jaw-bone and surrounding soft tissue. The extraction of the neurovascular bundle will be done indirectly by the segmentation of the mandibular canal. The mandible anatomies strongly differ among patients. Therefore, another important aspect of the project will be the collection of operation scenarios which should have a large variety with respect to the morphology, the bone architecture and the course of the neurovascular bundle. In this context, we will outline standard situations, namely comparatively simple operations, as well as special scenarios.

To provide the RA simulator with subject-specific data and to support various training scenarios, a content creation pipeline has been established [4]. Because routine diagnostic scans could not be used, the database is built with inputs based on non-invasive magnetic resonance imaging (MRI) and customized magnetic resonance angiography (MRA). For *imaging* the scanner protocols have been adjusted together with radiologists [5] to improve the contrast of morphology in MRI scans and to visualize blood vessels in MRA without contrast agent. Tissue types, that are relevant for the simulation (e.g., skin, fat, muscle, blood vessels and bones), are segmented in a *data processing* step. For *3D nerve modeling*, we have created a tool to construct spline-based virtual nerve cords interactively with control points in virtual environments [6]. To import datasets into the *VR simulator*, the physician can choose a subject in a *selection* step. In a *3D nerve instantiation step*, the spatial configuration of the nerve cords can be (optionally) varied randomly in order to obtain a unique virtual patient for each training session. Parts of the data base and pipeline (especially the nerve modelling) will be reused for the BSSO simulator.

### 2.2 Simulators

In the planned BSSO training application, the operator sees a virtual setup of a jaw surgery on an immersive display, e.g., an L-Bench. Furthermore, she operates surgery tools by means of a combined input/output device enabling interactive drilling and breaking of the mandible. An important goal of the simulator is the training of specific motor abilities which are needed for a positive outcome of the split osteotomy. Therefore, one prerequisite to the system is a reproduction of the real interaction with a high degree of realism (see Fig. 1b). For this purpose we utilize a haptic input/output device with 6 degrees of freedom (6DOF) (see Fig. 1a). The end effector of the device is mapped to the grip of the currently used virtual tool (e.g., bone saw or drill). Through these virtual tools the operator is not only able to, e.g., put pressure on the virtual jaw, but also concurrently feel its resistance. The necessity of highly realistic interaction requires a high quality real-time simulation of the occurring physical effects, including the force exchange between tool and bone and the induced structural changes of the latter. The bone splitting can be described from an engineer's point of view as a crack propagation problem. Hence, we chose the extended Finite Element Method (XFEM) [7], which is well suited to the modelling of this kind of problem. Unlike the classical FEM, XFEM does not need an alignment of the FEM grid with discontinuities and singularities. This is an important advantage as the positions of the discontinuities and singularities change during the crack propagation. In the classical FEM, a permanent, expensive remeshing is required in order to follow the crack; this is not required within the XFEM [8].

For RASim a prototype has been developed for the femoralis block in the inguinal region. First, the user has to localize important anatomical landmarks by palpation with a virtual hand. The extended index finger is used as a "sensor" and can be moved over the skin surface of the virtual patient (Fig. 1d) with a PHANTOM Omni Haptic Device. Afterwards, the virtual hand is replaced by a virtual needle, which is coupled to the input device and can be moved and rotated freely outside the virtual patient (Fig. 1c). Once the skin surface has been penetrated, the movement (of the virtual needle) is currently restricted to the injection direction (i.e., along the axis of the needle shaft). At any time during the training procedure a virtual aspiration can be triggered by the trainee, to check whether the needle tip is inside a blood vessel. To

simulate needle interaction and electric impulse transmission, a novel approach based on electric distances has been developed. Hence, if a virtual nerve cord is within emission range of the needle tip, corresponding muscular motor responses are displayed in real-time. The amplitude of the electric impulses can be controlled by a 2D-GUI. In case of missing motor feedback, either the needle can be relocated or the user can switch back to palpation mode to search for a better insertion site. Once the trainee has reached the desired target area, the needle can be fixed and individual anatomical layers can be turned transparent to offer a review opportunity to gain better insight.

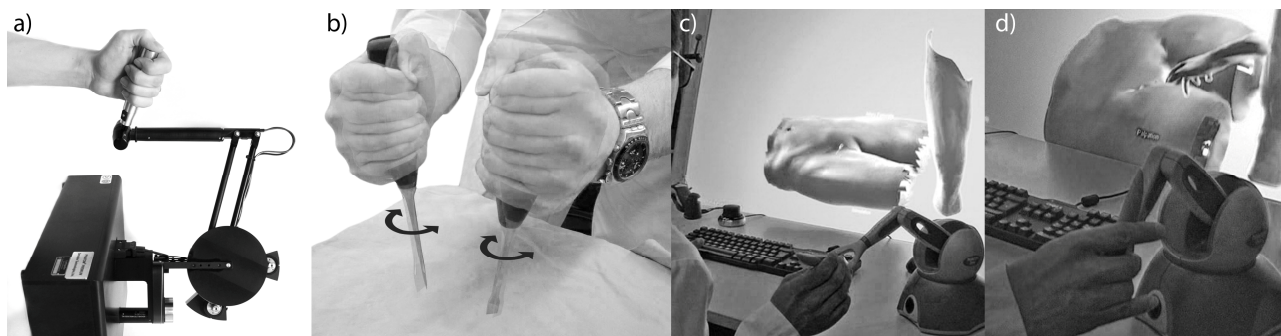


Fig. 1: a) 6DOF Haptic Feedback Device. b) Demonstration of the tool movement for the split step in the BSSO procedure. c) RASim prototype with an anatomical dataset of the hip region and a generic upper leg to show animated muscle responses. d) RASim used for virtual palpation.

### 3 Results

Because the BSSO project has been initiated recently, there are no preliminary results yet. However, in ongoing work shared components of both projects have been identified and are being aggregated in a medical simulation library.

The RASim content creation pipeline has been used for five subjects so far. We plan to extend the database with more cases and also work on other body regions. MRI and MRA data were obtained from five individuals from the inguinal region. Relevant data were successfully extracted employing our new software. Further differentiation of anatomical structures was realised using an ontology subdividing and describing tissue types as well as cavities. As nerves cannot be sufficiently captured, virtual nerve cords were modelled according to a hierarchical data structure along anatomical landmarks. The simulator utilized this data and consistently applied the developed modules for collision detection, virtual humanoids, interaction, and visualization. Needle interaction and electric impulse transmission was simulated realistically. The RASim prototype has been systematically evaluated with ten residents and consultants using a 24-item questionnaire on a 5 point Likert-scale ranking between 1 (best) and 5 (worse) [4]. Furthermore, in this study, our subject-specific data sets have been compared with a current state-of-the-art commercial dataset (Zygot, USA, <http://www.3dscience.com>), that consists of geometry and textures representing the anatomy of a male subject. The user study showed an overall acceptance ( $1.8 \pm 1.6$ ) with the ease of use of the simulator. Also the anatomy and identification of landmarks were highly rated ( $2.2 \pm 1.6$ ), both for our and the Zygot data sets. Further, we did not reveal any advantage of the commercial dataset. Despite the use of a 3D navigation, 90% of the participants stressed the importance of the incorporation of sophisticated haptic feedback allowing the tactile perception of tissue resistance.

### 4 Conclusion & future work

The evaluation of the RASim prototype stressed the need for haptic feedback in surgical training applications. Therefore, we are currently working on haptic simulation with support for a novel bi-manual interaction for concurrent palpation and needle guidance in the RASim project. For realistic feedback with multiple tissue layers we are adapting a constrained-based needle simulation approach [9]. For the BSSO trainer 6DOF haptic rendering and physics simulation based on XFEM are utilized and have to be optimized for the real-time requirements. Both described training simulators employ commercially available VR-Technology. Being standardized, it is possible to use the same hardware for multiple training applications and thereby reduce costs and at the same time increase accessibility. Due to the haptic feedback the simulators will not only be suitable to learn medical concepts, but also to increase the specific motor skills needed for the target interventions. To further facilitate education and training, operation guides and evaluation criteria will be inte-

grated into the simulators. The content creation pipeline aims to minimize the effort of integrating patient-specific data into training simulators. It is a first step towards the usage of training simulators, beyond educational purposes, for rehearsal of difficult real interventions. Additionally, as ultrasound guided RA is an emerging technique, we plan to include this aspect into the RASim trainer by adapting the work of Vidal et al. [10].

## 5 Acknowledgments

Both projects are funded by the German Research Foundation (BSSO grant: KU 1132/6-1, FR 2563/2-1, GE 2083/1-1 and RASim grant: RO2000/7-1, KU1132/4-1, LE1108/8-1).

## 6 Referenzen

- [1] G. Dal Pont, "L'osteotomia retromolare per la correzione della progenia," 1958.
- [2] H. Obwegeser, "The indications for surgical correction of mandibular deformity by the sagittal splitting technique," *British Journal of Oral Surgery*, vol. 1, 1963, pp. 157-171.
- [3] A.F. Smith, C. Pope, D. Goodwin, and M. Mort, "What defines expertise in regional anaesthesia? An observational analysis of practice," *British Journal of Anaesthesia*, vol. 97, 2006, pp. 401-407.
- [4] S. Ullrich, O. Grottko, E. Fried, T. Frommen, W. Liao, R. Rossaint, T. Kuhlen, and T.M. Deserno, "An intersubject variable regional anaesthesia simulator with a virtual patient architecture," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 4, 2009, pp. 561-570.
- [5] O. Grottko, A. Ntoubas, S. Ullrich, W. Liao, E. Fried, A. Prescher, T.M. Deserno, T. Kuhlen, and R. Rossaint, "Virtual reality-based simulator for training in regional anaesthesia," *British Journal of Anaesthesia*, vol. 103, 2009, pp. 594-600.
- [6] S. Ullrich, T. Frommen, J. Eckert, A. Schütz, W. Liao, T.M. Deserno, A. Ntoubas, R. Rossaint, A. Prescher, and T. Kuhlen, "Interactive modeling and simulation of peripheral nerve cords in virtual environments," *Proceedings SPIE Medical Imaging 2008*, San Diego, USA: 2008, pp. 69182J--69182J-8.
- [7] T. Belytschko and T. Black, "Elastic Crack Growth in Finite Elements with Minimal Remeshing," *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 1999, pp. 601-620.
- [8] L. Jerábková and T. Kuhlen, "Stable Cutting of Deformable Objects in Virtual Environments Using XFEM," *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 29, 2009, pp. 61-71.
- [9] C. Duriez, C. Guébert, M. Marchal, S. Cotin, and L. Grisoni, "Interactive Simulation of Flexible Needle Insertions Based on Constraint Models," *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, 2009, pp. 291-299.
- [10] F.P. Vidal, N.W. John, A.E. Healey, and D.A. Gould, "Simulation of ultrasound guided needle puncture using patient specific data with 3D textures and volume haptics," *Computer Animation and Virtual Worlds*, vol. 19, 2008, pp. 111-127.

# Das chirurgische Operationsphantom ELITE – die Alternative zu Box- und virtuellen Trainern

A. Fiolka<sup>1</sup>, S. Gillen<sup>1,2</sup>, F. Knödgen<sup>1</sup>, M. Wolf<sup>3</sup>, M. Meyer<sup>3</sup>, A. Schneider<sup>1</sup>, H. Feußner<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, Forschungsgruppe MITI, München, Germany

<sup>2</sup> Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, Chirurgische Klinik und Poliklinik, München, Germany

<sup>3</sup> Forschungsinstitut für Leder und Kunststoffbahnen gGmbH FILK, Freiberg, Germany

Kontakt: adam.fiolka@tum.de

## Abstract:

*In der Chirurgie spielte Training schon immer eine wichtige Rolle. Mit der Einführung minimal-invasiver Verfahren ist der Bedarf deutlich gestiegen. Neben dem Tiermodell konnte der Anwender bisher nur auf Box- oder virtuelle Trainer zurückgreifen. ELITE (endoskopisch-laparoskopische interdisziplinäre Trainingseinheit) ist ein neues voll-synthetisches ex-vivo Trainingsmodell, mit dem die unterschiedlichen laparoskopischen und endoskopischen Eingriffe simuliert werden können. Die neu entwickelten Organe aus Gelatine und Kollagen verhalten sich sehr realitätsnah und können mit den konventionellen Instrumenten präpariert werden. Das Trainingssystem wurde bei vielen medizinischen Workshops vorgestellt und erfolgreich evaluiert.*

*Schlüsselworte: Simulation, NOTES, Operationsphantom, ELITE*

## 1 Problem

Der aktuelle Trend in allen interventionellen Fächern der Medizin, das Trauma weiter zu minimieren, hat den Bedarf an Ausbildungs- und Trainingsmöglichkeiten deutlich erhöht. Speziell die neuen minimal-invasiven Operationstechniken wie Single-Port oder die narbenlose Chirurgie verlangen vom Operateur, sich kontinuierlich neue handwerkliche Fähigkeiten anzueignen und neue Instrumente einzusetzen. Bisher standen dem Operateur das Tiermodell, Boxtrainer oder virtuelle Simulatoren als Übungsmöglichkeit zur Auswahl. Hinsichtlich der Realität ist das Training am lebenden Tier nicht zu übertreffen. Diese Trainingsform kann allerdings aus Gründen der Ethik und wegen der hohen Kosten für Haltung, Anästhesie und die Durchführung der Operation nur beschränkt eingesetzt werden. Daher sollte das Üben am Tiermodell nur einem erfahrenen Operateur vorbehalten sein. Nicht zu vergessen ist, dass das Durchführen der Tierversuche in einigen Ländern nur sehr eingeschränkt möglich ist.

Eine vertretbare und bereits stark verbreitete Alternative zum Tiermodell sind die so genannten Boxtrainer (z.B. PelviTrainer®), in denen überwiegend tierische Präparate eingesetzt werden. Trotz einigen Einschränkungen bieten diese Systeme in der chirurgischen Ausbildung gute Voraussetzungen für ein praxisorientiertes Training. Anders als beim Tierversuch gibt es hier keine ethischen Bedenken, wenn die Eingriffe von absoluten Anfängern durchgeführt werden.

Kostenseitig ist diese Art von Training im Vergleich zum Tiermodell deutlich günstiger. Die Tierpräparate müssen jedoch trotzdem mit hohem Aufwand für die Übung vorbereitet und anschließend ordnungsgemäß entsorgt werden. Auch die Raumwahl spielt bei der Vorbereitung der Versuche eine Rolle. Im Vergleich zum Tierversuch hat man hier natürlich deutlich mehr Möglichkeiten und kann die Übungen theoretisch überall durchführen. Aufgrund der Geruchsbildung und dem Austritt von Körperflüssigkeiten aus den Organen ist es aber ratsam, einen geeigneten Übungsraum zu wählen. Der entscheidende Vorteil von virtuellen Simulatoren [1-2] ist, dass diese praktisch überall aufgestellt und ohne zusätzliches Assistenzpersonal benutzt werden können. Fast alle Systeme nutzen die konventionelle Computertechnologie. Das virtuelle Gewebe kann genäht, geschnitten oder präpariert werden. Zusätzlich kann der Operateur unterschiedliche Instrumente einsetzen, Knoten und Clips applizieren. Die Systeme bieten die Möglichkeit, die Schwierigkeitsstufe des Eingriffs durch Variation der Anatomie oder der pathologischen Befunde zu variieren. Das Repertoire an möglichen Eingriffen ist jedoch sehr beschränkt. Demgegenüber steht jedoch eine vom System generierte, auf Basis der durchgeführten Übungen, präzise Analyse des Trainingserfolges.

Derzeit gibt es VR-Simulatoren entweder für laparoskopische oder endoskopische Eingriffe. Eine nachträgliche Implementierung neuer Operationsverfahren ist nur selten möglich. Obwohl die Technologie von der rasanten Entwicklung im Entertainment Bereich profitieren konnte, wird das Verhalten von Blut und Gewebe bei allen Manipulationen wie etwa der Exposition, sowie stumpfer, scharfer und elektrischen Präparation bis jetzt nur sehr artifiziell nachgebildet. Dennoch belegen Studien [3] einen positiven Zusammenhang zwischen dem Training mit einem virtuellen System und der Geschicklichkeit beim späteren Operieren in vivo. Untersuchungen [4] haben auch gezeigt, dass die VR-Systeme für Chirurgen am besten geeignet sind, die bereits Grunderfahrungen in der Chirurgie haben und nun die Basisfertigkeiten der minimal-invasiven Chirurgie erlernen wollen.

Rückblickend auf die vergangenen Jahre wurden nur vereinzelt Versuche unternommen, die Technologien miteinander zu kombinieren. Der steigende Bedarf an Trainingsmöglichkeiten verlangt aber, dass möglichst kurzfristig neue Ideen entwickelt und Wege beschritten werden. Alle genannten Übungssysteme sind entweder nur für das Training von Basisfertigkeiten geeignet und werden als artifiziell empfunden, oder bieten aber – bei besserer Immersion – nur hochspezialisierte isolierte Trainingsmöglichkeiten. Zudem existierte bisher weder eine universell einsetzbare Übungsumgebung, die unter realen Bedingungen die Ausführung unterschiedlicher (endoskopischer, laparoskopischer oder NOTES) Eingriffe möglich macht, noch gibt es derartige Systeme für das VR Training.

Das neu entwickelte Operationsphantom ELITE ist ein Universalsystem, das prinzipiell die Durchführung aller bisher bekannten chirurgischen Eingriffe (konventionell-offen, laparoskopisch, endoskopisch oder mittels Zugänge über natürliche Körperöffnungen) möglich macht. Es war das Ziel der vorliegenden Arbeit, die Eignung dieses neuen Analogtrainers für die chirurgische Ausbildung zu testen.

## 2 Methoden

ELITE ist die Abkürzung für die sogenannte *endoskopisch-laparoskopische interdisziplinäre Trainingseinheit* (Abb.1). Es handelt sich um ein voll-synthetisches Trainingssystem, das in enger Zusammenarbeit mit der Firma Somso für endoskopisch-laparoskopische Eingriffe entwickelt wurde.

Der Torso entspricht in den Proportionen einer weiblichen Person in den frühen Erwachsenenjahren. Die Abdominalhöhle ist gasdicht. Durch zusätzliche Ventile in der Speiseröhre und im Rektum kann auch der Gastrointestinaltrakt bei der Nutzung dieser Hohlorgane sehr realitätsnah insuffliert werden. Um eine einfache Austauschbarkeit der Organe zu gewährleisten, wurde das Phantom modular aufgebaut, d.h. die einzelnen Organe können nach Bedarf ausgewechselt werden.

Abhängig vom Eingriff kann der Operateur zwischen zwei verschiedenen Varianten der Bauchdecke wählen. Die weiche Version wölbt sich bei der Gasinsufflation. Wie in der Realität können die Punktionen an beliebiger Stelle vorgenommen werden, ohne dass es zu Gasverlust kommt. Diese Komponente ist ein Einmalprodukt und wurde bisher überwiegend für NOTES und transmural assistierte NOTES Interventionen benutzt.

Der Anwender kann auch auf eine starre Bauchdecke zurückgreifen. Sie ist deutlich kostengünstiger und kann mehrfach verwendet werden. Eine Gasinsufflation ist bei dieser nicht erforderlich, da bereits die Wölbung wie bei erfolgter Gasinsufflation vorgeformt ist. Die Trokareinführungspunkte sind hier jedoch vorgegeben und können nicht frei variiert werden.

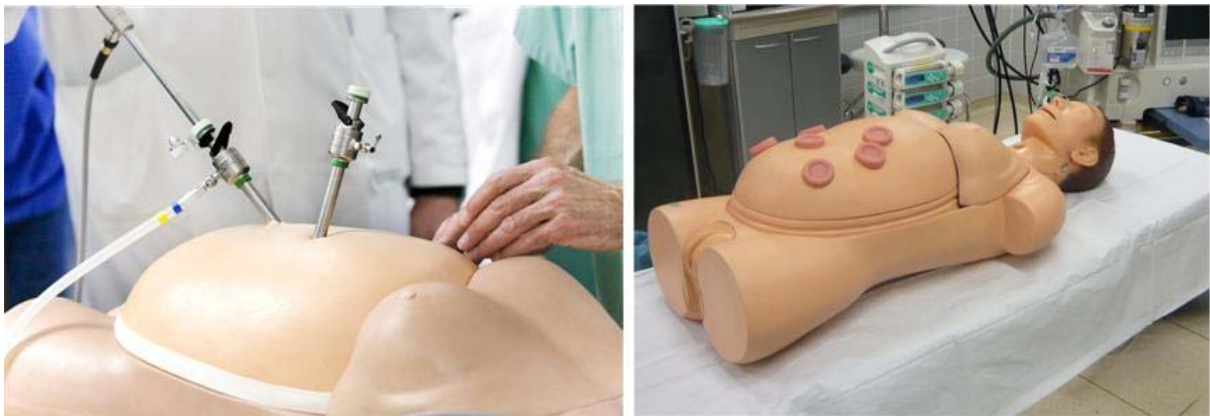


Abb. 1: ELITE (*endoskopisch-laparoskopische interdisziplinäre Trainingseinheit*). Ein voll-synthetisches OP-Phantom, das das Training unterschiedlicher minimal-invasiver Eingriffe, wie z.B. die Cholezystektomie, Darmsegmentresektionen oder die Appendektomie, und auch flexiblen endoskopischen Verfahren ermöglicht.



Die Organe werden beim ELITE immer als ein Verbund ausgetauscht. Ein Organpaket besteht momentan aus Leber, Gallenblase, Milz und Gastrointestinaltrakt inklusive des Mesenteriums und des großen und kleinen Netzes. Als Werkstoffe werden spezielle weiche Kunststoffe und Silikone verwendet. Alle Organe wirken optisch sehr naturgetreu und erlauben die Durchführung unterschiedlicher chirurgischer Manöver.

Um die Appendektomie und die Cholezystektomie sehr realitätsnah durchführen zu können, wurden eine vollsynthetische Gallenblase und ein Wurmfortsatz-Modell entwickelt. Beide Organe wurden im Bereich der Resektionslinie mit einer Baumwoll-Schwammschicht ausgestattet, die nach Instillation von Kochsalzlösung mit dem elektrischen Messer durchtrennt werden kann. Die Schicht ist über eine eingearbeitete Elektrode mit dem Hochfrequenzgenerator verbunden.

Ein Novum sind Organe aus Biomaterialien wie Gelatine und Kollagen, die in Zusammenarbeit mit dem Forschungsinstitut für Leder und Kunststoffbahnen (FILK) in Freiberg entwickelt wurden. Momentan sind für den ELITE Leber inklusive Gallenblase, der Wurmfortsatz und Teile des Darms optional anstatt der ansonsten verwendeten Kunststofforgane verfügbar. Die Organe wirken im endoskopischen Bild (Abb.2) sehr realistisch. Da sie komplett wie das natürliche Gewebe den Strom leiten, muss der Operateur bei der Übung deutlich präziser präparieren, um das umliegende Gewebe nicht zu verletzen.

In mehreren Studien wurde die Brauchbarkeit des ELITE-System überprüft. Die subjektive Bewertung des Trainingsmodells wurde durch Probanden mittels eines standardisierten Fragebogens vorgenommen. In der ersten durchgeführten Studie wurde eine Peritoneoskopie von den Probanden (n=30: 8 Internisten und 22 Chirurgen) geübt. In einer weiteren Studie haben die Probanden (n=26: 17 chirurgische Assistenzärzte, 5 Oberärzte und 4 Studenten) die Möglichkeit gehabt, eine Cholezystektomie bzw. Appendektomie trainieren zu können. Sie wurde im Rahmen eines Workshops auf dem Kongress der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie 2009 durchgeführt. Derzeit befindet sich eine weitere Studie in der Abschlussphase. Sie soll zeigen, in wie weit die am Operationsphantom erworbenen Kenntnisse auch tatsächlich zu einer qualitativ besseren Durchführung eines in-vivo Eingriffs führen.

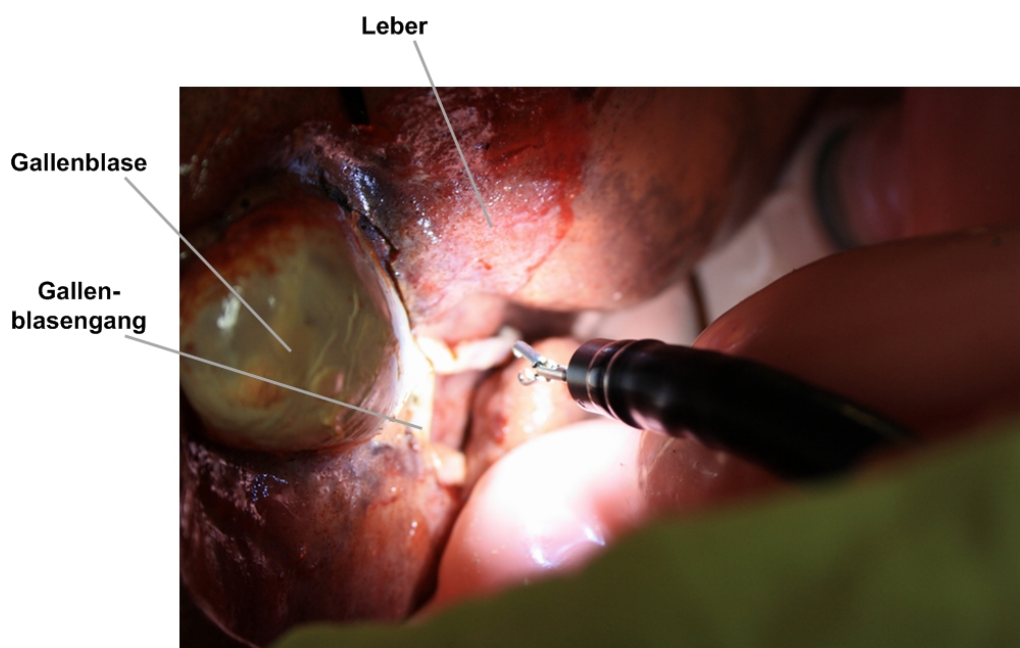


Abb. 2: Präparation der Gallenblase mit der neuartigen gelatinebasierten Leber während eines NOTES-Eingriffs

### 3 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Konstruktvalidierung zeigen, dass bei allen Probanden im Durchschnitt eine statistisch signifikante Lernkurve feststellbar ist (Gesamtzeit  $473 \pm 178$  s für den ersten gegenüber  $321 \pm 182$  s für den letzten Durchgang;  $p=0.02$ ). 15 Experten konnten verlässlich von 15 Anfängern unterschieden werden. Des Weiteren konnten signifikante

Unterschiede in der Gesamtzeit der einzelnen Durchgänge festgestellt werden (Experten, erster Durchgang  $394 \pm 176$  s gegenüber Anfängern  $531 \pm 166$  s,  $p=0.040$ ). 96,7% der Teilnehmer haben im Fragebogen vermerkt, dass sie den ELITE als Trainingssystem sinnvoll halten.

Die Ergebnisse der Auswertung der Fragebögen des Workshops auf dem Kongress der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie 2009 sind ähnlich positiv ausgefallen. Im Durchschnitt haben die Probanden alle Fragen jeweils mit mehr als 5 von 6 Punkten bewertet (gut-sehr gut). Lediglich das Materialverhalten der zu diesem Zeitpunkt noch verwendeten Kunststoffe wurde im Durchschnitt nur als gut bis befriedigend (Mittelwert 3,23 von 6 Punkten) eingeschätzt.

Die ersten Ergebnisse der sich in der Endphase befindenden Studie zeigen jetzt bereits, dass die Eingriffsdauer der Gruppe, die vor Cholezystektomie am Schwein 4-mal den Eingriff am ELITE trainiert haben, deutlich geringer ist.

## 4 Diskussion

Mit der Einführung minimal-invasiver Verfahren in der Chirurgie ist der Bedarf an Training und Ausbildung deutlich gestiegen. Das Tiermodell ist immer noch der „Goldstandard“ an dem sich alle anderen Trainingssysteme messen müssen. Aus ethischen Gründen und wegen der hohen Kosten können Tierversuche nur sehr eingeschränkt durchgeführt werden. Die bisherigen Alternativen waren Boxtrainer mit Tierpräparaten und die virtuellen Simulatoren. Jedes dieser Trainingssysteme hat jedoch Vor- und Nachteile. Die Boxtrainer sind zwar sehr realitätsnah, die Organe müssen aber für den Eingriff mühsam vorbereitet und danach ordnungsgemäß entsorgt werden. Der VR-Trainer kann praktisch überall aufgestellt und nach kurzer Einführung auch von unerfahrenen Personen benutzt werden. Der Nachteil der VR-Systeme ist, dass trotz der vielen Fortschritte in den letzten Jahren die Darstellung immer noch sehr artifiziell wirkt.

ELITE ist ein neues voll-synthetisches ex-vivo Modell an dem endoskopisch-laparoskopische und NOTES-Eingriffe mit vertretbarem Aufwand trainiert werden können. Um möglichst die Problematik der Tierpräparate zu vermeiden und damit auch gleichzeitig den ethischen Anforderungen gerecht zu werden, wurde bei der Entwicklung besonders darauf geachtet, dass ausschließlich synthetische Werkstoffe verwendet werden.

Das OP-Phantom ist modular aufgebaut und kann entsprechend dem geplanten Eingriff zusammengestellt werden. Unter anderem hat der Operateur die Möglichkeit zwischen zwei unterschiedlichen Bauchdecken zu wählen. Die Abdominalhöhle und wie auch der Gastrointestinaltrakt sind gasdicht. Die synthetischen Organe wirken optisch sehr naturgetreu und werden als Paket ausgetauscht. Ein Novum sind die hochimmersiven synthetisch hergestellten Organe aus Gelatine und Kollagen. Sie wirken sehr naturgetreu und können mittels Hochfrequenz-Chirurgie realitätsnah präpariert werden.

ELITE wurde in mehreren Studien auf seine Tauglichkeit als Trainingssystem überprüft. In den bereits veröffentlichten Ergebnissen der Konstruktvalidierung des Modells [5] konnte ein Lernerfolg während des Trainings festgestellt werden. Die subjektive Bewertung durch die Probanden war ausgesprochen positiv.

Das System wird kontinuierlich weiter entwickelt. Der besondere Fokus liegt darauf, das Spektrum der möglichen Eingriffe weiter zu erweitern. Zukünftig sollen weitere Organe aus Gelatine und Kollagen hergestellt und damit die haptischen Eigenschaften und die Realitätsnähe weiter verbessert werden. Um die Kosten weiter zu senken, sollen Konzepte entwickelt werden, die eine Serienproduktion dieser synthetischen Organe ermöglichen.

Der Einsatz des ELITE bei der Ausbildung kann die Kosten deutlich reduzieren und den Einsatz von Tierversuchen für das Erlernen von Basistechniken vollständig ersetzen.

## 5 Referenzen

- [1] Neumann, M.; Mayer, G.; Ell, C.; Felzmann, T.; Reingruber, B.; Horbach, T. & Hohenberger, W. The Erlangen Endo-Trainer: life-like simulation for diagnostic and interventional endoscopic retrograde cholangiography. *Endoscopy*, 2000, 32, 906
- [2] Zhang, A.; Hünerbein, M.; Dai, Y.; Schlag, P. & Beller, S. Construct validity testing of a laparoscopic surgery simulator (Lap Mentortextregistered) *Surgical Endoscopy*, Springer, 2008, 22, 1440-1444
- [3] Andreatta PB, Woodrum DT, Birkmeyer JD, Yellamanchilli RK, Doherty GM, Gauger PG et al. Laparoscopic skills are improved with LapMentor training: results of a randomized, double-blinded study. *Ann Surg*. 2006;243(6):854-60; discussion 860-3
- [4] Hassan, I.; Gerdes B.; Koller, M.; Langer, P.; Rothmund, M.; Zielke, A. Clinical background is required for optimum performance with a VR laparoscopy simulator. *Comput Aided Surg*. 2006, 11, (2):103-6.
- [5] Gillen, S.; Wilhelm, D.; Meining, A.; Fiolka, A.; Doundoulakis, E.; Schneider, A.; von Delius, S.; Friess, H. & Feussner, H. The "ELITE" model: construct validation of a new training system for natural orifice transluminal endoscopic surgery (NOTES) *Endoscopy*, 2008