

Session 1

Aktuelle Entwicklungen & Registrierung

Supporting Navigated Surgery with Pan-Tilt Controlled Laser Pointer

L. Chen¹, D. Ojdanić², K. Michels¹, H.O. Peitgen²

¹ University Bremen, Institute of Automation, Bremen, Germany

² Fraunhofer MEVIS, Bremen, Germany

Contact: longquan.chen@uni-bremen.de

Abstract:

This work introduces a laser guidance system for improving the performance of surgical navigation. It consists of a laser pointer mounted on a pan-tilt platform calibrated with the tracking system from the navigation platform. With two pan-tilt rotation axes, the laser beam of a green laser pointer can reach any location in 3D space. The calibration between the pan-tilt platform and the tracking system is done by using Levenberg-Marquardt and Least-Squares Estimation of Transformation algorithms. The registration between organ and 3D virtual model is obtained by the tracking system and therefore, the laser is also implicitly registered. Therefore, important points or the resection path of the 3D model can be projected precisely on the surface of the organ with the laser pointer.

Keywords: Pan-Tilt Platform, 3D Tracking, Least-Squares Estimation of Transformation algorithm, Levenberg-Marquardt algorithm

1 Problem

In a navigated surgery, the planning model is presented on a screen in front of the surgeon. Without the visual augmentation, it is error-prone for the surgeon to fuse the planning models with the organ mentally. One of the most common methods of augmenting reality with 3D models is the use of projectors [1]. After registering the 3D planning model to the liver, the projector can display vessels or tumours onto the liver in detail, but the brightness of the projector is a significant disadvantage in an operating room. The brightness of a normal projector is only 2×10^3 LUX, low compared to the brightness of a surgical light, which is approximately 4×10^4 LUX. The surgeon has to turn the light off and on during the operation in order to see the images projected on the liver. However, a laser pointer can easily achieve 2×10^5 LUX with only 1 mW output power, suitable for a complementary device for surgery navigation. Moreover, a pan-tilt platform is cost effective, light, and easy to transport and attach to the navigation system. Furthermore, being able to display a point on an organ quickly and precisely offers a good solution for many tasks in navigated surgery, e.g., marking critical points, entry points, resection lines (in combination with drive motion), and assessing registration precision.

2 Methods

Laser guidance systems are often proposed in medical contexts, although only few have been used in combination with a tracking system. The setup proposed in [2] uses two laser beam shooters to project two parallel lines onto the cylindrical surface of the surgical tools, and in [3] a six axes robot is used to manipulate the laser pointer. While these systems aim to target the position and orientation of the surgical tool with a rather complex setup, the goal of this work is to provide a precise positioning tool by using only two rotation axes and one laser pointer, in combination with appropriate modeling and calibration methods.

Figure 1 shows the system setup. The pan-tilt platform with the laser pointer hangs on the navigation system from CAScination [7]. Nevertheless, for the purpose of this work, the navigation software developed at Fraunhofer MEVIS was used. The navigation system consists of two parts – a display with the 3D planning model and an NDI Polaris tracking system. After landmark registration procedure, the tracking camera tracks the surgical instrument. The positions of the instrument and the planned data are displayed in real-time on the interactive screen. To augment liver surface with some important points from 3D model, two steps are necessary – modeling and calibration.

After the above two steps, the coordinates of points in the 3D planning model are converted first to the tracking system and then to the pan-tilt platform. The pan-tilt platform calculates the required rotation angles so that the laser beam points at the corresponding points on the liver.

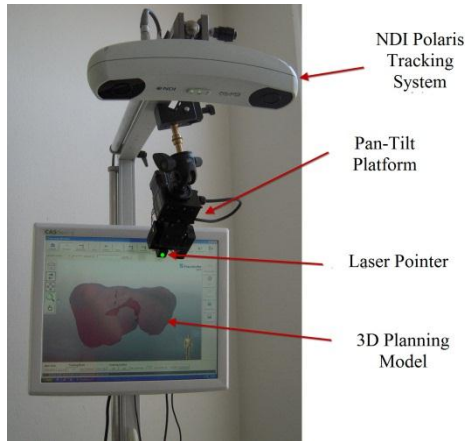


Figure 1: Pan-tilt platform fixed on the navigation system.

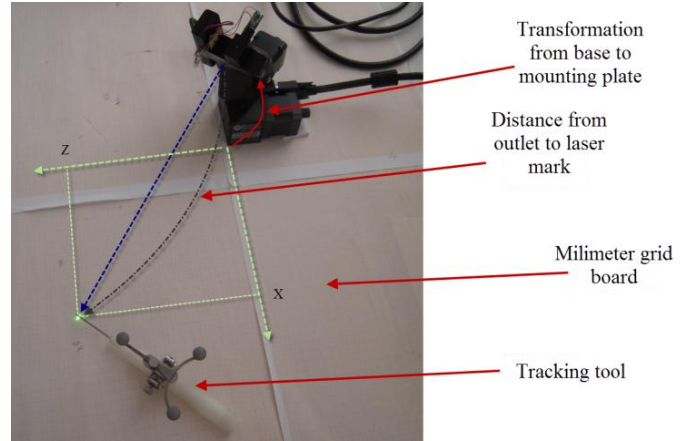


Figure 2: Kinematic modeling of pan-tilt platform with laser pointer.

Modeling

The transformation matrix between the laser pointer and the mounting plate is calculated using the following method (explained in figure2): Rotate the pan-tilt axes so that the laser beam points at the grid board and record the coordinates of this point with respect to the base of the pan-tilt platform, after which the coordinates of this point with respect to the mounting plate can be calculated using the rotation angles. The tracking system is used to measure the distance between the pointer outlet and the point on the board, and the distance can represent the coordinates of this point in the laser coordinate system. In the same way, acquire coordinates of four points in both coordinate systems. Thereafter, using the least-squares estimation of transformation algorithm [4], the transformation matrix between the laser pointer and the mounting plate on the pan-tilt platform can be calculated. After modeling, the whole pan-tilt platform will be mounted on the navigation system.

Calibration

At the beginning of the process, the registration between the tracking system and the 3D model is achieved by matching two point patterns acquired in both coordinate systems.

To acquire the transformation matrix between the tracking system and the pan-tilt platform, the coordinates of four points in both coordinate systems should be obtained. The key problem of this project is to calculate the coordinates of four points in the pan-tilt coordinate system.

The solution is this: The laser pointer points at four arbitrary points one by one (showed in figure 4); the angles of two rotation axes with respect to each point are received from the pan-tilt platform. Simultaneously, use the tracking instrument to acquire the coordinates of each point with respect to the tracking coordinate system. Then the distances of any two points can be calculated using the acquired coordinates.

Knowing the distances and angles, six equations with four variables $\{K_A, K_B, K_C, K_D\}$ can be formulated. To solve this nonlinear over-determined equation set, the Levenberg-Marquardt algorithm is used [5]. After calculating $\{K_A, K_B, K_C, K_D\}$, the coordinates of these four points with respect to the pan-tilt base can be calculated using angle information again.

Finally, as the coordinates of these four points in both coordinate systems are available, the calibration of pan-tilt platform and tracking system is achieved by using the least-squares estimation of transformation algorithm.

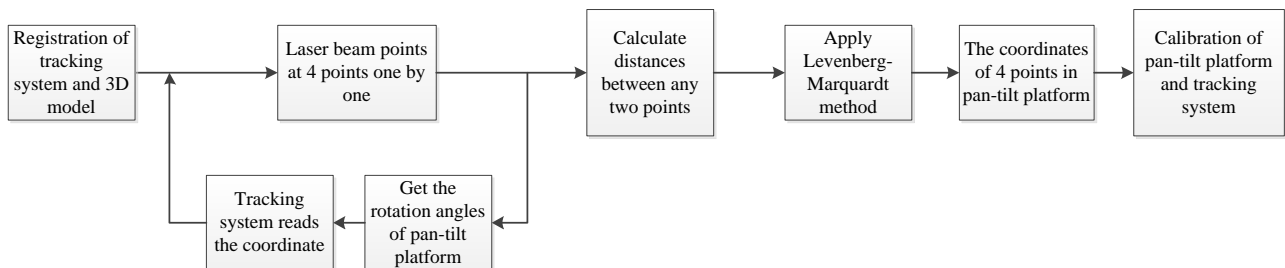


Figure 3: Calibration procedure between laser system and tracking system.

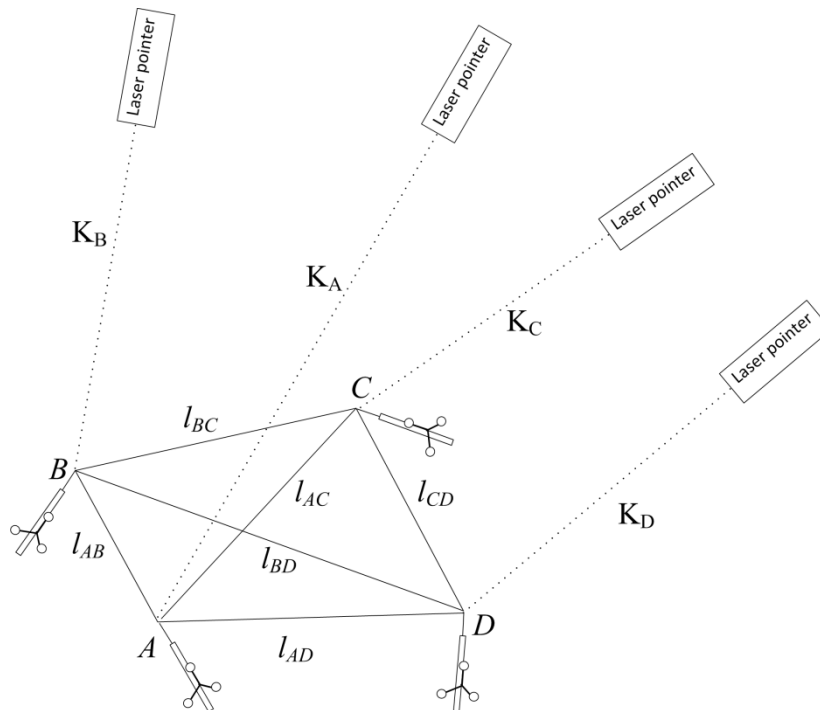


Figure 4: Calibration between the laser system and the tracking system.

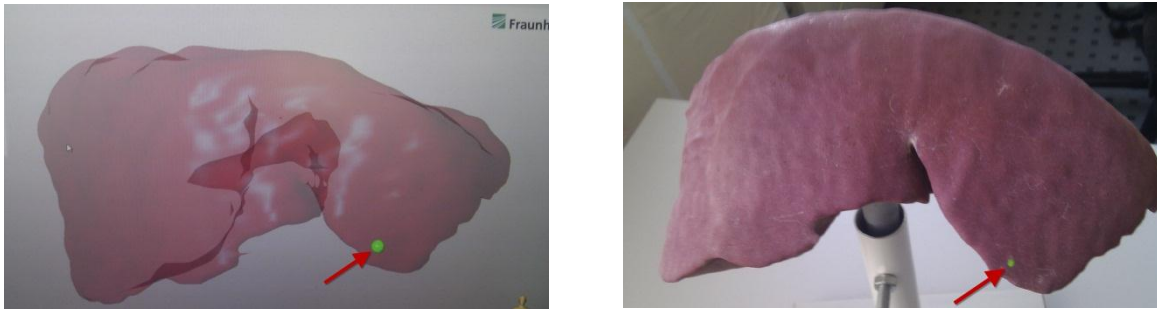


Figure 5: Augmenting one point defined in 3D planning model onto the liver.

The pan-tilt platform is now implicitly registered with 3D model; the predefined points in the model can be augmented onto the liver (shown in figure 5).

3 Results

To evaluate the calibration, a millimetre grid board and a tracking instrument are used.

The evaluation method is explained in figure 5: Put the tracking instrument on the cross of a millimetre board and make the laser beam follow the instrument tip. Due to inaccuracy in modeling, calibration error, and resolution limits of the pan-tilt platform, the laser beam will be shifted a slight amount from the instrument tip. The distance between the instrument tip and the laser beam is defined as the error. Altogether, 144 measurements were recorded, for which six calibrations were done. In each of the four predefined regions on the millimetre board, six errors were measured.

Table 1 Mean - variance (mm-mm²) of error in testing.

	Region 1	Region 2	Region 3	Region 4	Average
Calibration 1	2.2-0.47	1.6-0.09	1.3-0.01	1.9-0.06	1.75-0.16
Calibration 2	0.8-0.03	0.7-0.02	0.8-0.02	0.9-0.01	0.8-0.02
Calibration 3	1.3-0.02	0.7-0.01	0.7-0.01	1.4-0.04	1.03-0.02
Calibration 4	1.3-0.04	0.8-0.01	0.9-0.02	1.4-0.04	1.1-0.03
Calibration 5	1.5-0.01	0.5-0.01	0.6-0.01	2.1-0.02	1.18-0.01
Calibration 6	1.6-0.1	1.1-0.01	0.9-0.02	2.1-0.03	1.43-0.04
Average	1.45-0.11	0.9-0.025	0.87-0.015	1.63-0.03	1.21-0.045

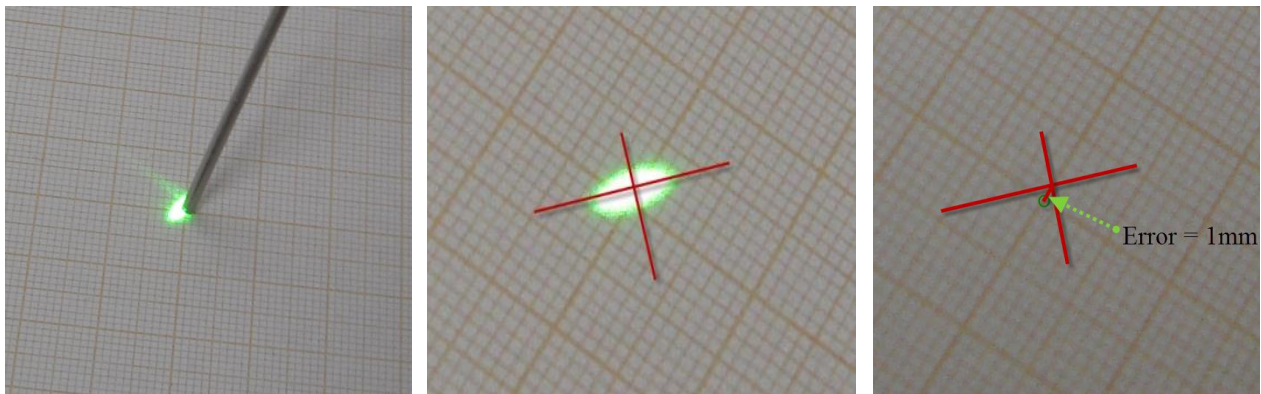


Figure 6: Evaluation method – Left: Instrument tip with laser mark; Middle: The laser mark with cross at the centre; Right: Error between two crosses.

The total average mean and variance of the 144 measurements are 1.21 mm and 0.045 mm^2 ; however, the laser mark has an elliptic size of $5 \times 3 \text{ mm}$, which is much larger than the error. So, a better laser pointer will be used in the future development to match the accuracy of the calibration.

4 Discussion

The proposed laser guidance system offers a meaningful improvement of navigation systems, in that the user can easily see the critical points on the organ. The surgeon can choose a point on the 3D virtual model, for which the laser pointer will efficiently display that point. Furthermore, the pointer can slowly follow a line marked on the virtual model, e.g., resection line, which gives seamless guidance for the surgeon. Also, visually assessing the registration error could fit well in overall workflow: A visible organ landmark can be targeted with the laser pointer.

Compared to a projector, the laser guidance system is not capable of showing the anatomy of the organ in detail. However, it can compete with the brightness of the light in the operating room. From another point of view, the laser system can complement a projector.

Another open issue is the organ motion, which is often present in navigated surgery. Until now, only static models were used in the lab environment. Further development of this system would take organ motion into account. If the motion is known or measurable, registration could be updated in real time. In this way, the laser beam will synchronise with the organ's motion and continuously point at the defined target.

5 Reference

- [1] Hansen, "Illustrative Visualization of 3D Planning Models for Augmented Reality in Liver Surgery", *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, volume 5, 133-141, 2010.
- [2] S Lavall'ee, J Troccaz, P Sautot, *et al.*, "Computer-Assisted Spinal Surgery Using Anatomy-Based Registration", The MIT Press, Cambridge, Massachusetts, pp.425-449, 1996.
- [3] Toshihiko Sasama, Nobuhiko Sugano, "A Novel Laser Guidance System for Alignment of Linear Surgical Tools". *MICCAI 2002*, LNCS 2489, pp. 125–132, 2002.
- [4] Shinji Umeyama, "Least-Squares Estimation of Transformation Parameters between Two Point Patterns", *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1991.
- [5] Ajoy K. Palit, Dobrivoje Popovic, "Computational Intelligence in Time Series Forecasting", Springer, 2005
- [6] Ruby Shamir, Ruby Shamir, "An augmented reality guidance probe and method for image-guided surgical navigation", *IEEE International symposium on robotics and automation, ISRA'2006*, August, 2006.
- [7] M. Peterhans, A. Vom Berg, B. Dagon, D. Inderbitzin, "A navigation system for open liver surgery: design, workflow and first clinical applications", *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Volume 7, Issue1, page 7-16, March, 2011.
- [8] CASCINATION, <http://www.cascination.ch/Home.html>

3D Kontrastmittel - Ultraschall in der Behandlung maligner Hirntumore – intraoperative Anwendung

- 10. CURAC Jahrestagung 2011 -

¹F. Arlt, A¹. Müns, ²C., Chalopin Ph.D., ¹J. Meixensberger M.D. Ph.D., ¹A D. Lindner M.D.

¹ Klinik und Poliklinik für Neurochirurgie, Universitätsklinik Leipzig, Germany

² Innovation Center Computer Assisted Surgery (ICCAS), University Leipzig, Germany

Kontakt: felix.arlt@medizin.uni-leipzig.de

Abstract:

Zur intraoperativen Resektionskontrolle ist der B-Mode Ultraschall (US) trotz breiter Verfügbarkeit und einfacher Anwendung aktuell auf Grund mangelnder Differenzierung von Tumor, Tumorgrenzen, Tumorödem und Tumorresten nur teilweise geeignet. Eine Lösung für dieses Problem könnte die Anwendung von Ultraschallkontrastmittel zur Tumordarstellung und Resektionskontrolle sein. Hierzu wurde bei 15 Patienten ein intraoperativer Ultraschall, jeweils vor und nach Kontrastmittelgabe durchgeführt. Die Aufnahme erfolgte nach Einbindung in die Neuronavigation (LOCALITE®) mit einer Linear-, bzw. Sektorsonde und anschließender 3D Rekonstruktion des Ultraschalldatensatzes. Nach Segmentierung der Tumore im präoperativen MRT, im 3D US mit und ohne KM wurden die Daten ausgewertet. Hierzu erfolgte der Vergleich der Tumolvolumina. Es zeigte sich im Vergleich zum MRT ein tendenziell höherer Overlapping Index (Dice Similarity Index) bei kontrastverstärktem Ultraschall ohne statistische Signifikanz.

Schlüsselworte: Intraoperativer Ultraschall, Kontrastmittel Ultraschall, Neuronavigation

1 Problem

In der intraoperativen Bildgebung bei der Behandlung von malignen Hirntumoren stellt der B-Mode Ultraschall bei sich stetig verbesserter Bild-, Auflösungs-, und Aufnahmequalität eine Standardanwendung dar. Einschränkungen ergeben sich in der Differenzierung von Tumorgrenzen, Tumorresten bzw. durch ein häufig auftretendes perifokales Hirnödem. Insbesondere in der Resektionskontrolle ist somit der B-Mode nicht suffizient [1-3]. Eine Lösung für dieses Problem könnte die intraoperative Anwendung von Ultraschall - Kontrastmittel sein. Wird der aufgenommene Kontrastmittel- Ultraschalldatensatz zusätzlich in die Neuronavigation eingebunden, könnte eine detailliertere Darstellung von Tumor, Tumorgrenzen sowie etwaigen Tumorresten nach Resektion auch im Kontext der präoperativen Planung und intraoperativen Situation möglich sein. In der Arbeit sollen erste Ergebnisse und technische Aspekte des 3D rekonstruierten und Kontrastmittel verstärkten Ultraschalls in der Anwendung bei malignen Hirntumoren aufgezeigt werden.

2 Methoden

In die Untersuchung wurden insgesamt 15 Patienten (9 m, 6 f, mittleres Alter 47,5 (39 – 63Jahre) mit histologisch gesicherten Glioblastom eingeschlossen. Alle Patienten wurden mikrochirurgisch unter Anwendung der Neuronavigation, welche ein Navigationssystem (Sononavigator, LOCALITE, St. Augustin, Deutschland) mit einem optischen Trackingssystem kombiniert (NDI Polaris, Northern Digital Inc., Waterloo Canada), operiert. Für die Einbindung von 3D Ultraschalldaten wurde ein Ultraschallgerät (Toshiba Aplio XG) mit einer linearen Sonde (PLT704SBT) sowie einer Sektorsonde (PST65AT) über eine DVI (Digital Visual Interface) angebunden. Die auf dem Navigationssystem installierte Software verarbeitet und visualisiert die Daten der angebundenen Geräte.

Präoperativ wurde zur Planung der Neuronavigation ein T1 MRT – Datensatz angefertigt. Dieser diente zur Definition von Eintritts- und Zielpunkt, welche in der Navigationssoftware festgelegt wurden. Im gleichen Schritt erfolgte ebenfalls die Definition von 5-8 Markerpunkten im MRT Datensatz.

Die definierten Markerpunkte dienten im OP-Saal der markerbasierten Referenzierung zwischen Patient und MRT Datensatz. Zur Verbesserung des Registrierungsergebnisses wurde eine oberflächenbasierte Referenzierung angeschlossen.

Vor Resektion des Hirntumors wurden transdurale Ultraschalldatensätze sowohl ohne als auch mit Kontrastmittelapplikation akquiriert. Von dem Ultraschallkontrastmittel SonoVue wurden sowohl vor als auch nach Resektion 2,4 ml intravenös über eine Applikationspumpe (VueJect von Bracco Imaging) appliziert. Dabei handelt es sich um Mikrobläschen (Durchmesser $1\mu\text{m}$), welche mit einem echogenen Gas (Schwefelhexafluorid) gefüllt sind.

Durch Übertragung der Ultraschall- und zugehörigen Trackingdaten konnte im Navigationssystem eine Rekonstruktion der Ultraschalldaten erfolgen, bei welcher die entsprechenden Videobilder in die korrespondierende Voxel Ebene des Volumens abgebildet wurden. Bei Auftreten von Mehrfachinformationen für ein Voxel erfolgte eine Mittelung. In Abbildung 1 sind präoperativer MRT Datensatz und überlagert der rekonstruierte Ultraschalldatensatz zu sehen.

Postoperativ wurden die Tumore im MRT, im US-3D Datensatz ohne KM und im US-3D Datensatz mit KM mit der Software ITK-SNAP segmentiert. Die Extrahierung des Tumors im MRT konnte mit halb-automatischen Verfahren durchgeführt werden („deformable model“) [6]. Ein Seed-Point wird im Zentrum des Tumors initialisiert und verformt sich so, dass die segmentierte Region alle Voxel mit ähnlichen Graustufen enthält. Bei schlecht abgrenzbarer Echogenität im 3D-US wurde manuell segmentiert. Über die im Navigationssystem gespeicherten Transformationsmatrizen konnten sowohl MRT als auch 3D Ultraschalldatensatz in das Referenzkoordinatensystem transformiert und somit überlagert werden. Wenn die Tumoren schlecht überlagert waren durch, z.B. durch aufgetretenen Brainshift, wurden mit Hilfe eines ITK-basierten Programms die beste Translation berechnet und angewendet. Die Visualisierung wurde mit der Open Source Software MITK (Medical Imaging Interaction Toolkit) durchgeführt.

Die Datenanalyse wurde mit VALMET realisiert. Hier wurden die einzelnen Tumorumfänge dargestellt und Vergleichparametern berechnet. Als markante Parameter dienen der Overlapping- Index (Dice similarity Index) und die Hausdorff - Distanz als maximale Abweichung innerhalb der Tumorumfänge.

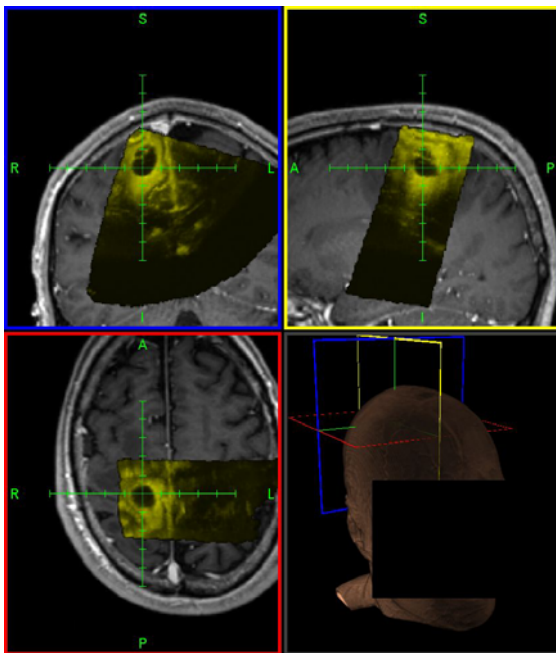


Abb 1: In das präoperative MRT integrierter Datensatz 3D Ultraschall mit Kontrastmittel

3 Ergebnisse

Alle Tumore zeigten während der Untersuchung eine deutliche Kontrastmittelaufnahme. Das verwandte Kontrastmittel zeigte keine ungewünschte pharmakologische Wirkung (allergische Reaktion etc.).

Der Fehler in der Neuronavigation, welcher durch die Patientenregistrierung bedingt war, beschränkte sich in allen Fällen auf $< 1,5\text{ mm}$. Beim Vergleich der Tumorumfänge zeigte sich jeweils im Vergleich zum präoperativen 3D MRT ein höherer Overlapping - Index sowie eine geringere Hausdorff - Distanz bei den kontrastmittelverstärkten Ultraschallaufnahmen (Tab 1). Die tendenziellen Unterschiede ergeben im T-Test mit $p < 0.5$ kein signifikantes Ergebnis.

	DSI (mean)	Hausdorff-Distanz (mean in mm)
MRT/ cUS	0,84	1,44
MRT/ US	0,77	1,52

Tab 1: Dice Similarity Index (DSI) und Hausdorff - Distanz im Vergleich Ultraschall mit (cUS) und ohne (US) Kontrastmittel.

4 Diskussion

Ziel der vorliegenden Untersuchung war die Evaluierung der Aussagekraft des 3D rekonstruierten Kontrastmittel verstärkten intraoperativen Ultraschalls im Rahmen der mikrochirurgischen Entfernung des Tumors. Die vorliegenden Daten belegen in einer ersten Pilotstudie, dass die Informationen aus dem Ultraschallbild mit Kontrastmittel dem B-Mode Bild in einzelnen Parametern überlegen sind. Inwieweit bei den verschiedenen Hirntumoren eine bessere Darstellung von Tumorresten versus Resektionsrand möglich ist, müssen weitere Untersuchungen zeigen. Die 3D Rekonstruktion ermöglicht neben der verbesserten Orientierung auch eine Vergleichbarkeit mit prä- und postoperativem MRT als Goldstandard. Die bisherigen Ergebnisse stimmen optimistisch, dass in der Zukunft der 3D-Ultraschall mit Kontrastmittel eine echte intraoperative Alternative bietet.

5 Referenzen

- [1] Comparison of navigated 3D ultrasound findings with histopathology in subsequent phases of glioblastoma resection. Rygh OM, Selbekk T, Torp SH, Lydrsen SH, Hernes TA, Unsgaard G: Acta Neurochir. 2008 Oct;150(10):1033-41
- [2] Computer-assisted 3D ultrasound-guided neurosurgery: technological contributions, including multimodal registration and advanced display, demonstrating future perspectives. Nagelhus Hernes TA, Lindseth F, Selbekk T, Wolff A, Solberg OV, Harg E, Rygh OM, Tangen GA, Rasmussen I, Augdal S, Couweleers F Unsgaard G: Int J Med Robot. 2006 Mar;2(1):45-59
- [3] Intra-operative imaging with 3D ultrasound in neurosurgery. Unsgård G, Solheim O, Lindseth F, Selbekk T.: Acta Neurochir Suppl. 2011;109:181-6.
- [4] Feasibility of contrast-enhanced sonography during resection of cerebral tumours: initial results of a prospective study. Engelhardt M, Hansen C, Eyding J, Wilkening W, Brenke C, Krogias C, Scholz M, Harders A, Ermert H, Schmieder K.: Ultrasound Med Biol. 2007 Apr;33(4):571-5
- [5] Trantakis C, Meixensberger J, Lindner D, Strauss G, Grunst G, Schmidtgen A, Arnold S (2002) Iterative neuronavigation using 3D ultrasound. A feasibility study. Neurol Res 24(7):666–670
- [6] Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, Smith RG, Ho S, Gee JC, Gerig G (2006) User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability Neuroimage 31:1116-1128

3D-PDF: Ein interaktives Tool für das onkologische Reporting und die Operationsplanung von Lungentumoren

Steven Birr¹, Volker Dicken², Benjamin Geisler², Bernhard Preim¹

¹ Otto-von-Guericke-Universität, Institut für Simulation und Graphik, Magdeburg, Germany

² Fraunhofer MEVIS, Bremen, Germany

Kontakt: steven.birr@isg.cs.uni-magdeburg.de

Abstract:

Interaktive medizinische 3D-Visualisierungen haben in den letzten Jahren im Bereich der Onkologie an Bedeutung gewonnen. Sie ermöglichen dem Chirurgen die präoperative Analyse von Risikostrukturen und tragen damit zur Sicherheit beim operativen Eingriff bei. In diesem Beitrag wird ein automatisch generierbares und interaktives Befunddokument für die Verlaufskontrolle und Operationsplanung von Lungentumoren vorgestellt. Die Umsetzung des Reports erfolgt auf Basis der ADOBE 3D-PDF-Technologie. Problemangepasste Visualisierungstechniken und mögliche Szenarien zum klinischen Einsatz dieser neuartigen Technologie werden präsentiert. 3D-PDF-Reports ermöglichen die flexible und portable Bereitstellung von Befundergebnissen sowie die 3D-Visualisierung von komplexen anatomischen und pathologischen Strukturen. Die Technologie lässt sich nahtlos in den gewohnten klinischen Workflow eines Radiologen und Chirurgen integrieren.

Schlüsselworte: 3D-PDF, Tumorverlaufskontrolle, Lungenoperationsplanung, Onkologisches Reporting

1 Problem

Die computerassistierte chirurgische Planung von Tumorresektionen ermöglicht die präoperative Einschätzung räumlicher Lage- und Größenbeziehungen zwischen Organen, Tumoren und Gefäßen. Im Bereich der Leberresektionsplanung und der Leberlebendspende sind computergestützte Planungssysteme für die Beurteilung der Resektabilität und der Abschätzung des funktionellen Lebervolumens bereits etabliert [1] [2]. Die softwareassistierte Lungentherapieplanung ist dagegen ein noch junges Anwendungsgebiet. Viele Patienten entwickeln im Verlauf einer Tumorerkrankung pulmonale Metastasen, die oft erst spät diagnostiziert und therapiert werden. Die Diagnose und Therapie von Lungentumoren erfordert ein interdisziplinäres Zusammenspiel zwischen Radiologen, Internisten und Chirurgen. Der radiologische Befundbericht ist dabei eine wichtige Grundlage eines jeden Therapiekonzeptes. Typische Befunde sind jedoch oft im Fließtext formulierte, wenig strukturierte und statische Reports. Sie enthalten meist keine Bilder oder Annotationen, die den Textbefund visuell untermauern und verständlicher machen würden. Nach Reiner und Siegel [3] können annotierte Befundberichte auf Seiten des behandelnden Arztes maßgeblich dazu beitragen, den Report sowie dessen Beurteilung besser zu verstehen. Um Wachstumsänderungen von Lungentumoren frühzeitig zu dokumentieren und die Behandlungsstrategie ggf. ändern zu können, wurde in [4] eine Software vorgestellt, die eine robuste und reproduzierbare Segmentierung und Volumetrie von Lungentumoren und Lymphknotenmetastasen ermöglicht. Darauf aufbauend wurde in [5] eine Web-Applikation entwickelt, mit der die von der Software hervorgehobenen Tumore und umliegenden Risikostrukturen in Form von aufbereiteten Bildern online angeschaut und kommentiert werden können. Interaktiv manipulierbare 3D-Darstellungen kommen dabei nicht zum Einsatz. Vor allem Chirurgen profitieren jedoch sehr von der dreidimensionalen Repräsentation der anatomischen Gegebenheiten des Patienten. Limmer et al. [6] bestätigen, dass interaktive 3D-Visualisierungen der Lungenstrukturen die Entscheidungsfindung des Thoraxchirurgen bzgl. eines optimalen Zugangsweges und der Operationsstrategie maßgeblich beeinflussen können. In diesem Beitrag wird ein automatisch generierbarer interaktiver Report auf Basis der ADOBE 3D-PDF-Technologie vorgestellt. In der Leberchirurgie sind onkologische Reports auf Basis des PDF-Formats bereits erfolgreich erprobt worden. Der von MEVIS DISTANT SERVICES [www.mevis.de] angebotene Dienstleistungsservice wird weltweit von über 150 klinischen Partnern für die präoperative Planung eingesetzt. Ruthensteiner und Heß [7] haben diese Technik für die 3D-Visualisierung von histologischen Schnittserien erprobt. Im Bereich der Onkologie existieren jedoch bisher keine wissenschaftlichen Veröffentlichungen zum Einsatz der PDF-Technologie. Zielsetzung dieses Beitrages ist der effektive Austausch von Befunddaten zwischen den beteiligten Fachärzten sowie die Planung chirurgischer Eingriffe an der Lunge mit Hilfe des interaktiven 3D-PDFs. Die nahtlose Integration in den gewohnten klinischen Workflow eines Radiologen und Chirurgen sowie die ubiquitäre Bereitstellung medizinischer 3D-Visualisierungen stehen im Vordergrund dieses Beitrages.

2 Methoden

Die benutzerzentrierte Software-Entwicklung erfordert die frühzeitige Integration der zukünftigen Anwender in die Konzeption. Der Prototyp ist in enger Zusammenarbeit mit einem Radiologen und zwei einschlägig spezialisierten Chirurgen entstanden. Beobachtungen bei Hospitationen sowie Gespräche mit weiteren medizinischen Experten ergaben ein genaues Bild des Ist-Zustandes bei der Befundung und Operationsplanung von Lungentumoren. Basierend auf den Empfehlungen für chirurgische Systementwicklungen von Cordes et al. [8] sind in szenariohaften Beschreibungen der klinischen Abläufe die Anforderungen und Präferenzen der Endanwender an das neue System diskutiert und validiert worden. Im Folgenden werden die Vorzüge der 3D-PDF-Technologie, der Workflow bei der Reportgenerierung sowie das Visualisierungs- und Interaktionskonzept erläutert.

Die Technologie: Adobe 3D-PDF. Ein PDF (*Portable Document Format*)-Dokument kann verschiedene Inhalte, wie Texte, Bilder, Videos und Musik enthalten und diese genauso wie im Ursprungsformat originalgetreu wiedergeben. Dadurch ist es zum Standardaustauschformat für Dokumente aller Art geworden und kann plattformunabhängig mit dem kostenlosen ADOBE READER dargestellt werden. Seit der PDF-Version 1.7 können interaktive Flash-Animationen und 3D-Modelle in ein PDF integriert und mit dem ADOBE READER (Version ≥ 9.0) dargestellt werden. Die 3D-Modelle müssen dazu im U3D-Format vorliegen. U3D ist ein universelles und standardisiertes Dateiformat für dreidimensionale Daten und wurde bisher v. a. in Verbindung mit PDF in industriellen Applikationen eingesetzt. Im medizinischen Anwendungskontext besteht der größte Vorteil der 3D-PDF-Technologie darin, komplexe medizinische 3D-Darstellungen von anatomischen und pathologischen Gegebenheiten mit Standardhardware explorieren zu können. Außer einer aktuellen Version des ADOBE READERS sind keinerlei weitere Plugins notwendig.

Workflow der PDF-Generierung. Die Thorax-CT-Schichtdaten bilden die Grundlage für die 2D- und 3D-Visualisierungen. Mit Hilfe eines Softwareprototyps, basierend auf der Bildverarbeitungs- und Visualisierungssoftware MEVISLAB [www.mevislabs.de], identifiziert der Radiologe mit wenigen Klicks die darzustellenden Lungenstrukturen. Die Software ermöglicht dem Arzt die semi-automatische Segmentierung, Quantifizierung und Visualisierung der betreffenden Strukturen. In den Fällen, in denen die automatische Segmentierung versagt hat, werden dem Anwender interaktive Korrekturmöglichkeiten zur Verfügung gestellt. Die Segmentierungen werden anschließend automatisch in farbige 3D-Oberflächenmodelle überführt. Zusätzlich zur 3D-Darstellung erzeugt die Applikation automatisch pro Lungenläsion drei 2D-Visualisierungen des Segmentierungsergebnisses in den drei Standardblickrichtungen (axial, sagittal, coronal). Die 2D-Darstellungen und 3D-Modelle werden anschließend zusammen mit der Beurteilung des Radiologen sowie den Patientendaten in ein zusammenhängendes PDF exportiert (Abb. 1, links). Dazu werden die 3D-Oberflächenmodelle automatisch in ein U3D-Format umgewandelt und in das PDF-Dokument eingebettet. Falls Informationen aus vorhergehenden Verlaufsuntersuchungen vorliegen, werden diese automatisch verarbeitet und in Form von animierten Diagrammen in das Dokument integriert. Auf Wunsch können im Anhang des PDFs weitere Dateien, z. B. Bilder oder Videos, hinzugefügt werden. Diese Dateien können später vom Anwender aus dem Dokument herausgelöst und in einem beliebigen Media-Player angezeigt werden. Nach der Generierung des interaktiven Befunddokumentes kann der Report universell eingesetzt werden, beispielsweise bei der Falldemonstration auf einem Tumorboard, für die Planung des operativen Eingriffs oder als visuelle Unterstützung beim Patientengespräch.

Visualisierungs- und Interaktionskonzept. Das in Abbildung 1 (rechts) zu sehende 3D-Modell der Lunge kann frei rotiert, verschoben und gezoomt werden. Vordefinierte Kameraansichten und Hervorhebungstechniken ermöglichen dabei die Aufmerksamkeitssteuerung in der dreidimensionalen Szene. Die Lungenlappen werden durch unterschiedliche Farben und Konturlinien voneinander separiert. Die transparente Oberflächenvisualisierung der Lappen erlaubt die Sicht auf die inneren pulmonalen Strukturen, beispielsweise Gefäße und Tumore (Abb. 2, links). Über die Benutzerschnittstelle können die 3D-Objekte selektiv ein- oder ausgeblendet werden. Große beschriftete Buttons und ein kontextsensitives Hilfesystem sollen erfahrenen als auch unerfahrenen Anwendern die Bedienung des Systems erleichtern. Ein Wizard unterstützt den Anwender dabei, die Visualisierung seinen Wünschen entsprechend anzupassen und die interaktiven Funktionen zu erlernen. In der Läsionenübersicht können einzelne Findings in einem Menü ausgewählt und deren quantitative Angaben (z. B. Durchmesser der Läsion) oder Kommentare des Radiologen abgerufen werden. Anhand einer Nummer wird jeder Rundherd eindeutig repräsentiert. Eine ausgewählte Läsion wird automatisch in der 3D-Szene visuell mit einem transparenten Würfelgitter hervorgehoben. Auf Knopfdruck kann die 3D-Szene im Vollbildmodus dargestellt und beispielsweise in mehreren Ansichten ausgedruckt werden. Die Druckfunktion und die Identifizierung anhand eindeutiger Nummern ermöglicht somit auf Wunsch auch die herkömmliche Dokumentation in gedruckter Papierform.

Je nach Anwender existieren unterschiedliche Anforderungen an die Visualisierung. Drei mögliche Szenarien werden im Folgenden beschrieben.

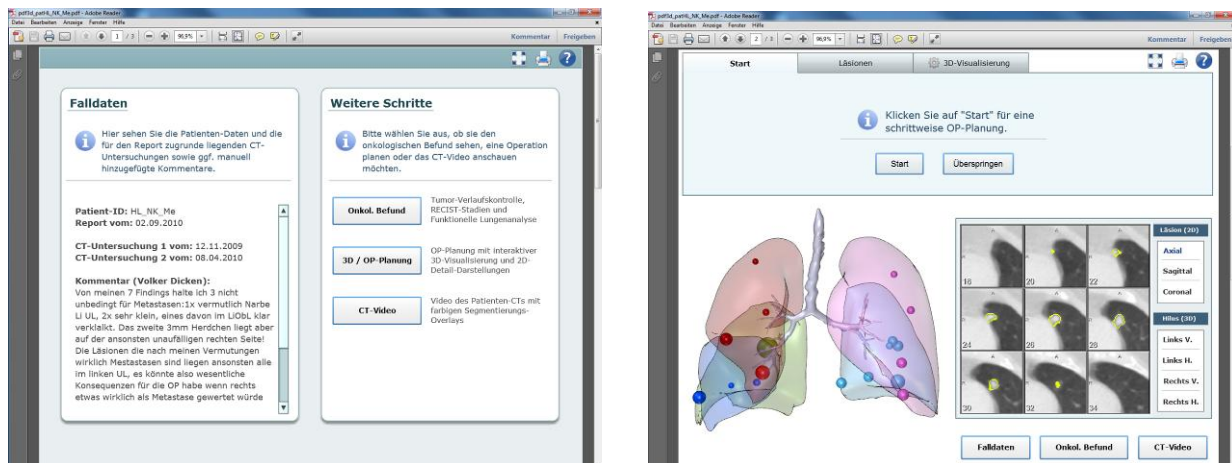


Abb. 1: Links: Falldatenzusammenfassung und Navigationsstruktur innerhalb des PDF-Reports. Rechts: Interaktives 3D-Modell der Lunge sowie 2D-Detaildarstellungen einer selektierten Lungenmetastase.

Präsentation / Falldiskussion. Im Rahmen eines Tumorboards muss der Fall schnell und verständlich kommuniziert werden, sodass zusammen mit den Fachkollegen ein adäquates Therapiekonzept erarbeitet werden kann. Ein Radiologe möchte zum Beispiel im Rahmen eines Tumorboards auf neu gewachsene Tumore oder andere Auffälligkeiten in den Bilddaten hinweisen. Der Arzt öffnet den in der Patientenakte hinterlegten PDF-Report mit dem auf der Workstation installierten ADOBE READER. Das 3D-Modell der Lunge wird unmittelbar geladen und steht sofort zur Verfügung. Die Läsionen werden initial in grober Kugelform einheitlich und anschaulich visualisiert. Die abstrakte Darstellung als Kugeln hat den entscheidenden Vorteil, dass keine exakten Segmentierungen vorliegen müssen, um die Läsionen dreidimensional visualisieren zu können. Stattdessen können die vom Radiologen eingezeichneten Durchmesser der Tumore als Eingabe für die Generierung von Kugel-Oberflächenmodellen genutzt werden. Um die Komplexität der 3D-Visualisierung einzuschränken und die optimale Sicht auf die Zielstrukturen zu gewährleisten, blendet der Arzt mit einem Klick alle nicht relevanten Lungenlappen aus. Falls Tumorverlaufsdaten vorliegen, können diese auf Wunsch des Arztes in dem 3D-Modell aktiviert werden. Abbildung 2 (mitte) zeigt die nach dem Ampelschema farbkodierte Darstellung des Tumorwachstums. Während rote Kugeln gewachsene Läsionen markieren, zeigen grüne Kugeln geschrumpfte Läsionen an.

OP-Planung. Ein Chirurg interessiert sich darüber hinaus für Infiltrationen von Gefäßen oder Organwänden, um Entscheidungen bzgl. der Operabilität und einer geeigneten Resektionsmethode treffen zu können. Um den Detailgrad der Läsionenvisualisierung beeinflussen zu können, wird dem Arzt die Möglichkeit des *semantischen Zoomens* gegeben. Zoomt der Arzt mit dem Mausekran in die 3D-Szene hinein, werden die Tumore in ihrer exakten Form (basierend auf dem Segmentierungsergebnis), anstelle schematischer Kugeln, dargestellt (Abb. 2, rechts). Des Weiteren hat der Chirurg die Möglichkeit, Tumore direkt in der 3D-Szene oder über ein Auswahlménü zu selektieren, um gezielt Maßangaben (z. B. Durchmesser und Volumina) abzurufen. Parallel zur 3D-Darstellung wird ein lokaler 2D-Ausschnitt der selektierten Läsion angezeigt. Die Segmentierungskontur wird dabei als farbiges Overlay über die ROI der Läsion gelegt und in Form einer 3x3-Bildmatrix angezeigt (Abb. 1, rechts). Die kombinierte 2D/3D-Visualisierung ermöglicht dem Arzt, den Bezug zwischen dem abstrakten 3D-Modell und den zugrunde liegenden Originalbilddaten herzustellen. So können wichtige Detailinformationen, beispielsweise Pleura- oder Gefäßinfiltrationen der Läsionen, eingeschätzt werden.

Strukturiertes onkologisches Reporting. Neben den interaktiven 3D-Darstellungen enthält der PDF-Report zusätzlich eine strukturierte Tabellen- und Diagrammdarstellung über bisherige Diagnosen, radiologische Untersuchungen, Tumorstadien und Therapiemaßnahmen. Die diagnostischen und therapeutischen Entscheidungen werden dazu von den beteiligten Fachärzten in digitalen Befunden protokolliert und automatisch in das PDF exportiert. Die Beurteilungen des Radiologen sowie die animierten Diagramme ermöglichen es dem behandelnden Arzt, die gesamte Patientengeschichte lückenlos nachzuvollziehen und den Therapieerfolg visuell auf einen Blick abzuschätzen. Unsere medizinischen Partner heben den hohen Nutzen dieser strukturierten Aufbereitung gegenüber der herkömmlichen Fließtextbefundung hervor.

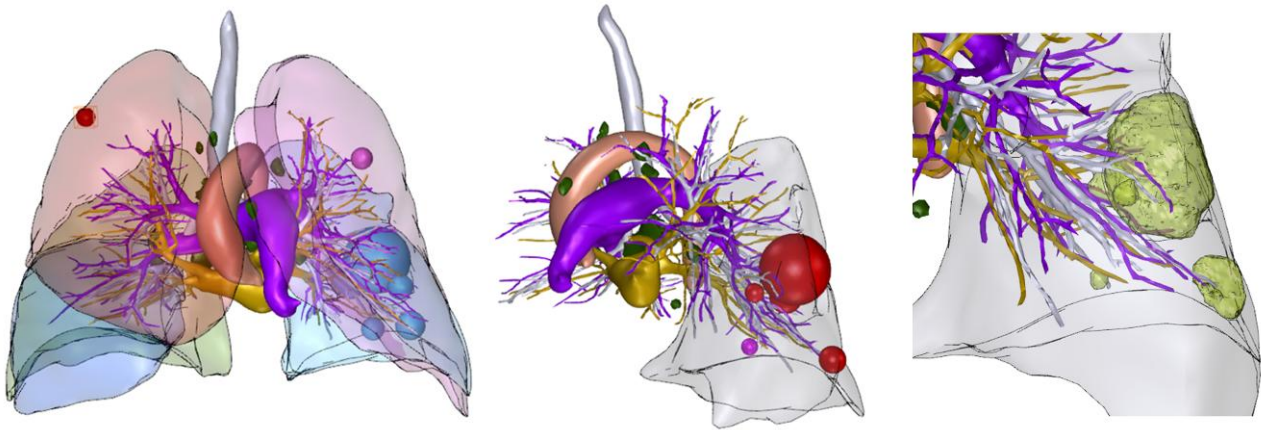


Abb. 2: Links: Initiale 3D-Visualisierung der Lungenlappen, Aorta, Bronchien, Lungenarterien und -venen sowie der je nach Lappenlokalisierung farbkodierten Lungenläsionen in Kugeldarstellung. Mitte: Selektive Darstellung des linken Unterlappens sowie der Tumorverlaufsdaten. Rechts: *Semantisches Zoomen*, bei dem die Tumore in ihrer exakten Form transparent abgebildet werden.

3 Ergebnisse

Die automatische Generierung des PDF-Reports wurde auf vier unterschiedlichen Patientendatensätzen technisch erfolgreich und zur Zufriedenheit der klinischen Partner getestet. Eine Evaluierung mit klinischen Partnern hat ergeben, dass der interaktive 3D-PDF-Report klare Vorteile gegenüber der herkömmlichen meist auf Schichtbilddaten basierenden Vorgehensweise bei der Planung lungenchirurgischer Eingriffe bietet. Die bisherige Identifizierung aller Rundherde innerhalb der Lunge anhand der 2D-Bilder ist mühsam und aufwändig. Im Gegensatz dazu können in der 3D-Darstellung alle Findings in ihrer exakten topographisch-anatomischen Position auf einen Blick dargestellt und interaktiv exploriert werden. Der Report unterstützt außerdem maßgeblich die Kommunikation zwischen dem Radiologen und den Therapeuten. Dank der reproduzierbaren volumetrischen Messwerte, der strukturierten Befundung sowie der farbkodierten Wachstumsmuster werden ungenaue radiologische Aussagen („mehrere Rundherde“, „diffuse Verteilung“, „gering größenprogredient“) vermieden. Bildliche Annotationen und interaktive 3D-Elemente steuern zum besseren Verständnis der radiologischen Beurteilung bei und vereinfachen die onkologische Verlaufskontrolle. Mit Hilfe des Softwareprototyps können die Segmentierungen der Lungenstrukturen vom Radiologen mit wenig Interaktionsaufwand erzeugt und automatisch in das Dokument exportiert werden. Da der Exportvorgang weitgehend automatisiert und das generierte Dokument portabel einsetzbar ist, lässt sich die vorgestellte Technologie gut in die klinische Prozesskette integrieren. Durch die direkte Verzahnung von textuellem Befund und interaktiver 3D-Visualisierung können Therapieergebnisse dem Patienten oder anderen Fachkollegen verständlich vermittelt werden. Der therapierende Arzt kann sich zusätzlich auf Knopfdruck textuelle Hinweise oder Annotationen des Radiologen anzeigen lassen. Das im Durchschnitt etwa 5–10 MB große PDF-Dokument lässt sich per E-Mail versenden oder direkt dem Patienten aushändigen. Es kann auf einem Ärzte-Notebook gespeichert und beispielsweise bei einer Falldiskussion abgerufen werden. Die geringen Hard- und Software-Anforderungen ermöglichen außerdem den Einsatz der 3D-Modelle im Operationssaal, wo oft nur Standard-PCs ohne Internetverbindung zur Verfügung stehen. Der Chirurg kann somit im OP anhand der 3D-Visualisierungen die präoperative Planung mit der intraoperativen Situation abgleichen. Zusätzlich bietet der PDF-Report eine Kommentarfunktion. Ein Arzt kann textuelle Annotationen frei im Dokument platzieren, persistent abspeichern und bei Bedarf wieder aufrufen.

4 Diskussion

Mit der Aufbereitung zusätzlicher Tumorfälle soll das Verfahren bzgl. seiner Robustheit und Automatisierbarkeit geprüft und weiterentwickelt werden. Derzeit stellt v. a. die automatische Segmentierung vergrößerter Lymphknoten und infiltrierender Tumore eine Herausforderung dar. Um dennoch nicht zweifelsfrei abgrenzbare Läsionen dreidimensional abbilden zu können, besteht die Möglichkeit, manuell eingezeichnete Durchmesser als Basis für eine Kugeldarstellung der Läsionen zu nutzen. Zusätzlich ist der Einsatz einer CAD-Software vorstellbar, um den zeitaufwändigen Detektions- und Segmentierungsprozess der Läsionen effektiv zu unterstützen. Eine weitere Herausforderung besteht in der Integration eines PDF-Dokumentes in ein handelsübliches KIS. Dateiformate wie PDF lassen sich oft nur über spezielle Plugins in die herstellerabhängigen PACS- und RIS-Systeme integrieren. Zukünftig werden PDF-Dokumente daher in ein DICOM-

Objekt gekapselt [<http://support.dcmthk.org/docs/pdf2dcm.html>]. In DICOM-Form lässt sich jedes beliebige PDF verpacken, im Klinik-IT-System verwalten und an jeder beliebigen Radiologie- oder Chirurgie-Workstation öffnen. Weitere Arbeiten konzentrieren sich auf die Umsetzung eines generischen Konzeptes, mit dem 3D-Daten beliebiger Organe visuell aufbereitet in dem Dokument eingebettet werden können. Ziel ist die Entwicklung eines vollständigen onkologischen Reports unter Einbezug weiterer Organsysteme, wie z. B. Leber, Gehirn und Skelett. Derzeit werden v. a. CT-Daten als Grundlage für die Rekonstruktion genutzt. Vorstellbar ist der Einbezug weiterer Modalitäten, beispielsweise eines PET-CTs, um funktionelle Stoffwechselprozesse in dem 3D-Modell sichtbar zu machen. Darüber hinaus sind die derzeitigen Entwicklungen im Bereich webbasierter 3D-Grafiken sehr vielversprechend. Auf Basis von HTML 5 und WebGL [www.khronos.org/webgl] ist es mittlerweile möglich, interaktive 3D-Modelle ohne spezielle Plugins in einem aktuellen Webbrowser (z. B. Mozilla Firefox 4) anzuzeigen.

5 Danksagung

Wir danken der DFG, die Teile dieser Arbeit im Rahmen des Projektes PE 199/20-1 gefördert hat.

6 Referenzen

- [1] H. Lang, A. Radtke, C. Liu et al.: Improved Assessment of Functional Resectability in Repeated Hepatectomy by Computer-assisted Operation Planning, *Hepatogastroenterology* 52, S. 1645-1648, 2005
- [2] K. J. Oldhafer, G. A. Stavrou, G. Prause et al: How to operate a liver tumor you cannot see, *Langenbeck's Archives of Surgery* 394(3), S.489-494, 2009
- [3] B. Reiner, E. Siegel: Radiology reporting: returning to our image-centric roots, *American Journal of Roentgenology* 187(5), S. 1151-1155, 2006
- [4] L. Bornemann, V. Dicken, J.-M. Kuhnigk et al.: OncoTREAT: A software assistant for cancer therapy monitoring, *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 1(5), S. 231-241, 2007
- [5] S. Birr, V. Dicken, B. Preim: Webbasierte Planungsunterstützung von Lungenoperationen, *Mensch und Computer*, S. 113-118, 2010
- [6] S. Limmer, V. Dicken, P. Kujath et al.: Dreidimensionale Rekonstruktion von zentralen Lungentumoren basierend auf CT-Daten, *Der Chirurg* 81(9), S. 833-840, 2010
- [7] B. Ruthensteiner, M. Heß: Embedding 3D Models of Biological Specimen in PDF Publications, *Microscopy Research and Technique* 71(11), S. 778-786, 2008
- [8] J. Cordes, J. Dornheim, B. Preim: Szenariobasierte Entwicklung von Systemen für Training und Planung in der Chirurgie, *i-com* 1, S. 5-12, 2009

Evaluation of 3D Ultrasound Image Registration

E. Efstathiou¹, T.M. Deserno², C. Münzenmayer¹, T. Wittenberg¹, T. Bergen¹

¹ Fraunhofer Institute for Integrated Circuits IIS, Erlangen, Germany

² RWTH Aachen University, Aachen, Germany

Contact: efstates@iis.fraunhofer.de

Abstract:

Image registration plays a crucial role for the accurate reconstruction of an organ from partial ultrasound volumes and the subsequent accurate resection of a lesion/tumor with an optimally minimal damage of the healthy tissue. With the help of the Insight Toolkit (ITK), various state-of-the-art voxel-based 3D image registration algorithms were investigated, implemented and evaluated, allowing for the assessment of an accurate ultrasound image registration scheme. The investigation of the 3D space was based on an investigation of the 2D space, where the image registration components showing low performance were sorted out. The performance was assessed by calculating the standard deviation (SD) of the resulting difference images. Overall the mutual information and joint histogram based metrics showed low performance (2D - SD up to 25,9), whereas the Powell direction set algorithm in combination with the mean squares metric showed a better performance (3D - SD: 22,4).

Keywords: 3D ultrasound, image registration, evaluation

1 Problem

Minimally invasive surgery (MIS) and similar technologies, such as NOTES (Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery), LESS (Laparo-Endoscopic Single Site Surgery) or SILS (Single Incision Laparoscopic Surgery), are known to reduce the trauma for the patients. Nevertheless, the small incisions made to the patient limit also the orientation, the visual range as well as the maneuverability of the surgeon. In order to support the surgeon with navigation assistance and intra-operative lesion localization capability during a minimally invasive tissue resection, a detailed spatial representation of the organ under examination is necessary. Especially, in the case of a liver lesion resection, an intra-operative reconstruction of the liver from 2D/3D ultrasound images can provide additional information during the intervention, which provide the surgeon support and the capability of comparing pre-operative data (e.g. liver CT) with intra-operative data (US). In this assignment the registration of ultrasound volumes plays a crucial role, e.g. for volume stitching to represent the entire organ. Furthermore, the role of accurate ultrasound registration is also highlighted in the area of the geometric calibration of an electromagnetically tracked ultrasound system [1], where it determines the quality of the pursued calibration. In this paper, we focus on comparing different image registration schemes for volumetric ultrasound registration.

2 Methods

In order to assess for an optimal image registration method for accurate ultrasound image registration, several initial experiments were conducted in the 2D space, investigating various combinations of metrics and optimizers. Based on these initial experiments, optimizer-metric combinations with low performance were excluded from the experiments in the 3D space. Due to the common characteristics of the 2D and 3D ultrasound images, we assume that this convention is valid. The investigation of various metrics allows the assessment of the quality of the representation of the similarity of two images. Additionally, the investigation of various optimizers allows the assessment of the quality of the optimization succeeded, i.e. how good the optimizer suits to the metric and guides itself to the extremum of the metric.

The experiments were succeeded through the development of an image registration framework, which utilizes already implemented image registration components by the Insight Toolkit (ITK). This accounts for robustness of the algorithms used and minimization of the researcher bias and promotes the reproducibility of the results.

The experiments investigated the performance of a registration with respect to both the choice of a metric and an optimizer (Figure 1). Their influence on the registration result is considered much more significant than the influence of the interpolator. For this reason, a linear interpolator was utilized, because of its very good quality to computational load ratio. In addition, the transformation between successive acquisitions can be theoretically given by a translation or rigid

transformation, but due to ultrasound imaging inaccuracies and taking into account that the non-deformable-body constraint is well fulfilled for the utilized liver phantom, affine transformations were applied. Although the results of the current study cannot be directly applied to clinical cases, where deformable transformations have to be considered, they provide important information for applications, where complex multiple level image registration schemes are used. Binary masking was also used in order to determine the regions of interest within the images under registration.

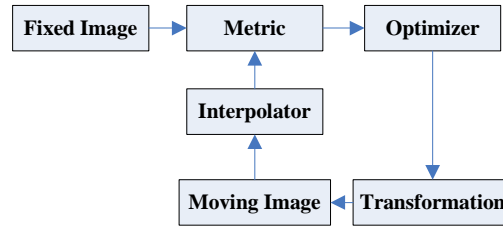


Fig. 1: Image registration algorithm: a) transformation: maps the moving on the fixed image, b) interpolator: maps the non-grid positions of the transformed moving image on the grid positions of the fixed image, c) metric: evaluates the quality of the registration, d) optimizer: minimizes/maximizes the metric in the transformation parameter space

In particular, the selection of optimizers and metrics was based on the state-of-the-art ultrasound image registration algorithms [2, 3, 5], according to an extended literature research. A list of the optimizers and metrics that were examined during our study is shown in Table 1.

Optimizers	Metrics
Nelder-Mead downhill simplex (Amoeba) Powell direction set LBFGS (quasi-Newton) Polak-Ribiere (conjugate gradient) Regular Step Gradient Descent (RSGD)	Mean Squares (MS) Normalized Cross Correlation (NCC) Correlation Coefficient (CC) Histogram-based Mutual Information (HMI) Histogram-based Normalized Mutual Information (HNMI) Mattes Mutual Information (MMI)

Table 1: Optimizers and metrics that were used in the current study

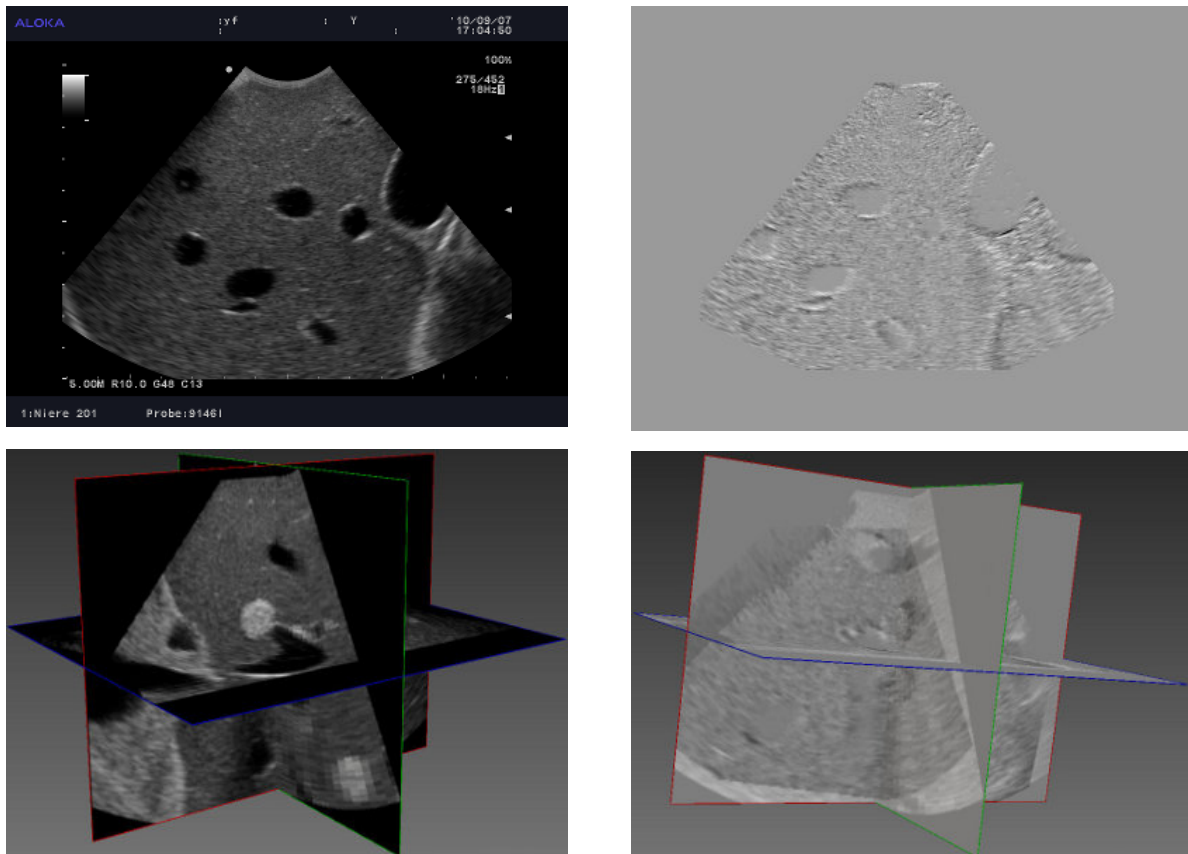


Fig. 2: Examples of 2D and 3D ultrasound images and the respective difference images

Due to its high computation times and high susceptibility to noise the Viola-Wells mutual information was excluded from the research. Histogram binning with 64 bins was used in the case of the joint histogram-based metrics. Based on an evaluation of similarity measures for subtraction radiology [4], the quality of the registration was assessed by the calculation of the standard deviation (SD) of the resulting difference image, in accordance with an additional literature research.

The 2D and 3D ultrasound images used referred to respective freehand ultrasound acquisitions of a liver phantom (Kyoto Kagaku IOUSFAN) acquired with identical settings with an ALOKA ProSound $\alpha 7$ ultrasound system.

In 2D, the ultrasound images were pre-processed with a Gaussian filter with variance 2,0. Since the Gaussian filter is a typical low-pass filter, it suppresses the speckle only partially, in comparison to filters specially developed for speckle suppression. For two manually chosen pairs of ultrasound images (with small and large displacements respectively), the experiments in 2D concerned the convergence of an optimizer to a metric from a 7×7 grid of different start points centered on the extremum of the metric lying on intervals of 10 pixels. This results in 2940 ultrasound image registration experiments (2 image pairs \times 49 starting points \times 5 optimizers \times 6 metrics).

In 3D, a homogeneous three-level image resolution pyramid with downsampling factors of 8, 4 and 2 per level with prior variable Gaussian filtering was utilized. Here, the experiments concerned the registration of a pool of eleven ultrasound images with each other initially aligned on their centers of mass.

3 Results

As an image registration quality measure, the standard deviation of the difference image computed over the overlapping region of the moving and fixed images was calculated for all the resulting difference images. The diagram given in Figure 3 displays the mean standard deviations of the resulting difference images of the 2D registration experiments for every combination of optimizers and metrics. Best results were obtained with the LBFGS optimizer and the MS metric (SD: 19,9), while the same optimizer and the HNMI metric performed worst (SD: 25,9).

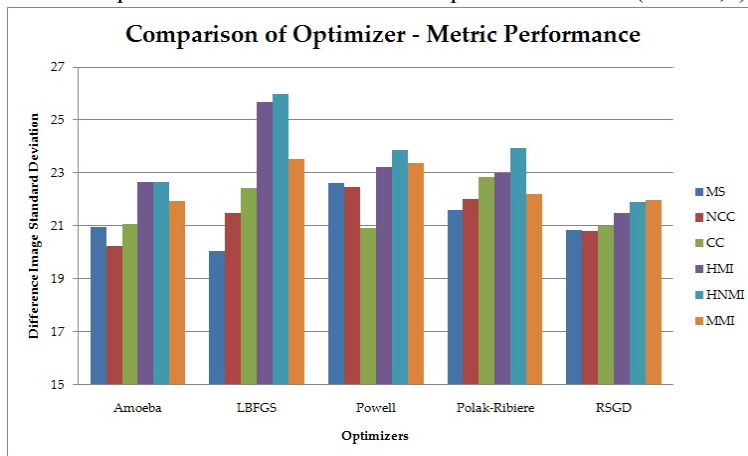


Fig. 3: Mean values of the standard deviations of the resulting difference images for all optimizer-metric combinations for the 2D registration experiments

With regard to the 2D registration experiments, the most robust optimizer-metric combinations of the 2D experiments,

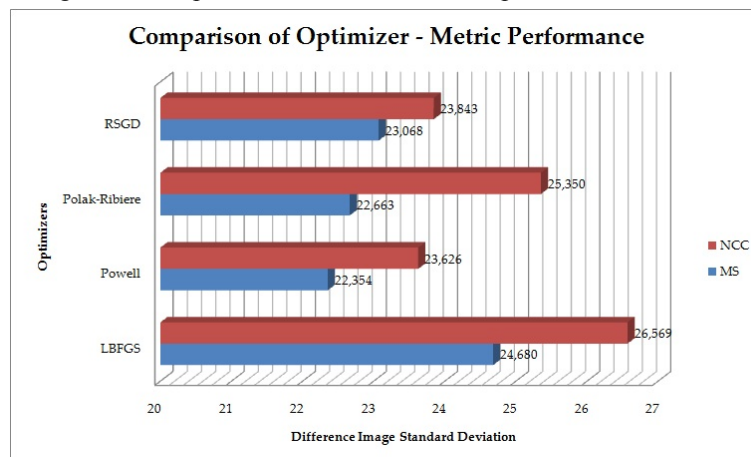


Fig. 4: Mean values of the standard deviations of the resulting difference images for various optimizer-metric combinations for the 3D registration experiments

namely the mean squares and normalized cross correlation metrics and all the optimizers (apart from the Nelder-Mead downhill simplex) yielded good results and were further investigated in the 3D registration experiments. The diagram given in Figure 4 displays the mean standard deviations of the resulting difference images of the 3D registration experiments for every combination of the optimizers, except for Amoeba, and the MS and NCC metrics. Best results were obtained with the Powell optimizer and the MS metric (SD: 22,4), while the LBFGS optimizer and the NCC metric perform worst (SD: 26,6).

With respect to the computation times, a 2D image registration experiment has an approximate duration of less than 5min (image size 800×600), whereas a 3D image registration experiment has an approximate duration of 7 to 12min (image size $281 \times 211 \times 254$). In both cases the full image content was used after applying binary masking.

4 Discussion

Figure 3 shows that the mutual information based metrics tend to perform worse than the others regardless of the optimizer, because of the remaining speckle, which makes these metrics noisy and creates local extrema for the optimizers to get possibly trapped into. In detail, the Mattes mutual information metric performs far better than the other two mutual information based metrics, thanks to its independence from the joint histogram, whose calculation is severely affected by the unsuppressed speckle. In addition, the mean squares and normalized correlation metrics perform quite similarly, whereas the correlation coefficient metric performs slightly worse, because of the dependence of its implementation on the joint histogram.

Furthermore, a careful observation of the diagram of Figure 4 shows that the mean squares metric performs overall better than the normalized cross correlation with every optimizer. The diagram confirms that normalized cross correlation is highly sensitive to the changes caused by affine transformations. In addition, the Powell direction set algorithm performs far better than the others, since it is not dependent on any derivatives, which may guide the optimizer to local extrema, since their calculation is affected by speckle. On the other hand, the LBFGS algorithm converges quickly to a solution, thanks to the Newton direction, which provides quadratic convergence depending on the metric.

In a nutshell, the 3D ultrasound image registration is succeeded with the use of appropriate preprocessing and masking and the utilization of a rough-to-fine multi-resolution image registration scheme and it is accurate enough to be utilized in geometric calibration of electromagnetically tracked ultrasound systems. The results are promising to be applied to minimal invasive surgery under consideration of an extension to deformable registration schemes in a further validation with clinical datasets.

5 References

- [1] T. Bergen, E. Efsthathiou, T. Wittenberg, C. Münzenmayer, and C. Winter, Geometric calibration of 3D ultrasound with a tracking system for volume stitching, *Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 6(1): 258–260, Jun 2011
- [2] J. F. Krücker, G. L. LeCarpentier, J. B. Fowlkes, and P. L. Carson, Rapid Elastic Image Registration for 3D Ultrasound. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(11):1384–1394, Nov 2002
- [3] J. Kybic, M. Unser, Fast Parametric Elastic Image Registration, *IEEE Transactions on Image Processing*, 12(11):1427–1442, 2003
- [4] T. Lehmann, A. Sovakar, W. Schmiti, and R. Repges, A comparison of similarity measures for digital subtraction radiography, *Computers in Biology and Medicine*, 27(2):151–167, 1997
- [5] R. Shekhar and V. Zagrodsky, Mutual Information-Based Rigid and Non-Rigid Registration of Ultrasound Volumes, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(1):9–22, Jan 2002

This work was supported by the Fraunhofer Internal Programs under Grant No. MAVO 817 775.

Erstellung hochaufgelöster Schichtbilddatensätze des humanen Innenohres aus mehrskaligen histologischen Aufnahmen

F. Eckardt¹, Th. S. Rau¹, Th. Lenarz¹, O. Majdani¹

¹ Medizinische Hochschule Hannover, Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Hannover, Deutschland

Kontakt: eckardt.franziska@mh-hannover.de

Abstract:

Im Kontext der Cochlea-Implantat-Versorgung ist der Erhalt der Weichgewebsstrukturen im Innenohr von großer Wichtigkeit. Diese filigranen Strukturen lassen sich jedoch schlecht mit konventionellen Bildgebungsverfahren abbilden. Deshalb wurde von histologischen Felsenbeinpräparaten mittels Schliffpräparationsverfahren ein Schichtbilddatensatz des jeweiligen Präparates erzeugt, der aus Übersichtsaufnahmen des ganzen Präparates und hochaufgelösten Detailaufnahmen der relevanten Innenohrstrukturen besteht. Durch ein punktbasiertes Registrierungsverfahren wurden die Detailaufnahmen zu den korrespondierenden Übersichtsaufnahmen ausgerichtet. Die so entstandenen Bilddatensätze bieten eine hochdetaillierte Auflösung und können im Weiteren unter anderem für die Erstellung von Anatomiemodellen der Weichgewebsstrukturen genutzt werden. Diese Anatomiemodelle können als Grundlage für modellbasierte Segmentierungsverfahren eingesetzt werden, um patientenindividuelle Aufnahmen um fehlende Informationen zu ergänzen.

Schlüsselworte: Schliffpräparation, Anatomieatlas, Cochlea-Implantat, Registrierung, Bildfusion

1 Problem

Zur wirksamen Behandlung von hochgradiger Schwerhörigkeit oder innenohrbedingter Taubheit hat sich das Cochlea-Implantat (CI) als Therapiemethode der Wahl etabliert. Bei der operativen Versorgung wird der Elektrodenträger des Cochlea-Implantates in die Hörschnecke eingeführt. Hierbei besteht die Gefahr der Schädigung sensibler Membranstrukturen in der Hörschnecke, wie der Basilarmembran. Dies kann zum Verlust des unter Umständen noch bestehenden Resthörvermögens des Patienten während der Operation führen.

Weichgewebsstrukturen, wie die Basilarmembran (Dicke: 1-10 μm [1]), können erst durch den Einsatz von Kontrastmittel in einem aufwendigen Verfahren der Bildgebung zugänglich gemacht werden, da diese konventionellen Verfahren nur bei Hochkontraststrukturen wie Knochen ausreichend detaillierte Aufnahmen ermöglichen. Daher ist das gegenwärtige Ziel der Arbeitsgruppe, äquidistante, histologische Schliffbilddatensätze mit hochdetaillierter Auflösung zu erstellen, die die relevanten Weichgewebsstrukturen enthalten. Aus diesen hochaufgelösten Bilddatensätzen können beispielsweise Anatomiemodelle erstellt werden, welche patientenspezifische CT-Aufnahmen um fehlende Informationen, wie z.B. die Lage der Basilarmembran, ergänzen können.

2 Methoden

Für das histologische Schliffbildverfahren wurden Felsenbeinpräparate auf Mittel- und Innenohr beschnitten und in Epoxidharz eingebettet. Anschließend wurden 3 künstliche Registrierungsmarker in die Probe eingebracht, anhand derer in einem späteren Registrierungsschritt die Schliffbilder (im Folgenden Übersichtsbilder genannt) zueinander ausgerichtet wurden. Bei der eigentlichen Schliffpräparation wurde über einen eigens entwickelten Probenhalter der gewünschte Schliffabtrag eingestellt und bei Druck auf die Schleifscheibe bis auf die Ebene des Ringes abgetragen. Nach jedem Schliffabtrag wurde der tatsächliche Wert mit einem Wegsensor mikrometergenau vermessen und dokumentiert. Die Bilddatenakquirierung erfolgte durch ein Auflichtmakroskop (Leica Z6 APO, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Deutschland) und einer 5-Megapixel Digitalkamera (Leica DFC 420). Im anschließenden automatisierten Bildregistrierungsprozess, welcher in Matlab implementiert ist, wurden nach geeigneter Bildvorverarbeitung mit Hilfe der Hough-Transformation die künstlichen Registrierungsmarker detektiert und entsprechend zum Basisbild ausgerichtet. Der entstandene Bildstapel wurde auf die relevanten Strukturen beschnitten und ins DICOM-Format konvertiert [2-4].

Zu den akquirierten Übersichtsbildern, die die Registrierungsmarker enthalten, wurden durch Verwendung des optischen Zooms zusätzlich noch detailliertere Bilder aufgezeichnet, welche nur die relevanten Mittel- bzw. Innenohrstrukturen

enthalten. Beide Bilddatensätze liegen in der Größenordnung 1944×2592 Pixel vor, wobei die Übersichtsbilddaten einen Ausschnitt der Größe 32×42 mm und die Detailbilder von 6×7 mm zeigen (vgl. Abb. 1). Um die hohe Auflösung der Detailbilder zu erhalten, wurden in einem Vorverarbeitungsschritt die Übersichtsbilddaten zugeschnitten (1784×1272 Pixel entsprechen $\sim 29 \times 21$ mm) und um einen Faktor ($\sim 5,7$ für Datensatz in Abb. 1) hochskaliert. Dieser Skalierungsfaktor wurde in einer Schicht anhand eines Objektes in dem Übersichtsbild und dem zugehörigen Detailbild ausgemessen.

Die Detailbilder wurden dann im nächsten Schritt durch ein punktbasiertes Registrierungsverfahren mit den Übersichtsbildern in Matlab fusioniert. Für diesen Registrierungsschritt umrandet der Anwender im Detailbild und dem korrespondierenden Übersichtsbild je 3 identische Objekte mit Hilfe eines Polygonzugs entlang der Objektgrenze. Über die Matlab-Funktion *regionprops* wurden die einzelnen Schwerpunkte der segmentierten Objekte berechnet, anhand derer das Detailbild zum entsprechenden Übersichtsbild mit der Matlab-Funktion *imtransform* ausgerichtet wurde. Gewählt wurde die Option *nonreflective similarity*, da diese Verschiebung, Rotation und Skalierung des Detailbildes berücksichtigt.

Anschließend wurden die registrierten Bilddaten mit Hilfe der Matlab-Funktion *dicomwrite* in das klinisch etablierte DICOM-Format konvertiert. Diese generiert neben dem eigentlichen Schichtbild auch den entsprechenden DICOM-Header.

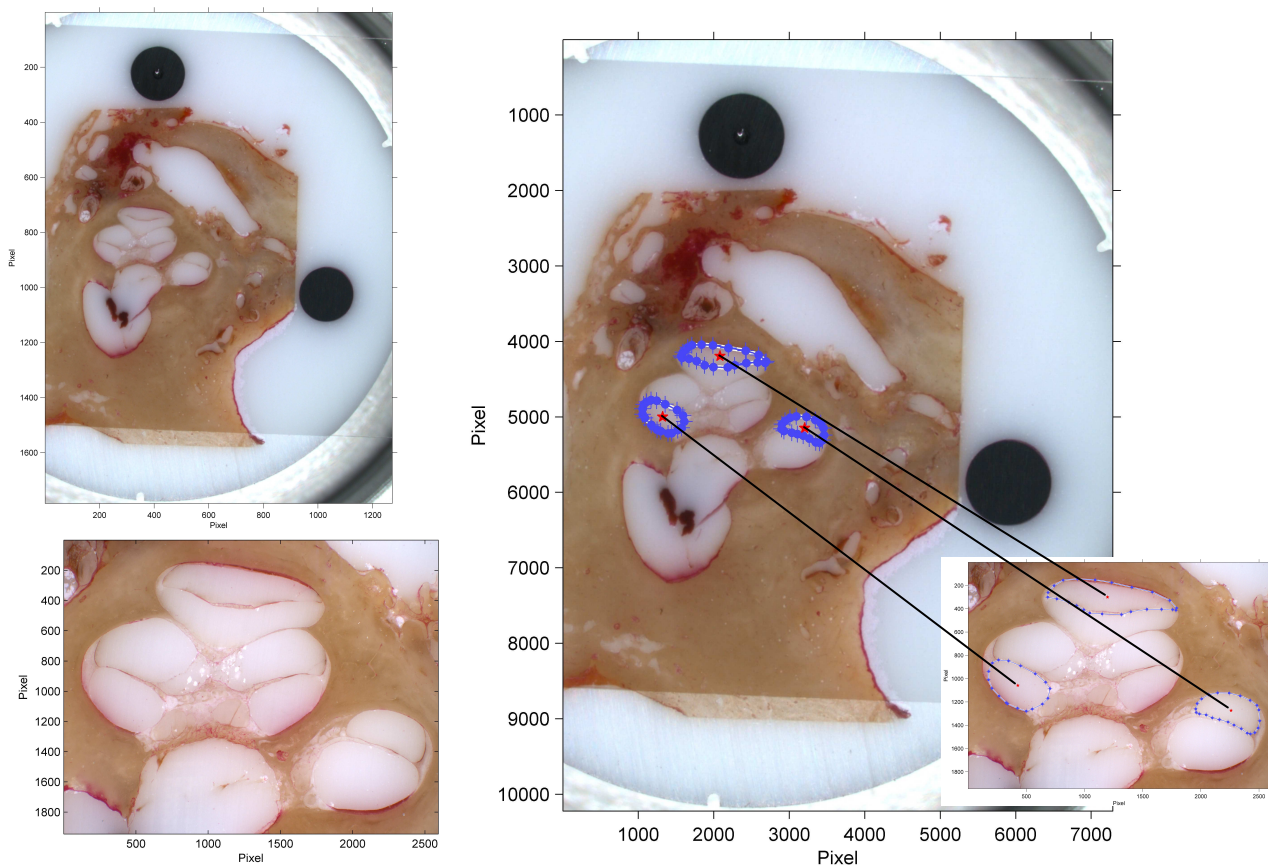


Abb. 1: Die linke obere Abbildung zeigt das Übersichtsbild und die linke untere Abbildung das korrespondierende Detailbild. Diese beiden Bilder werden durch ein punktbasiertes Registrierungsverfahren zueinander ausgerichtet. Dafür werden vom Benutzer je 3 Objekte in beiden Bildern mittels Polygonzug umrandet (blau) und der Schwerpunkt (rot) jedes Objektes berechnet. Anhand der Schwerpunkte werden die Bilder registriert.

3 Ergebnisse

Für den punktbasierten Registrierungsprozess der Detail- und den korrespondierenden Übersichtsbildern wurde anhand der Schwerpunkte der Objekte der Fiducial Registration Error (FRE, [5]) als Registrierungsfehler berechnet. Bei den bisher bearbeiteten Datensätzen lag der mittlere Registrierungsfehler im schlechtesten Fall bei $2,29 \pm 1,79$ Pixel ($0,0133 \pm 0,0104$ mm) und der zugehörige maximale FRE einer Schicht bei $9,0376$ Pixel ($0,0524$ mm). Durch die Generierung

eines DICOM-Datensatzes aus dem registrierten Bilddatensatz ist es möglich, die Bilddaten in Segmentierungsprogrammen wie z.B. AMIRA (Visage Imaging GmbH), 3D Doctor (Able Software Corp, USA), iPlan 2.6 ENT (BrainLAB AG, Feldkirchen) bzw. BioSeg (BioSkill GmbH, Alsbach-Hähnlein) einzulesen und zu segmentieren (vgl. Abb. 3).

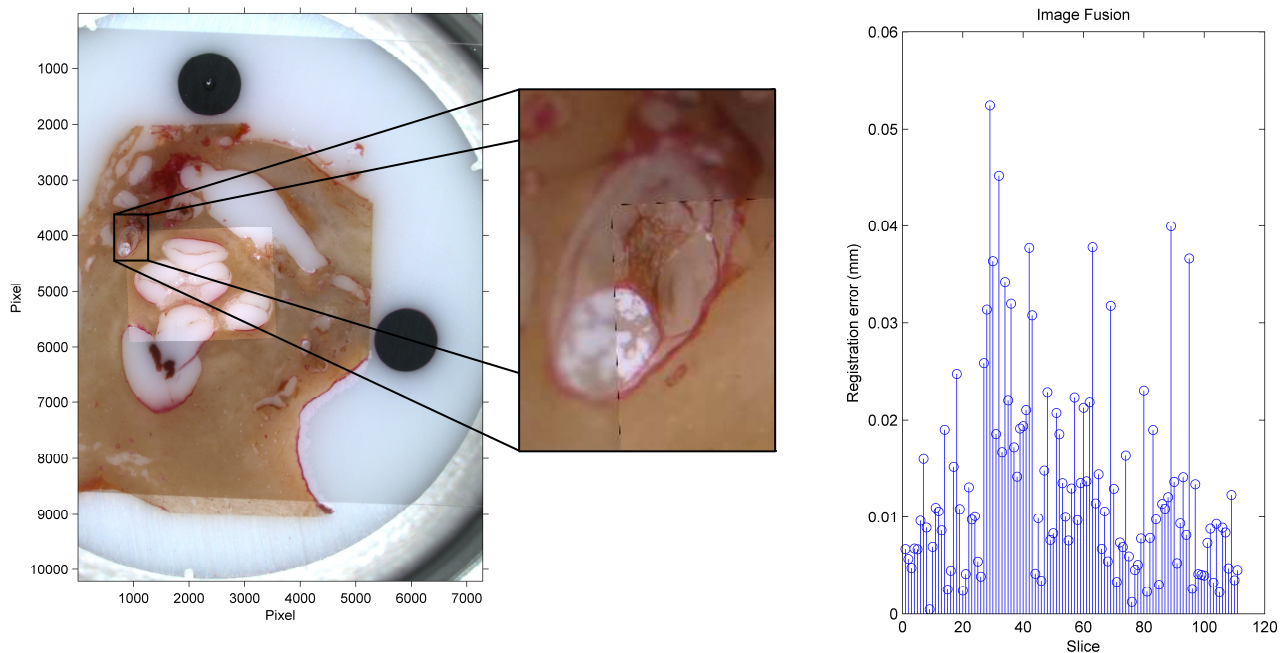


Abb. 2: Die Fusionierung des Detailbildes in das korrespondierende Übersichtsbild ist als Ergebnis der punktbasierten Registrierung in der Abbildung dargestellt. Das mittlere Bild zeigt den Unterschied der Auflösung der Bilder anhand eines Ausschnitts an der Fusionierungskante des linken Bildes. Die rechte Abbildung zeigt den Registrierungsfehler der einzelnen Schichten des links dargestellten Datensatzes.

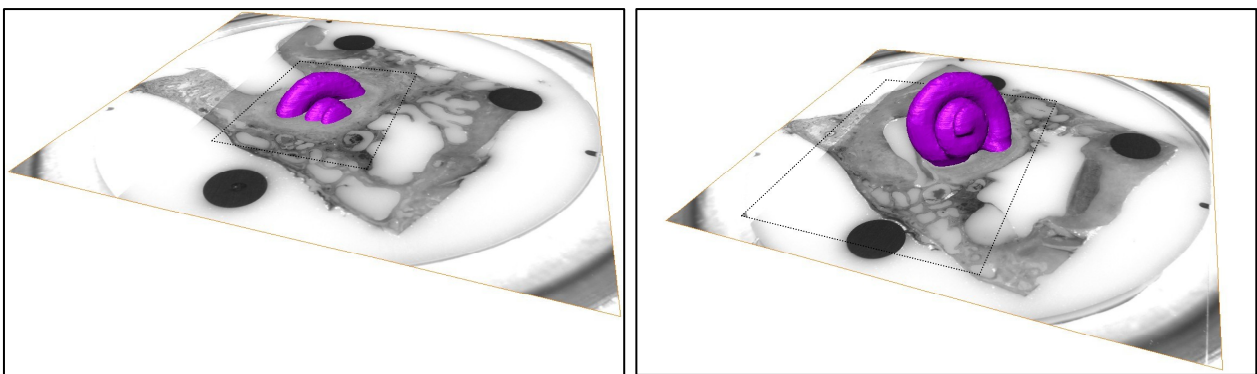


Abb. 3: Darstellung der fusionierten Bilder und der segmentierten Cochlea in AMIRA (Visage Imaging GmbH). Die gestrichelten Bereiche kennzeichnen die registrierten Detailbilder.

4 Diskussion

Durch ein punktbasiertes Registrierungsverfahren wurden die durch ein histologisches Schliffbildverfahren akquirierten Übersichts- und korrespondierenden Detailbilder zueinander registriert und fusioniert. Diese Methode liefert zufriedenstellende Ergebnisse mit einem vertretbaren Registrierungsfehler, jedoch erfordert sie auch ein enormes Maß an Benutzerinteraktion und einen hohen Zeitaufwand (~4 min/Schicht). Eventuelle Fehlerquellen durch das Makroskopsystem wurden bislang nicht berücksichtigt.

Um dem Nachteil der angewendeten Methode entgegenzutreten, werden zum jetzigen Zeitpunkt bildbasierte Verfahren erprobt. Diese Verfahren beschreiben das Auffinden einer Transformation, die die Bildinformationen beider Datensätze bestmöglich in Übereinstimmung bringt. Bildbasierte Registrierungsmethoden arbeiten direkt mit den Intensitätswerten

der Bilder, wobei eine sogenannte Metrik ermittelt wird, die ein Maß für die Qualität der Überlagerung beider Bilddatensätze ist. Als Metrik werden unter anderem Ähnlichkeitsmaße, wie die Summe der Differenzbilder und der Korrelationskoeffizient [6] geprüft. Für eine möglichst exakte Überlagerung der Bilddatensätze muss das Optimum des Ähnlichkeitsmaßes gefunden werden. Dafür findet hier der globale Optimierungsalgorithmus der simulierten Abkühlung [7] Anwendung, der die affinen Transformationsparameter variiert und somit das daraus berechnete Ähnlichkeitsmaß optimiert.

5 Referenzen

- [1] Iurato S.: Elektronenoptische Struktur der Innenohr-Membranen mit Rückschlüssen auf ihre Eignung zum Stoffaustausch. Arch Klin Exp Ohren Nasen Kehlkopfheilkd.: 189(1):113-126, 1967
- [2] Rau Th. S., Hussong A., Herzog A., Leinung M., Lenarz Th., Majdani O.: Accuracy of computer-aided geometric 3D reconstruction based on histological serial microgrinding preparation. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2010 Nov 15:1. [Epub ahead of print]
- [3] Rau Th. S., Würfel W., Lenarz Th., Majdani O.: Vom seriellen Schliffbild zum DICOM-Datensatz. Hochdetaillierte 3D Bildgebung mikro-anatomischer Strukturen am Beispiel des humanen Innenohres. In Proc. der 9. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer und Roboterassistierte Chirurgie e.V. (CURAC), Der Andere Verlag, Tönning: 207-210, 2010
- [4] Würfel W., Hussong A., Herzog A., Erfurt P., Majdani O., Rau Th. S.: Verfahren zur hochgenauen 3D-Rekonstruktion aus histologischen Schliffbildern. In: Proc. des Workshops Bildverarbeitung für die Medizin, BVM, 2010
- [5] M Fitzpatrick, JB West, CR Maurer: Predicting Error in Rigid-Body Point-Based Registration, IEEE Trans. Med. Imaging, 17(5):694-702, 1998
- [6] JM Fitzpatrick, DLG Hill, CR Maurer: Image registration, in Medical Image Processing, Chapter 8 of Volume II of the Handbook of Medical Imaging, M. Sonka and J. M. Fitzpatrick, ed., SPIE Press, 2000
- [7] S Kirkpatrick, CD Gelatt, MP Vecchi: Optimization by Simulated Annealing, Science, 220(4598): 671-680, 1983