

# Medizintechnik – Eine interdisziplinäre Herausforderung in der Forschung

## Wissenschaftlicher Beitrag für die 11. CURAC Jahrestagung 2012

S. Brandstädter<sup>1</sup>, M. W. Büchler<sup>2</sup>, Kh. Sonntag<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universität Heidelberg, Institut für Psychologie, Abteilung Arbeits- und Organisationspsychologie, Heidelberg

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

Kontakt: [simone.brandstaedter@psychologie.uni-heidelberg.de](mailto:simone.brandstaedter@psychologie.uni-heidelberg.de)

### Abstract:

*Interdisziplinäre Projekte sind häufig nicht so erfolgreich wie erwartet und brauchen unverhältnismäßig viel Zeit und Geld. Gerade die Medizintechnik ist jedoch auf erfolgreiche Zusammenarbeit unterschiedlicher Disziplinen angewiesen. Welche Problembereiche treten auf und wie können diese vermieden werden? In einem interdisziplinären Graduiertenkolleg der DFG wurden über zwei Jahre qualitative und quantitative Evaluationsdaten gewonnen und im Hinblick auf Problembereiche und Fördermöglichkeiten analysiert. Neben typischen interdisziplinäre Herausforderungen, z.B. falschen gegenseitigen Erwartungen, zeigten sich spezifische Problembereiche, wie Zeitmangel forschender Ärzte und unterschiedlicher disziplinärer Stellenwert der Forschung. Zu den wichtigsten förderlichen Kompetenzen zählten mündliches Verständnis, Argumentation und Koordination. Mögliche Interventionen zur Förderung durch strukturelle Anpassung und Kompetenzentwicklungsmaßnahmen werden vorgestellt. Derzeit wird ein Training für eine gute interdisziplinäre Zusammenarbeit entwickelt.*

*Schlüsselworte: Interdisziplinäre Zusammenarbeit, Forschungsevaluation, DFG Graduiertenkolleg 1126*

## 1 Problem

Interdisziplinäre Forschung kann definiert werden als „a mode of research by teams or individuals that integrates information, data, techniques, tools, perspectives, concepts, and/or theories from two or more disciplines or bodies of specialized knowledge to advance fundamental understanding or to solve problems whose solutions are beyond the scope of a single discipline or field of research practice“ [1]. Das Hauptproblem interdisziplinäre Zusammenarbeit ist, dass sie meistens nicht so erfolgreich ist wie erwartet. Die Zusammenarbeit ist mit einigen Problemen behaftet: Vertreter eines Faches teilen eine Forschungskultur, spezifische Annahmen, Theorien und Methoden, die sich von Disziplin zu Disziplin unterscheiden und eine Barriere in der Zusammenarbeit darstellen [2]. Die in der Forschung vorfindbaren interdisziplinären Problembereiche lassen sich grob in fünf Kategorien unterteilen. Unter Kommunikationsschwierigkeiten fallen Probleme des Missverständnisses wie z.B. durch Fachsprache. Die disziplinären Vorstellungen über das richtige Vorgehen in der Forschung führen häufig zu Methodenproblemen. Ein weiteres Problemgebiet ist die gemeinsame Definition des Gegenstands und Ziel des Projekts. Durch Unkenntnis der anderen Disziplin kommt es häufig zu Vorurteilen und falschen Erwartungen über die Möglichkeiten und Grenzen der Zusammenarbeit. Zusätzlich treten durch die enge Zusammenarbeit auch häufig gruppendynamische Probleme auf [3].

Auch in der medizintechnischen Forschung treffen sehr unterschiedliche Disziplinen aufeinander. Für die erfolgreiche Entwicklung von innovativen neuen medizintechnischen Produkten ist eine enge Zusammenarbeit zwischen Medizin und Disziplinen wie Informatik oder Ingenieurwissenschaften jedoch unverzichtbar. Um speziell die Zusammenarbeit in der Medizintechnik zu fördern, ist es notwendig zunächst die spezifischen Anforderungen der interdisziplinären Zusammenarbeit zwischen Medizinern und Technikern<sup>1</sup> zu definieren. In der vorliegenden Evaluationsstudie sollen Problembereiche und strukturelle Fördermöglichkeiten untersucht werden. Ebenso soll geklärt werden, welche Förderung auf Personenebene möglich ist. Dazu werden erforderliche Kompetenzen bei Mitgliedern interdisziplinärer Teams erhoben. Kompetenzen werden definiert als messbare Muster an Wissen, Fähigkeiten, Motivation, Interesse, Fertigkeiten, Verhaltensweisen und anderen Merkmalen, die eine Person für die erfolgreiche Bewältigung ihrer Aufgaben benötigt [4].

---

<sup>1</sup> Um die Komplementarität der Medizintechnik hervorzuheben, werden nichtmedizinischen Disziplinen und Personen hier vereinfachend als „technische Disziplinen“ und „Techniker“ bezeichnet.

## 2 Methoden

Zur Untersuchung von Problembereichen und Fördermöglichkeiten wurden verschiedene Verfahren eingesetzt. Da die Projektbearbeitung größtenteils von Doktoranden erfolgt und diese den meisten interdisziplinären Kontakt aufweisen, wurden sie als Befragungsteilnehmer für die Erhebung ausgewählt. Die Stichprobe bestand aus 14 Doktoranden (3 weiblich) des DFG Graduiertenkollegs 1126 im Alter von 24 bis 32 Jahren ( $M=26,5$ ;  $sd=2,5$ ). Sie gehörten zur Hälfte der Medizin (7 Personen), die andere Hälfte technischen Disziplinen, Informatik (6 Personen), Ingenieurwissenschaften, Medizininformatik und Physik (jeweils 1 Person), an. Die Erfahrung mit interdisziplinärer Zusammenarbeit reichten von 0,5 bis 4 Jahren, bei einem Mittel von 2,1 Jahren ( $sd=1,0$ ).

Zur Überprüfung von förderlichen und hinderlichen Bedingungen wurden halbstandardisierte qualitative Interviews mit Doktoranden des Graduiertenkollegs durchgeführt und aufgezeichnet. Sie dauerten im Mittel 51:37 Minuten ( $sd=14:27$ ). Es wurden beispielhaft mögliche Problembereiche interdisziplinärer Arbeit (Kommunikation, Methoden, Gegenstandsbeschreibung, Vorurteile) vorgestellt. Die Probanden wurden gebeten, ihre Erfahrung in medizintechnischen Projekten zu berichten und ggf. Problembereiche zu ergänzen. Die aufgezeichneten Interviews wurden wörtlich transkribiert und 126 Seiten Interviewmaterial in Textform nach der qualitativen Inhaltsanalyse nach Mayring ausgewertet [5].

Zur Erhebung der Kompetenzanforderungen interdisziplinärer Arbeit wurde das Fleishman Job Analyse System für eigenschaftsbezogene Anforderungsanalysen verwendet [6]. Es dient zur Erfassung von Fähigkeitsprofilen und kann für die Analyse von komplexen Tätigkeiten eingesetzt werden. Die Probanden schätzen das Ausmaß, in dem eine Eigenschaft für die erfolgreiche Bewältigung einer Arbeitstätigkeit notwendig ist, anhand von verhaltensankernden Skalen von  $1/2 =$  „geringes Ausmaß“,  $3/4/5 =$  „mittleres Ausmaß“ bis  $6/7 =$  „hohes Ausmaß“, ein. Für die vorliegende Untersuchung wurde interdisziplinäre Zusammenarbeit in den Bereichen Kognition (21 Skalen) und Soziale/Interpersonelle Fähigkeiten und Fertigkeiten (21 Skalen) eingeschätzt.

## 3 Ergebnisse

Bei der Analyse von Problemen und Fördermöglichkeiten zeigten sich sowohl Bereiche die generell der interdisziplinären Zusammenarbeit zuzurechnen sind, als auch spezifische für die Zusammenarbeit von Medizinern und Technikern. In den qualitativen Interviews wurden von technischer Seite insgesamt 182 Aussagen zu Problemen und Fördermöglichkeiten und von medizinischer Seite 157 Aussagen genannt. In Klammern ist gerundet angegeben, wie viele der befragten Personen eine entsprechende Aussage gemacht haben. Bei der Kommunikation wurden wenige sprachliche Missverständnisse berichtet (28%). Mediziner gaben an, im Studium darauf vorbereitet zu werden möglichst verständlich und ohne Fachsprache zu sprechen. Auch die Techniker berichteten, ihre Sprache weitgehend anzupassen. Probleme gebe es vor allem, wenn technische Gegebenheiten erklärt werden müssten. Hier helfen vor allem ein technisches Grundverständnis und die Motivation zur Einarbeitung des medizinischen Projektpartners (43%).

Bezüglich des Gegenstands wurde ein gemeinsames Verständnis der Entwicklung neuer medizintechnischer Produkte genannt (57%). Unterschiede zeigen sich vor allem durch die Ausrichtung der technischen Disziplinen auf Methodenentwicklung und die Ausrichtung der Medizin auf Anwendungsevaluation (71%). Die analytische vs. praxisorientierte Denkweise führt zu unterschiedlichen Sichtweisen. Hier helfen genaue Absprachen des Projektablaufs inklusive eines gemeinsamen Publikationsplans (64%). Des Weiteren wurden Unterschiede in der Einstellung berichtet (50%). Hier ist vor allem der unterschiedliche Stellenwert der Forschung in den Disziplinen eine hindernde Bedingung. Während für Mediziner die klinische Arbeit den höheren Stellenwert einnimmt und das Interesse an reiner Grundlagenforschung gering ist, ist für die technischen Disziplinen die (auch basale) Forschung die Hauptaufgabe. Je anschaulicher und klinisch orientierter die Forschungsprojekte ausgerichtet sind, desto besser funktioniert die gemeinsame Zielsetzung (21%).

Positiv in Bezug auf Methoden und Arbeitsabläufe wurden die sich ergänzenden Methoden, z.B. in Bildgebung und Visualisierung, berichtet (43%). Neben der bereits berichteten unterschiedlichen disziplinären Ausrichtung, die vor allem bei der Wahl geeigneter Evaluationsmethoden zum Tragen kommt, wurden am häufigsten von zeitlichen Problemen berichtet (71%). Zum einen haben praktizierende Ärzte wenig Zeit für die Forschung und haben einen anderen Tages- bzw. Wochenablauf. Zum anderen ist der zeitliche Horizont bei medizinischen Doktorarbeiten, mit ungefähr einem Jahr, wesentlich geringer als bei technischen Promotionen mit meist über drei Jahren. Bei mehrfachem Wechsel der medizinischen Projektpartner kann das Projekt ins Stocken geraten. Des Weiteren dauert die technische Entwicklung bis zur medizinische Evaluation häufig sehr lange. In dieser Zeit bringt das Projekt wenig Output, wie Publikationen, für die Medizin, während Input in Form von Wissen durchaus benötigt wird. Bei der Anwendungsevaluation ist es häufig anders herum, da Techniker für die Bedienung der Produkte häufig bei den zeitaufwändigen Versuchen (häufig auch nachts und am Wochenende) anwesend sein müssen. Es gibt im Projektverlauf somit immer ein temporäres Missverhältnis zwischen Input und Output für die verschiedenen Disziplinen und bedarf des Bekenntnisses zu einer langfristigen reziproken Zusammenarbeit.

Es wurde bestätigt, dass Vorurteile gegenüber der anderen Disziplin bestehen (100%). Mediziner schätzen ihre technischen Kollegen als weltfremd und praxisfern ein. Im Gegenzug haben Techniker Zweifel, dass Mediziner ihre anspruchsvolle Technik überhaupt verstehen können, geschweige denn wollen. Generell zeigte sich aber, dass sich Vorurteile durch regelmäßige Kommunikation abbauen lassen (36%). Ein größeres Problem stellen die falschen Erwartungen an die andere Disziplin dar (71%). Durch fehlendes Hintergrundwissen werden der Arbeitsaufwand und auch die Grenzen sehr häufig sehr falsch eingeschätzt. Hier muss vor allem von technischer Seite häufig klar gemacht werden, welche Möglichkeiten machbar sind und welche nicht. Ein weiteres Problem ist, dass sich die jeweils eigene Disziplin als wichtiger einschätzt (57%). Dies wurde von den meisten Doktoranden bestätigt. Die Würdigung der anderen Disziplin ist jedoch kritisch für den Erfolg der Zusammenarbeit.

Bei Analyse von benötigten Kompetenzen für interdisziplinäre Zusammenarbeit zeigte sich, dass die nötige Ausprägung aller eingeschätzten Eigenschaften, Fähigkeiten und Fertigkeiten (mit Ausnahme von räumlicher Orientierung) als mindestens mittel ( $\geq 4$ ) eingeschätzt wurden ( $M=4,7$ ;  $sd=0,60$ ). Aufgrund der Übersichtlichkeit und höheren Aussagekraft werden hier im Weiteren nur Anforderungen berichtet, die im Mittel eine mindestens hohe mittlere Ausprägung aufwiesen ( $\geq 5$ ). Die erhobenen Anforderungen wurden in Fach- und Methodenkompetenz, Soziale Kompetenz und Personale Kompetenz eingeteilt und sind mit den jeweiligen Mittelwerten und Standardabweichungen in Tabelle 1 dargestellt.

<b>Fach- und Methodenkompetenz</b>	<b>M</b>	<b>sd</b>	<b>Sozialkompetenz</b>	<b>M</b>	<b>sd</b>	<b>Personalkompetenz</b>	<b>M</b>	<b>sd</b>
Mündliches Verständnis	5,9	0,8	Argumentation	5,5	0,9	Koordination	5,7	0,7
Mündlicher Ausdruck	5,8	0,6	Kontaktfähigkeit	5,2	1,5	Offenheit für Neues	5,3	1,0
Schriftliches Verständnis	5,5	0,8	Verhandlungsgeschick	5,0	1,0	Zuverlässigkeit	5,3	1,1
Originalität	5,3	1,1				Verhaltensflexibilität	5,2	0,8
Problemwahrnehmung	5,2	1,1				Frustrationstoleranz	5,0	1,4
Schriftlicher Ausdruck	5,1	1,0				Vermeiden vorschneller Entscheidung	5,0	1,1

Tabelle 1: Erforderliches Ausmaß an Kompetenzen für erfolgreiche interdisziplinäre Zusammenarbeit

Bei einigen Kompetenzen werden nach Rundung hohe Ausprägungen erreicht. Besonderes Ausmaß wird benötigt an: Mündliches bzw. schriftliches Verständnis, die Fähigkeit gesprochene bzw. geschriebene Wörter und Sätze anzuhören bzw. zu lesen und zu verstehen. Tätigkeiten mit hoher Ausprägung erfordern das Verständnis komplexer oder detaillierter Informationen, die mündlich bzw. schriftlich präsentiert werden und unübliche Worte und Sätze, sowie feine Unterscheidung der Wortbedeutung beinhalten. Mündlicher Ausdruck ist die Fähigkeit, beim Sprechen Worte und Sätze so zu verwenden, dass andere diese verstehen. Hohes Ausmaß bedeutet, anderen komplizierte Sachverhalte klar und strukturiert mitteilen zu können. Argumentation ist die Fähigkeit, eigene Begründungen und Schlussfolgerungen mündlich zu verteidigen. Bei hohem Ausmaß sind als Antwort auf Kritik komplexe Begründungen und logische Erklärungen gefordert. Koordination ist die Fähigkeit, Arbeitspläne und Aktivitäten zu strukturieren, so dass sie mit den Zeitplänen, dem Arbeitsstil und dem Arbeitstempo von anderen übereinstimmen, sowie notwendige Änderungen in Zeitplänen vorzunehmen. Hohe Ausprägung erfordern komplexes Organisieren und Strukturieren, um Aktivitäten und Zeitpläne mit vielen Individuen zu koordinieren.

## 4 Diskussion

In der Medizintechnik konnte die Relevanz bekannter Problembereiche interdisziplinärer Forschung, wie Kommunikation, Zeit, Einstellung, Nähe, Arbeitsklima oder Publikationen, bestätigt werden [7]. Allerdings zeigen sich auch Unterschiede in der Bedeutsamkeit von Problembereichen. Während der Forschungsgegenstand relativ klar definiert ist und Kommunikation weniger problematisch eingeschätzt wird, ist ein großes Problem speziell in der Medizintechnik der unterschiedliche Stellenwert der Forschung. Die Wichtigkeit der Klinik führt zu Zeitproblemen und durch die lange Entwicklungszeit von medizintechnischen Produkten ist die Abstimmung des Projektplans enorm wichtig. Zu unterschiedlichen Projektphasen ist der Arbeitsaufwand und wissenschaftliche Nutzen der Disziplinen temporär immer wieder im Ungleichgewicht. Regelmäßige Projekttreffen, in denen die geplanten Arbeitsschritte, Erhebungen und vor allem auch Publikationen festgelegt werden, stellen sicher, dass der Arbeitsertrag über die Projektphasen für beide Kooperationspartner gleichwertig ist. Die Präsenz des persönlichen Nutzens fördert das Engagement und die Bindung zum Projekt. Eine Möglichkeit ist zum Beispiel auch die geteilte Erstautorenschaft oder das Nutzen kollaborativer Software zur gemeinsamen Kontrolle des Projektfortschritts. In den Evaluationen des Graduiertenkollegs konnte immer wieder bestätigt werden, dass Projekte mit häufigeren Arbeitstreffen erfolgreicher sind.

Um angemessene medizintechnische Produkte zu entwickeln ist es nötig, dass die technischen Projektpartner engen Kontakt zur medizinischen Disziplin bekommen und über das gesamte Projekt halten. Die

Doppelbesetzung von Projekten mit jeweils einem technischen mit einem medizinischen Doktoranden ist eine Besonderheit im Graduiertenkolleg, deren beispielhafter Erfolg in der zweiten Förderphase bestätigt wurde. Der Doktorand der jeweils anderen Disziplin fungiert als direkter Ansprech- und „Lernpartner“ möglichst über das gesamte Projekt und fördert in hohem Maße die Verbindung des disziplinären Wissens. Durch das gemeinsame Projekt wird ein reziproker Vertrag geschlossen, was die Motivation und gegenseitige Hilfe entscheidend positiv verstärkt.

Unterschiede in Aufwand und Zeitpunkt der Promotion führt ebenfalls zu Problemen. Medizinische Doktoranden befinden sich meist noch im Studium und können nur teilweise das notwendige Wissen an die technischen Projektpartner weitergeben. Von struktureller Sicht ist es deswegen sehr hilfreich, Mediziner nach der Ausbildung in das Projektteam zu integrieren. Assistenzärzte und Postdoktoranden als direkte Betreuer und mittlere Ebene zwischen Doktorand und Projektleitung fördern die Zusammenarbeit. Projekte im Graduiertenkolleg, in denen es gelang eine Betreurebene zu integrieren, profitierten deutlich in Bezug auf Projektverlauf und Zufriedenheit.

Regelmäßige Kommunikation und persönlicher Austausch ist für den Abbau von Vorurteilen und falschen Erwartungen besonders hilfreich. Neben fachlichen Arbeitsbesprechungen ist informelle gemeinsame Zeit besonders förderlich. Diese stärkt den Zusammenhalt, bringt Motivation zur gemeinsamen Arbeit und hilft Hemmungen abzubauen, Kritik zu äußern oder nach Hilfe zu fragen. Aktivitäten wie gemeinsame Essen sind besonders geeignet in freien Diskurs zu kommen und neue Kooperationen aufzubauen [7].

Neben diesen strukturellen Fördermöglichkeiten können personelle Fördermaßnahmen integriert werden. In Bezug auf Fach- und Methodenkompetenz können Weiterbildungsveranstaltungen hilfreich sein. So können die als in besonderem Maße notwendigen Kompetenzen wie Mündlicher Ausdruck, Schriftlicher Ausdruck, Argumentation oder Koordination durch klassische Weiterbildungen in den Bereichen Rhetorik, Scientific Writing, Verhandlungstraining/Konfliktmanagement und Projektmanagement gefördert werden. Im Graduiertenkolleg wird ein darauf angepasstes Studienprogramm in Form von meist zweitägigen Workshops angeboten. Neben inhaltlicher Vermittlung stärken diese gemeinsamen Aktivitäten zudem den Zusammenhalt.

Eine Limitation der Studie ist die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf andere medizintechnische Projekte und Institution, da alle befragten Personen aus einem Graduiertenkolleg stammen. Des Weiteren ergeben sich die besonderen Probleme interdisziplinärer Zusammenarbeit zu einem wesentlichen Teil aus der disziplinären Sozialisation. Jede Disziplin hat ihre eigene Wahrnehmung von Realität in Abhängigkeit von disziplinären Theorien, Methoden und Einstellungen. Meist wurde nicht gelernt, dass die eigene Denk- und Arbeitsweise eine von vielen möglichen ist und neben spezifischen Vorteilen auch Beschränkungen aufweist. Dies führt zu Vorurteilen und falschen Erwartungen gegenüber der anderen Disziplin. Für erfolgreiche interdisziplinärer Zusammenarbeit ist es notwendig, die unterschiedlichen disziplinären Sichtweisen zu erkennen, zu reflektieren und für sich nutzen zu lernen. Hier kann ein Training helfen, dass speziell für interdisziplinäre Forschung relevante Kompetenzen, wie Perspektivenübernahme, Reflexionsfähigkeit, Empfänglichkeit für andere Disziplinen oder Würdigung von Diversität fördert [8]. Ein solches Training wird derzeit im DFG Graduiertenkolleg 1126 entwickelt und evaluiert.

Danksagung: Wir danken der DFG für die Unterstützung im Rahmen des Graduiertenkollegs 1126/2 (Entwicklung neuer computerbasierter Methoden für den Arbeitsplatz der Zukunft in der Weichteilchirurgie).

## 5 Referenzen

- [1] National Academy of Sciences, Facilitating interdisciplinary research, National Academies, 2004, S.26
- [2] Laudel, G., Interdisziplinäre Forschungsk Kooperation - Erfolgsbedingungen der Institution ‘Sonderforschungsbereich’, Edition Sigma, 1999
- [3] Defila, R., Di Giulio, A., Drilling, M., Leitfaden – Allgemeine Wissenschaftspropädeutik für interdisziplinär-ökologische Studiengänge, Schriftenreihe „Allgemeine Ökologie zur Diskussion gestellt“, IKAÖ, 2000
- [4] Sonntag, Kh., Kompetenztaxonomien und -modelle: Orientierungsrahmen und Referenzgröße beruflichen Lernens bei sich verändernden Umfeldbedingungen, Nova Acta Leopoldina NF 100, Nr. 364, 2009
- [5] Mayring, P., Qualitative Inhaltsanalyse - Grundlagen und Techniken, Beltz Verlag, 2010
- [6] Kleinmann, M., Manzy, D., Schuhmacher, S., Fleishman, E. A., Fleishman – Job Analyse System für eigenschaftsbezogene Anforderungsanalysen - Deutschsprachige Bearbeitung des Fleishman Job Analysis Survey by E.A. Fleishman, Hogrefe, 2010
- [7] Epstein, S. L., Making Interdisciplinary Collaboration Work, Derry, S. J., Schunn, C. D., Gernsbacher, M. A., Interdisciplinary Collaboration, Lawrence Erlbaum, 2005
- [8] Repko, A., Interdisciplinary Research – Process and theory, Sage Publishing, 2012



# Effiziente Partitionierungstechniken für die interaktive Nachbearbeitung medizinischer Segmentierungen

S. Rahner<sup>1</sup>, I. Rössling<sup>2</sup>, L. Dornheim<sup>2</sup>, J. Dornheim<sup>1</sup>, B. Preim<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universität Magdeburg, Institut für Simulation und Graphik, Magdeburg Germany

<sup>2</sup> Dornheim Medical Images GmbH, Magdeburg, Germany

Kontakt: rahner@dornheim-medical-images.de

## Abstract:

*Es werden vier Werkzeuge vorgestellt, mit denen Segmentierungen interaktiv partitioniert werden können. Sie arbeiten bild- oder objekt-basiert.*

*Das Skalpell-Werkzeug ermöglicht die Partitionierung einer Segmentierung, indem entlang nutzer-definierter Pfade auf der Bildebene Schnittoperationen durchgeführt werden. Über ein Mal-Werkzeug können bild-basiert, analog zu bekannten Zeichen-Applikationen, Teile einer Segmentierung markiert werden, die dann einer separaten Partition zugeordnet werden.*

*Objekt-basiert arbeitet das Cutter-Werkzeug, mit dem Trennpfade direkt auf einem Segmentierungs-Mesh eingezeichnet und zur Partitionierung genutzt werden können. Mithilfe des objekt-basierten ThinCut-Werkzeugs können Schnitte an automatisch berechneten lokal dünnsten Verbundstellen einer Segmentierung vorgenommen werden.*

*Eine erste Nutzerstudie zeigt, dass Anwender effizient und effektiv Segmentierungen mittels der Werkzeuge nachbearbeiten können. Gegenüber manuellen Nachbearbeitungen konnten stets, teils hohe, Zeitersparnisse unter Nutzung der Werkzeuge erzielt werden.*

*Schlüsselworte: Segmentierung, Nachbearbeitung, Partitionierung, Interaktionstechniken*

## 1 Problem

In der modernen Medizin werden heutzutage für die Diagnose und Therapie vieler Krankheitsbilder computergestützte Bildgebungssysteme eingesetzt. Von besonderer Bedeutung ist dabei oftmals die effiziente (semi-)automatische Segmentierung der generierten Bilddaten zur Extraktion relevanter anatomischer Strukturen. Auf Basis von Segmentierungen können etwa digitale 3D-Patientenmodelle erstellt werden, mit deren Hilfe Chirurgen Hals-Tumor-Operationen planen können [1].

Allerdings können nach aktuellem Stand der Technik auch sehr komplexe Verfahren nicht in jedem Anwendungsfall die gesuchten Strukturen den Vorstellungen des Anwenders entsprechend segmentieren. Für den praktischen Einsatz empfiehlt sich daher unter möglichst geringem Zeitaufwand eine Segmentierung mit akzeptabler Genauigkeit zu erstellen, die anschließend mit effizienten Korrekturwerkzeugen nachbearbeitet wird.

Abgesehen von Korrekturen bedürfen Segmentierungen in einigen Anwendungsfällen einer hierarchischen Untergliederung. Die resultierenden Teilsegmentierungen können dann in nachfolgenden Arbeitsschritten separat betrachtet werden. Für die Planung von Hals-Tumor-Operationen etwa benötigen HNO-Ärzte neben Segmentierungen interessierender Halsstrukturen auch eine Schädel-Segmentierung, die nur den Unterkiefer getrennt von angrenzenden Knochenstrukturen beinhaltet. Darauf aufbauend können Visualisierungen des Halsbereichs generiert werden, in denen der Unterkiefer als wichtige Kontext-Struktur zusätzlich dargestellt wird.

Für die aufgezeigten Anwendungsgebiete existieren nach derzeitigem Stand der Forschung kaum effiziente Techniken. Die in der Literatur vorgestellten Arbeiten zur interaktiven Nachbearbeitung von Segmentierungen verfolgen in Anlehnung an [2] zwei unterschiedliche Strategien. Sie erlauben entweder die

1. direkte Manipulation einer geometrischen Repräsentation der Segmentierung oder
2. Anwendung lokaler Segmentierungstechniken.

Silva et al. [3] stellen in ihrer Arbeit Techniken der ersten Kategorie vor. Über die Anwendung von Deformierungswerkzeugen lassen sich Segmentierungs-Meshes korrigieren. Zur Anpassung von Voxelmasken arbeitet ein weiteres Verfahren auf Basis von Brush-Interaktionen in 2D-Schichtansichten der Bilddaten.

In [2] werden interaktive Werkzeuge für die Korrektur modell-basierter Segmentierungen beschrieben. Dabei werden einfache Interaktionstechniken eingesetzt, über die ein Nutzer zusätzliches Modellwissen in den Prozess der Segmentierung integrieren kann. Anschließend wird die Anpassung des Modells an die Bilddaten über die Einwirkung externer und interner Kräfte neu berechnet. Dadurch wird das Modell aus einem falschen lokalen Optimum hin zum gewünschten Zustand transformiert und die bestehende Segmentierung korrigiert. Die Werkzeuge arbeiten damit nach der zweiten Strategie. Für die Partitionierung von Knochen-Segmentierungen in CT-Daten verwenden Liu et al. [4] ein auf Graph-Cuts basierendes Werkzeug. Auf Basis nutzerdefinierter Saatpunkte werden die Segmentierungen mittels effektiver Cuts eines aus den Voxelmasken generierten Graphen in Teilknochen zerlegt. Damit ist das Werkzeug ebenfalls der zweiten Strategie zuzuordnen.

Beide Strategien bringen verschiedene Probleme mit sich. Bei der direkten Manipulation einer Voxelmasken etwa sind oftmals aufwändige schichtweise Interaktionen nötig. Eine direkte Manipulation der Mesh-Geometrie kann zur Folge haben, dass Korrektur-Resultate aufgrund von Glättungs-Filtern o.ä. die zugrundeliegende Segmentierung nur noch ungenau abbilden. Werden Werkzeuge der zweiten Strategie eingesetzt, können verrauschte Bilddaten, Partialvolumeneffekte oder andere Artefakte wiederum dazu führen, dass angestrebte Ergebnisse gar nicht erreicht werden. Zudem hängt das Partitionierungsergebnis von geeigneten Parametrisierungen und Startbedingungen der Nutzereingaben ab (etwa Position von Saatpunkten in [2] und [4]). Daher war es das Ziel dieser Arbeit, intuitive interaktive Werkzeuge zu entwickeln, die die effektive Partitionierung von gegebenen Segmentierungen ermöglichen, ohne deren bestehende Genauigkeit zu verletzen.

## 2 Methoden

Die methodische Vorgehensweise zur Entwicklung effektiver Partitionierungs-Werkzeuge steht in Anlehnung an eine szenario-basierte Strategie [5]. Dabei wurden bereits vorhandene User-Stories ausgewertet, aus denen sich drei generalisierte Anwendungsfälle für eine Nachbearbeitung von Segmentierungen ableiten ließen:

1. Partitionierung einer Segmentierung in semantische Untereinheiten (z.B. Trennung des Unterkiefers von übrigen Knochenstrukturen in einer Schädel-Segmentierung)
2. Entfernung aufnahme-bedingter Bildartefakte oder Fremdobjekte (z.B. Entfernung einer fälschlicherweise mit-segmentierten Sichtschutzblende aus einer Schädel-Segmentierung)
3. Korrektur durch Trennung einer fälschlicherweise zusammenhängenden Segmentierung (z.B. Trennung von als Einheit extrahierten Wirbelkörpern in einer Wirbelsäulen-Segmentierung)

Die Interaktionsaufgabe bei der Durchführung einer Partitionierung besteht in der Definition eines *Trennpfads*. Dazu sollen die notwendigen Interaktionen mit einer Mesh-Repräsentation der Segmentierung vorgenommen werden. Dadurch werden räumliche Lagebeziehungen und geometrische sowie topologische Eigenschaften der repräsentierten Struktur schnell ersichtlich und der Anwender bei der Einschätzung über den Bedarf einer Partitionierung unterstützt. Die Berechnungen zur Aufteilung der Segmentierung sollen auf deren Voxelmasken durchgeführt werden, da diese die Segmentierung in vollständigem Umfang beinhaltet, während bei einem Mesh durch Glättungen o.ä. Teile der Segmentierung möglicherweise fehlerhaft oder gar nicht abgebildet werden. Auf Grundlage des Trennpfads kann anschließend eine *Trennfläche* generiert werden, anhand derer die Segmentierung im 3D-Raum aufgeteilt werden kann.

Vor dem Hintergrund der beschriebenen Anwendungsfälle wurden insgesamt vier interaktive Partitionierungswerkzeuge entwickelt, die eine *bild-* bzw. *objekt-basierte* Trennpfad-Definition erlauben.

### 2.1 Skalpell-Werkzeug

Das erste Partitionierungswerkzeug ist das *Skalpell-Werkzeug*. In Anlehnung an eine Skalpell-Metapher stellt es Funktionalitäten zur Verfügung, um eine Segmentierung durch Ausnutzung freier räumlicher Trennpfade an beliebig vielen Verbundstellen aufzuteilen. Dazu zeichnet der Anwender bild-basiert auf einer 3D-Darstellung eines Segmentierungsmeshes über eine Drag-and-Drop-Interaktion die gewünschten Trennpfade ein.

Aus den Trennpfaden werden anschließend Trennflächen generiert, indem die Pfade in Sichtrichtung in die Szene projiziert werden. Das entspricht einer Extrusion der Pfade in die Tiefe. Die Flächen werden durch Hyperebenen repräsentiert, an denen die Trennung der Segmentierung vorgenommen wird. Jedes Voxel in der Maske der Segmentierung wird abhängig von seiner relativen Lage zu den Flächen einer Partition zugeordnet.

### 2.2 Cutter-Werkzeug

Das zweite Werkzeug wird als *Cutter-Werkzeug* bezeichnet. Es erlaubt die interaktive Festlegung geschlossener Trennpfade auf dem Mesh einer Segmentierung und arbeitet damit objekt-basiert. Dazu kann ein Anwender analog zu einer Anwendung eines Cutters in der realen Welt sukzessive Vertices des Mesh selektieren, wobei zwischen nacheinander

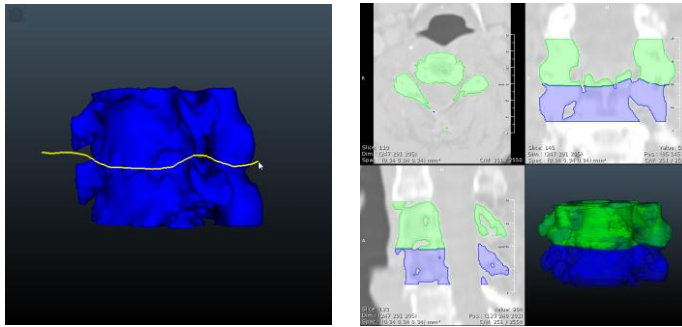


Abb. 1: Anwendung Skalpell-Werkzeug zur Wirbeltrennung (links) und Resultat (rechts)

gesetzten Punkten geodätische Pfade [6] erzeugt werden. Eine Selektion des initial gesetzten Punktes bewirkt das Schließen des Pfades.

Zur Erzeugung der Trennflächen wird das von den Pfaden umspannte Volumen tesseliert. Jede der Flächen dient als Schnittebene, an denen die Segmentierung partitioniert wird. Dazu wird über ein Region Growing in der Voxelmaske der Segmentierung die Partitionierung berechnet, wobei die Trennflächen als Stopp-Kriterium dienen.

### 2.3 Mal-Werkzeug

Ein weiteres Werkzeug ist das *Mal-Werkzeug*, mit dem bild-basiert über die Bewegung einer kreisflächigen Pinsel-Repräsentation (ähnlich zur Drag-and-Drop Interaktion) Teile eines Segmentierungs-Meshes markiert und anschließend partitioniert werden können. Die Interaktionstechnik ist damit vergleichbar mit dem Bemalen einer Fläche in bekannten Zeichen-Applikationen. Die Kontur der markierten Bildfläche bildet den Trennpfad.

Die Trennflächen werden durch eine Projektion der Trennpfade entlang der Bildebenen-Normalen in die Tiefe erzeugt. Die Zugehörigkeit eines Voxels zu einer Partition wird anhand seiner Lage relativ zu den Trennflächen entschieden. Liegt es innerhalb des durch die Trennflächen aufgespannten Volumens, wird es der ersten Partition zugeordnet, ansonsten einer zweiten.

### 2.4 ThinCut-Werkzeug

Die Interaktionsaufgabe beim *ThinCut-Werkzeug* besteht darin, zwei Punkte auf einem Segmentierungs-Mesh zu selektieren. Davon ausgehend wird automatisch ein Schnitt an der dünnsten Verbundstelle zwischen den Punkten durchgeführt. Das Vorgehen beruht auf Erkenntnissen der Wahrnehmungspsychologie, nach denen Menschen ein Objekt entlang Punkten minimaler Krümmung in Untereinheiten aufteilen (*Minima Rule* [7]). Die Punkte auf der Mesh-Oberfläche, die die Minima Rule erfüllen, bilden lokal dünnste Verbundstellen.

Zur Ermittlung der dünnsten Verbundstelle zwischen zwei Punkten innerhalb einer Segmentierung wird der von Salah et al. [8] vorgestellte Algorithmus verwendet. An der resultierenden Position wird eine Trennfläche orthogonal zu einer approximierten Skelettlinie platziert, die zur Partitionierung der Segmentierung dient.

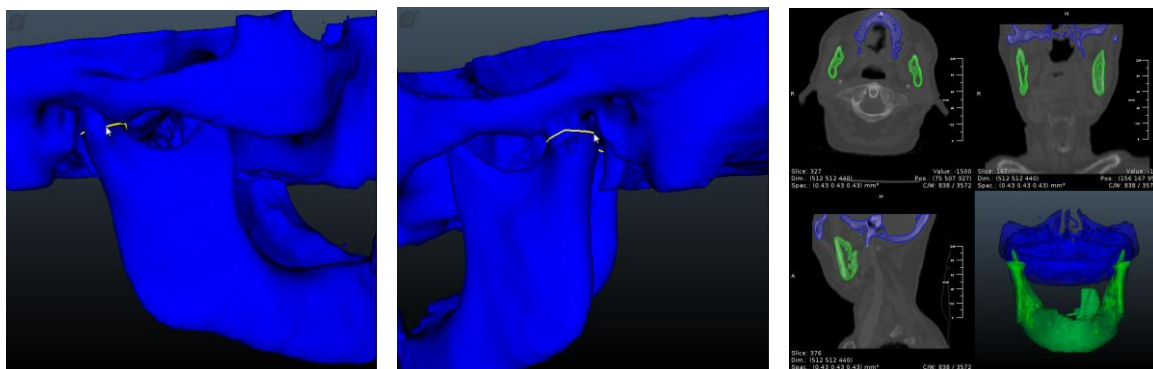


Abb. 2: Anwendung Cutter-Werkzeug zur Unterkiefer-Trennung (links, Mitte) und Resultat (rechts)

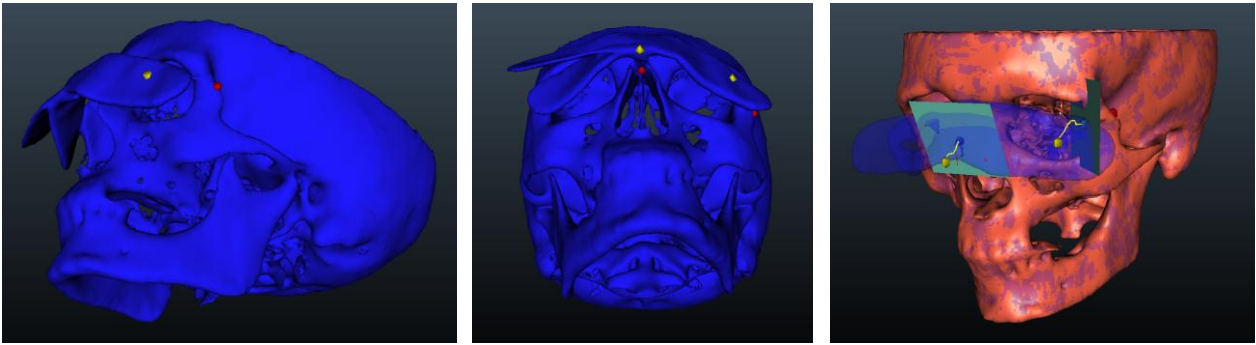


Abb. 3: Anwendung ThinCut-Werkzeug zur Blenden-Entfernung (links, Mitte) und Resultat (rechts)

### 3 Ergebnisse

Alle Partitionierungswerkzeuge wurden prototypisch implementiert und in einer ersten Nutzerstudie getestet. Dabei wurde untersucht, inwiefern sich die Werkzeuge effizient in drei an die beschriebenen Anwendungsfälle angelehnten Testszenarien einsetzen lassen. Im ersten Szenario sollten verschmolzene Wirbelkörper in einer Segmentierung getrennt werden (s.o. Anwendungsfall 3). Im zweiten Szenario galt es, den Unterkiefer von einer Schädel-Segmentierung zu separieren (AF 1). Der letzte Testfall behandelte die Entfernung einer mitsegmentierten Sichtblende aus einer Schädel-Segmentierung (AF 2).

#### 3.1 Datenbasis

Als Grundlage für die Experimente dienten CT-Datensätze des Hals- und Kopf-Bereichs, die Halswirbel, Schädelknochen und teilweise Sichtschutzblenden enthielten. Für jedes Testszenario wurde aus der Menge der Datensätze ein einzelner ausgewählt. In einer Vorverarbeitung wurden die für den jeweiligen Testfall relevanten Strukturen in einem *Volume of Interest* aus einem Datensatz extrahiert. Anschließend wurden die Strukturen mittels eines schwellwert-basierten Verfahrens segmentiert.

#### 3.2 Vergleichsdaten

Zur Bewertung von Partitionierungsvorgängen und -ergebnissen unter Verwendung der vorgestellten Werkzeuge wurden die Strukturen eines Testfalls durch jeden Probanden zunächst manuell partitioniert. Dazu stand eine Applikation zur Verfügung, mit der eine Segmentierung schichtweise bearbeitet werden kann. Bei der manuellen Partitionierung wurde die Zeit gemessen, die für die vollständige Bearbeitung einer Segmentierung benötigt wurde. Der Messwert kann für einen Vergleich mit Partitionierungsvorgängen unter Nutzung der Werkzeuge herangezogen werden.

#### 3.3 Probanden

Insgesamt nahmen fünf Probanden an der Versuchsreihe teil. Keiner von ihnen verfügt über eine spezielle medizinische Ausbildung. Allerdings besitzen alle Testnutzer zumindest grundlegende Kenntnisse über medizinische Bilder und deren Aufbau sowie die Erstellung manueller Segmentierungen.

#### 3.4 Experimentdurchführung

Jeder Proband hatte für jeden Testfall zunächst die Aufgabe, die vorerstellte Segmentierung manuell zu partitionieren. Anschließend wurden die Segmentierungen nacheinander mit jedem Werkzeug solange partitioniert, bis das erreichte Ergebnis nach Einschätzung eines Probanden möglichst genau mit der zugehörigen manuellen Partitionierung übereinstimmte. Im Vorfeld wurde den Probanden jedes Werkzeug anhand seiner Metapher erläutert und die gewünschte Auftei-

lung der Segmentierungen beschrieben. In jedem Durchgang wurde dabei sowohl die Zeit gemessen, die ein Proband für den gesamten Vorgang benötigte, als auch die Zeitspanne, die nur für die reinen Interaktionen aufgewendet wurde. Für die Bewertung der Einfachheit und Effektivität der Werkzeug-Nutzung wurden subjektive Einschätzungen der Probanden in Form eines Fragebogens eingeholt.

### 3.5 Ergebnisse der Experimente

Die Experimente zeigten, dass sich alle Werkzeuge effektiv für einen Einsatz in den generalisierten Anwendungsfällen eignen. Das Maß der Eignung eines Werkzeugs hing dabei von der Komplexität des jeweiligen Anwendungsfalls ab. So fielen den Probanden die Partitionierungen von Strukturen schwerer, die dicht beieinander lagen, wie im Fall der Blende-Entfernung aus der Schädel-Segmentierung. Für solchen Anwendungen erwiesen sich Werkzeuge als nützlicher, die eine möglichst genaue Trennpfad-Definition unterstützen (Skalpell, Cutter) oder automatisch den Wünschen der Probanden entsprechende Pfade generieren (ThinCut).

Insgesamt waren alle Probanden mit schnell steigender Lernkurve in der Lage, die Werkzeuge zu beherrschen. Nach Aussage der Probanden halfen die eingesetzten Metaphern, die Bedienungs- und Funktionsweisen der Werkzeuge zu verstehen. Die Probanden gaben an, dass die Werkzeuge besonders praktisch für eine schnelle initiale Grobkorrektur bzw. grobe Nachbearbeitung von Segmentierungen seien, die dann mit manuellen Techniken sukzessive weiter verfeinert werden könnten. Detailbearbeitungen ließen sich demnach nur unter hohem Interaktionsaufwand mit den Werkzeugen umsetzen.

Hinsichtlich der Effizienz der Werkzeuge konnte festgestellt werden, dass gegenüber einer manuellen Partitionierung in jedem Testfall unter Verwendung der Werkzeuge eine Zeitersparnis im Interaktions- sowie Gesamtaufwand erzielt werden konnte. Dabei erwiesen sich bild-basierte Werkzeuge als zeitaufwändiger in der Anwendung als die objekt-basierten. Die subjektiven Einschätzungen der Probanden ergaben außerdem, dass die Werkzeuge insgesamt einfach einsetzbar und nutzerfreundlich in ihrer Bedienung sind.

Werkzeug	AF 1 (Unterkiefer)		AF 2 (Blende)		AF 3 (Wirbel)	
Skalpell	01:08	04:10	00:59	02:53	00:11	00:34
Cutter	02:49	03:40	02:34	03:11	01:41	02:37
Mal	02:11	02:53	02:12	02:36	00:40	00:49
ThinCut	00:21	00:33	00:20	00:35	00:10	00:22
Manuell	38:58		06:57		07:18	

Tabelle 1: Durchschnittliche Bearbeitungszeiten der Testfälle für alle Probanden;  
linke Zelle: Interaktionszeiten, rechte Zelle: Gesamtzeiten

## 4 Diskussion

Es wurden insgesamt vier interaktive Partitionierungswerkzeuge vorgestellt, mit denen medizinische Segmentierungen etwa für Korrekturen oder die Erzeugung von Struktur-Hierarchien nachbearbeitet werden können. Im Gegensatz zu anderen Techniken verfolgen die Werkzeuge eine duale Verarbeitungsstrategie. Dabei werden Interaktionen mit einem 3D-Mesh der Segmentierung durchgeführt, während die zugrundeliegende Voxelmaske im Partitionierungsprozess modifiziert wird.

Eine erste Nutzerstudie zeigte, dass dadurch ungelernte Anwender mit schnell steigender Lernkurve zu einer effizienten Bedienung befähigt werden. Statt aufwändige schichtweise manuelle Nachbearbeitungen vornehmen zu müssen, genügen durch Einsatz der Werkzeuge wenige Interaktionen, um in kurzer Zeit ein gewünschtes Segmentierungsergebnis zu erhalten.

In nachfolgenden Arbeiten müssen in weiterführenden Nutzerstudien mit einer größeren Anzahl (medizinisch ausgebildeter) Probanden untersucht werden, ob sich die bisher gewonnenen Erkenntnisse hinsichtlich der Effektivität und Effizienz der Werkzeuge auch in anderen Testszenarien bestätigen. Von Interesse ist außerdem, inwiefern sich andere Interaktionstechniken oder Eingabegeräte auf die Werkzeug-Nutzung auswirken. Beispielsweise könnten für die bild-basierten Techniken Stift-Eingabegeräte verwendet werden, um die Interaktionsdurchführung noch effizienter zu gestalten.

ten. Als sinnvoll können sich auch solche Interaktionstechniken erweisen, die ähnlich dem ThinCut-Werkzeug automatisch Trennpfade erzeugen.

## 5 Referenzen

- [1] J. Cordes, J. Dornheim, B. Preim, I. Hertel, G. Strauss, Preoperative Segmentation of Neck CT Datasets for the Planning of Neck Dissections, Proc. of SPIE Medical Imaging: Image Processing, 2006
- [2] S. Rahner, J. Dornheim, L. Dornheim, B. Preim, Interaktive Techniken zur Korrektur medizinischer Segmentierungen auf Basis Stabiler Feder-Masse-Modelle, Proc. of CURAC, 2010
- [3] S. Silva, B. Santos, J. Madeira, A. Silva, A 3D Tool for Left Ventricle Segmentation Editing, Image Analysis and Recognition, 2010
- [4] L. Liu, D. Raber, D. Nopachai, P. Commean, D. Sinacore, F. Prior, R. Pless, T. Ju, Interactive Separation of Segmented Bones in CT Volumes Using Graph Cut, Proc. of MICCAI, 2008
- [5] J. Cordes, J. Dornheim, B. Preim, Szenariobasierte Entwicklung von Systemen für Training und Planung in der Chirurgie, i-com, 2009
- [6] V. Surazhsky, T. Surazhsky, D. Kirsanov, S. Gortler, H. Hoppe, Fast exact and approximate geodesics on meshes, ACM Transactions on Graphics (SIGGRAPH), 2005
- [7] Z. Ji, L. Liu, Z. Chen, G. Wang, Easy Mesh Cutting, Proc. of Eurographics, 2005
- [8] Z. Salah, D. Bartz, E. Schwaderer, F. Dammann, M. Maasen, W. Strasser, Segmenting the Mastoid: Allocating Space in the Head for a Hearing Aid Implantation, Bildverarbeitung für die Medizin, 2004

# Workflow für die Segmentierung von Felsenbeindatensätzen zur Erzeugung künstlicher Felsenbein-Präparate

M. Neugebauer<sup>1</sup>, R. Gasteiger<sup>1</sup>, U. Vorwerk<sup>2</sup>, J. Dornheim<sup>1</sup>, B. Preim<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup> Universitätsklinikum, Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, Magdeburg, Deutschland

Kontakt: mathias.neugebauer@ovgu.de

## Abstract:

*Durch den Einsatz von Cochlea-Implantaten kann das Hörvermögen bei hochgradig schwerhörigen und tauben Patienten verbessert bzw. wiederhergestellt werden. Aufgrund eines zunehmenden Mangels an humanen Felsenbeinpräparaten kommen für das OP-Training künstliche, durch Rapid-Prototyping gefertigte Modelle zum Einsatz. Als Datengrundlage für das Rapid-Prototyping-Verfahren werden die CT-Schichtdaten segmentiert und in ein polygonales Oberflächengitter überführt. Die unterschiedliche Dichte der Knochenstrukturen erfordert ein spezialisiertes Segmentierungsverfahren. Es basiert auf dualen Schwellenwerten die mittels interpolierten Konturen zusammengefasst werden können. Um schon während der Segmentierung die Qualität der Segmentierung überprüfen zu können, werden diverse gekoppelte Sichten (2D-Schicht, 2D-Schnitt durch Datensatz, echtzeitgenerierte 3D-Oberfläche) zur Verfügung gestellt. Der sich daraus ergebende Workflow konnte erfolgreich auf Bilddaten von Felsenbein-Präparaten und Probanden angewendet werden. Sowohl Aufwand als auch Qualität der Segmentierung wurde von einem HNO-Spezialisten als adäquat für die Erzeugung von künstlichen Felsenbein-Implantaten für das Training bzw. die Operationsplanung bewertet.*

*Schlüsselworte: Felsenbein, Prototyping, Segmentierung*

## 1 Problem

Durch den Einsatz von Cochlea-Implantaten kann das Hörvermögen bei hochgradig schwerhörigen und tauben Patienten verbessert bzw. wiederhergestellt werden. Das Implantat ersetzt dabei die Funktion des geschädigten Innenohrs (Cochlea), indem es akustische Signale über einen Audio-Prozessor in elektrische Impulse überführt und diese an den noch funktionierenden Hörnerv weitergibt [5].

Die Elektrodenbündel des Implantats werden operativ in die Hörschnecke eingebracht. Dazu muss ein Zugangskanal durch das Felsenbein, ein sehr harter, das Innenohr umgebender Teil des Schläfenbeins, gefräst werden. Um die erfolgreiche Einbringung des Implantats zu gewährleisten, muss der Zugang sehr präzise auf die Hörschnecke ausgerichtet sein. Außerdem muss darauf geachtet werden, keine der naheliegenden Nerven (Gesichts- und Geschmacksnerv) zu verletzen [1].

Aufgrund eines zunehmenden Mangels an humanen Felsenbeinpräparaten kommen für das OP-Training auch künstliche Modelle zum Einsatz [4]. Diese Modelle werden mithilfe von Rapid Prototyping-Verfahren auf Basis von CT-Schichtdaten, entweder von vorhandenen Präparaten oder Patienten, hergestellt. Der Herstellungsprozess ist in den letzten Jahren wesentlich verbessert worden, so dass die Modellerstellung günstiger und weniger fehleranfällig ist. Somit können neben Standardsituationen auch komplizierte, patientenindividuelle Eingriffe, wie z.B. die Implantation bei Kindern, vor der eigentlichen Operation trainiert werden. Durch den Einsatz moderner Materialien (lichtempfindliche Polymere) und Produktionsverfahren (Stereolithographie) können die feinen Hohlraumstrukturen des Innenohrs in ausreichendem Detailgrad und mit plausiblen haptischen Eigenschaften modelliert werden [2, 3].

Als Datengrundlage für das Rapid-Prototyping-Verfahren werden die CT-Schichtdaten segmentiert und in ein polygonales Oberflächengitter überführt. Die Genauigkeit dieses Verarbeitungsschrittes entscheidet maßgeblich über die Qualität des zu erzeugenden Modells. Im Folgenden wird ein, auf die Besonderheiten von CT-Schichtbildern des Felsenbeins angepasster, Segmentierungs-Workflow beschrieben, der es dem HNO-Spezialisten durch direktes visuelles Feedback ermöglicht, die Qualität des resultierenden polygonalen Oberflächengitters abzuschätzen. Eine besonders effiziente, hardwaregestützte Generierung detaillierter Oberflächenmodelle (ca. 2 Mio. Punkte) ist dabei wesentlich.

## 2 Methoden

**Daten:** Vier Datensätze wurden mit dem Siemens AXIOM Artis C-Bogen Scanner akquiriert. Diese besitzen eine hohe Ortsauflösung auf (isotrope Voxelauflösung: 0.063 mm - 0.135 mm, Schichtanzahl: 512x512x324 - 1024x1024x271, zwei Aufnahmen von Felsenbein-Präparaten und zwei Aufnahmen von Probanden). Es wurde auf ein hardwareseitiges Nachschärfen (Rekonstruktionskernel: sharp) der Bilddaten verzichtet, da dies das Signal-zu-Rausch Verhältnis verschlechtert und somit die nachfolgende intensitätsbasierte Segmentierung erschwert. Wie in Abbildung 1 zu erkennen, werden dichte Knochenstrukturen, wie das Felsenbein, durch hohe Intensitätswerte repräsentiert, während die feinen knöchernen Strukturen, die die Hohlraumstrukturen umschließen, im mittleren Intensitätsspektrum angesiedelt sind. Dies lässt sich durch ihre geringe Dichte und den aufgrund ihrer filigranen Natur, trotz der hohen Ortsauflösung, auftretenden Partialvolumeneffekt erklären.

**Segmentierungsmethode:** Um adäquate Trainingsmodelle prototypisch herstellen zu können, müssen sowohl die dichten als auch die feinen Knochenstrukturen im Segmentierungsergebnis repräsentiert werden. Für die Segmentierung wird ein Schwellenwert-Verfahren verwendet. Dabei wird ein Intensitätswert festgelegt und die Voxel, deren Intensitätswert über dieser Schwelle liegen, werden der Segmentierungsmaske hinzugefügt. Dieses einfache Segmentierungsverfahren ist für Knochen gut geeignet, da sie in CT-Schichtbildern einen hohen Intensitätsgradienten bezüglich des umgebenden Gewebes aufweisen. Für die Segmentierung muss nur ein Parameter, der Schwellenwert, definiert werden. Bei standardisierten CT-Aufnahmen kann dieser Parameter zudem anhand der Hounsfield-Einheiten (HU), zumindest für die dichten Knochenstrukturen, automatisch bestimmt werden.

**Duale Segmentierung:** Da zwei Arten von Knochen (dicht, filigran) segmentiert werden müssen, erweitern wir das Segmentierungsverfahren so, dass zwei Schwellenwerte genutzt werden. Für die visuelle Kontrolle der jeweiligen Schwellenwert-Segmentierung werden gekoppelte Sichten bereitgestellt, die jeweils die aktuelle ausgewählte Schicht des CT-Datensatzes zeigen. Nach Definition eines Schwellenwertes wird die resultierende Segmentierungsmaske als farbiges, semi-transparentes Overlay in der zugehörigen Sicht angezeigt.

Der Schwellenwert für die dichten Knochenstrukturen kann, ausgehend von der für dichte Knochen typischen HU (~1300), automatisch definiert werden. Da die dichten Knochen größere, geschlossene Strukturen darstellen, wird ein Region-Growing verwendet, das ausgehend von einem manuell gesetzten Saatpunktes anhand des Schwellenwertes segmentiert. Aufgrund des geringen Rausch-zu-Signal Verhältnis im oberen Intensitätsbereich sind komplexere und somit parameterreiche Segmentierungsmethoden oder manuelle Korrektur zur Rauschreduktion nicht notwendig. Das Ergebnis ist eine geschlossene Segmentierungsmaske der dichten Knochen im Mittelohrbereich. Allerdings sind die filigranen Knochen nicht oder nur teilweise repräsentiert, was einer Untersegmentierung entspricht.

Die Segmentierungsmaske für die filigranen Knochen wird durch eine manuelle Definition des Schwellenwertes erzeugt. Eine automatische Definition des Schwellenwertes ist aufgrund des Partialvolumeneffektes in vielen Fällen nicht möglich. Die resultierende Segmentierungsmaske enthält die filigranen Knochenstrukturen, weist aber gleichzeitig eine Übersegmentierung im Bereich des die dichten Knochen umgebenden Gewebes auf.

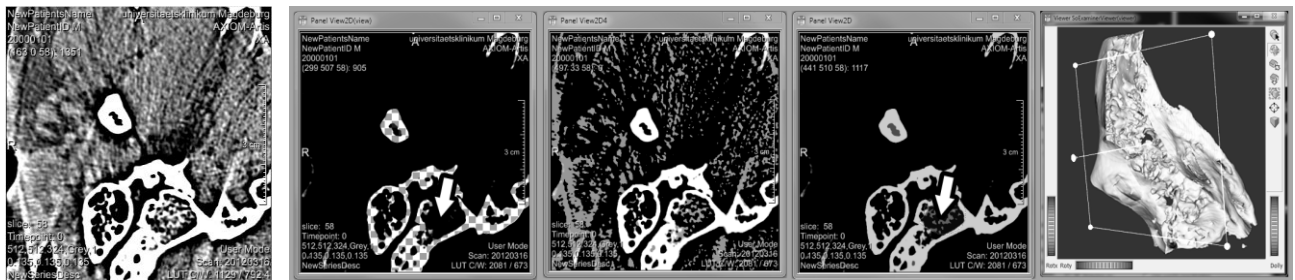


Abb. 1: Originaldaten (gefenstert) sowie ein Beispiel für die gekoppelte Sichten: Region-Growing der dichten Knochen, Thresholding für filigrane Knochen, zusammengeführte Segmentierungsmaske (dicht + filigran, siehe Pfeil), geklipptes Echtzeitoberflächengitter

**Zusammenführung:** Die untersegmentierte Maske  $M_U$  der dichten Knochen sowie die übersegmentierte Maske  $M_O$  der filigranen Knochen müssen zu einer einheitlichen Segmentierungsmaske  $M_C$  kombiniert werden. Zu diesem Zweck wird eine weitere, ebenfalls gekoppelte Sicht zur Abbildung der zusammengeführten Segmentierungsmaske  $M_C$  bereitgestellt. Initial entspricht  $M_C$  der untersegmentierten Maske  $M_U$  der dichten Knochen. Mithilfe einer manuell in die aktuelle Schicht eingezeichneten, geschlossenen Kontur kann ein Bereich definiert werden, in dem die  $M_U$  durch  $M_O$  ersetzt werden soll. Dadurch kann der Anwender erreichen, dass nur die korrekt segmentierten Teile der generell übersegmentierten Maske  $M_O$  der filigranen Knochen in die finale Segmentierung einfließen (siehe Abb. 1). Die Konturen müssen nicht in jeder Schicht eingezeichnet werden, da es die Möglichkeit gibt, linear zwischen einzelnen Konturen zu interpolieren.



**Visuelles Echtzeitfeedback:** Neben den drei gekoppelten Sichten auf die aktuell ausgewählte Schicht werden zwei weitere Sichten angeboten, um die komplexe Form der zusammengefassten Segmentierungsmaske erfassen zu können. Die erste Sicht bietet ebenfalls eine 2D-Sicht auf die Schichtdaten, allerdings wird der CT-Bildstapel entlang einer frei rotier- und transformierbaren Ebene geschnitten und abgebildet. Somit kann die Segmentierungsmaske auch abweichend von den Standardausrichtungen Transversal, Saggital und Frontal visuell inspiziert werden. Diese Sicht wird genutzt, um die korrekte Segmentierung knöcherner Landmarken, wie z.B. dem Steigbügel zu überprüfen.

Um einen direkten Eindruck des Oberflächengitters zu erhalten, auf dessen Basis das künstliche Felsenbeinpräparat hergestellt werden soll, wird ausgehend von den gewählten Schwellenwerten in Echtzeit ein Oberflächengitter erzeugt. Somit kann schon während der Festlegung der Schwellenwerte live überprüft werden, ob alle knöchernen Landmarken korrekt im polygonalen Oberflächengitter repräsentiert werden.

Der Marching-Cubes Algorithmus dient zur Erzeugung von Oberflächengittern aus Bilddaten auf Basis eines Schwellenwertes. Dazu wird der Datensatz zellenweise abgetastet und für jede Zelle, je nachdem, ob Eckpunkte der Zelle über bzw. unter dem Schwellenwert liegen, mittels trilinearer Interpolation Dreiecke erzeugt. Die resultierende Oberfläche kann aus mehreren Millionen Dreiecken bestehen. Um nach einer Anpassung des Schwellenwertes sofort eine neue, derart komplexe, Oberfläche erzeugen zu können, wird der Marching-Cubes Algorithmus massiv parallelisiert auf der Grafikkarte ausgeführt. Um auch innenliegende Strukturen inspizieren zu können, kann orthogonal zur aktuellen Blickrichtung auf das Oberflächengitter eine Clipping-Ebene erzeugt werden. Diese kann entlang ihrer Normalen durch das Gitter geführt werden. Während dieses Vorgangs kann die Blickrichtung frei gewechselt und die freigelegten Strukturen entsprechend inspiziert werden, ohne dass dies die Ausrichtung der Clipping-Ebene ändert (siehe Abb. 1).

### 3 Ergebnisse

Das in Abschnitt 2 beschriebene Vorgehen zur Segmentierung der Felsenbein-Schichtbilder wurde prototypisch in Me-VisLab realisiert. Der Workflow ist folgendermaßen aufgebaut (siehe Abb. 2): Nachdem die von der CT-Workstation stammenden Schichtbilder zu einem Bildstapel zusammengefasst wurden, wird zuerst der Schwellenwert für die dichten Knochen und danach derjenige für die feinen Knochen manuell festgelegt. Die resultierenden Segmentierungsmasken können direkt in den Schichten, über eine frei transformierte Schnittebene durch den Bildstapel sowie im echtzeitgenerierten Oberflächengitter inspiziert werden. Alle Ansichten sind gekoppelt, so dass eine Veränderung der Schwellenwerte sich sowohl beim farbigen Overlay in den 2D-Ansichten als auch im Oberflächengitter sofort widerspiegelt. Somit ist eine sukzessive Anpassung der Schwellenwerte mit kontinuierlicher Ergebniskontrolle möglich.

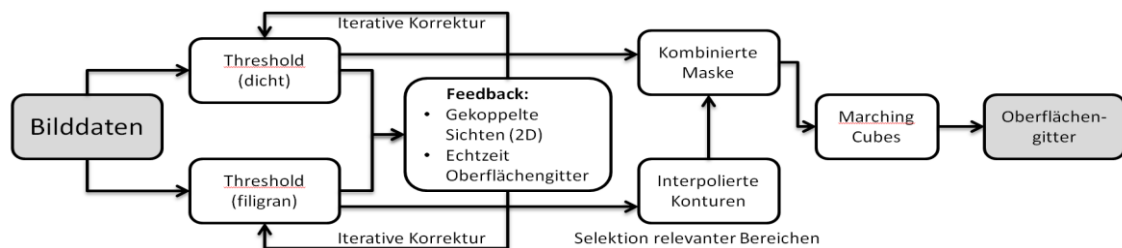


Abb. 2: Workflow für die duale Segmentierung von CT-Felsenbein-Datensätzen

Selbiges gilt für den nächsten Schritt des Workflows, der manuellen Zusammenführung der beiden Segmentierungsmasken. Sobald eine Kontur eingezeichnet wurde, wird automatisch zwischen dieser und den bisher eingezeichneten Konturen interpoliert und die finale Segmentierungsmaske passt sich sofort an. Diese wird ebenfalls durch ein farbiges Overlay in den Schichtbildern repräsentiert.

Im letzten Schritt des Workflows wird die Segmentierungsmaske mittels des Marching-Cubes Algorithmus in ein Oberflächengitter überführt, das nun sowohl die filigranen als auch die dichten Knochenstrukturen enthält. Dieses Oberflächengitter wird an den Prototyping-Prozess übergeben.

Trotz der deutlicher Unterschiede der Intensitätsverteilungen in den vier verarbeiteten Datensätzen, konnten sowohl die Präparat- als auch die Probandenaufnahmen erfolgreich mit dem oben beschriebenen Workflow segmentiert und in ein für die Weiterverarbeitung geeignetes Oberflächengitter überführt werden.

Die ebenfalls Marching-Cubes basierte Echtzeit-Generierung der Oberflächengitter für die Überprüfung der Schwellenwerte wurde mit CUDA umgesetzt. Je nach Wahl des Schwellenwertes umfassen die resultierenden Gitter bis zu 1.8 Mio. Gitterpunkte. Die Erzeugung des Gitters dauerte auf einer Mittelklasse-Grafikkarte (GeForce 9600 GT) ca. 0.6 ms, was eine flüssige Änderung der Darstellung bei manueller Anpassung des Schwellenwertes ermöglicht.

## 4 Diskussion

Generelle, nicht auf die Daten angepasste Segmentierungssysteme (z.B. Mimics) erfordern oft eine manuelle, zeitaufwändige Korrektur der Ergebnisse. Teilweise kann die für das Prototyping notwendige Qualität nicht erreicht werden. Der auf duale Segmentierung und Echtzeitfeedback basierende Workflow wurde im Vergleich dazu als effektiver bewertet. Eine genaue Evaluierung der Zeitersparnis und des Genauigkeitsgewinns muss allerdings in einer nachfolgenden, quantitativen Studie durchgeführt werden.

Die Qualität der resultierenden Segmentierungsmasken wurde von einem HNO-Spezialisten mit langjähriger Erfahrung mit Cochlea-Implantaten und der entsprechenden Bildgebung beurteilt. Er befand sie als adäquat, um darauf basierend künstliche Felsenbein-Implantate für das Training bzw. die Operationsplanung zu erzeugen. Um für Trainingszwecke nutzbar zu sein, wurde besonderen Wert darauf gelegt, dass die äußere Begrenzung der Segmentierung keine Löcher aufweist, was einen unerwünschten Einblick in das Felsenbein ermöglichen würde. Bezüglich der filigranen Strukturen musste der Hohlraum der Cochlea sowie der Steigbügel als Landmarke korrekt segmentiert sein. Weiterhin sollten möglichst viele der Hohlraumstrukturen im Knochen repräsentiert sein, um ein korrektes haptisches Feedback beim simulierten Eingriff zu gewährleisten. All diese Anforderungen konnten mit dem oben beschriebenen Segmentierungsverfahren erfüllt werden. Der manuelle Aufwand bei der Segmentierung wurde als angemessen bewertet. Die Einstellung der Schwellenwerte mithilfe von Slidern ist intuitiv und das direkte visuelle Feedback in allen gekoppelten Sichten wurde positiv bewertet. Das lokale Zusammenführen der beiden Zwischensegmentierungen mithilfe von einzuzeichnenden Konturen wurde mit erhöhtem aber immer noch vertretbarem Aufwand bewertet. Dies liegt zum einen daran, dass zwischen einzelnen Konturen interpoliert werden kann und zum anderen daran, dass die Konturen genutzt werden, um die filigranen Knochenbereichen zu umgrenzen. Deren Anteil liegt aufgrund anatomischer Gegebenheiten im Felsenbein bei nur ca. 20%. Auch in diesem Workflow-Schritt wurde das direkte visuelle Feedback über den aktuellen Zustand der zusammengeführten Segmentierungsmaske positiv bewertet.

Allerdings wurde in diesem Zusammenhang angemerkt, dass es für die Fehlervermeidung sehr wichtig ist, deutlich hervorzuheben, welches visuelle Feedback zu welchem Teilschritt der Pipeline gehört. In der aktuellen, prototypischen MeVisLab-Implementierung ist diese noch nicht konsequent umgesetzt, da vor allem die Erprobung und Verfeinerung des Workflows im Vordergrund stand. Die aktuelle CUDA-Implementierung der Echtzeit-Generierung der Oberflächenmodelle muss ebenfalls angepasst werden. Um eine flüssige Darstellungsänderung bei Änderung eines Schwellenwertes zu gewährleisten, muss der gesamte Datensatz auf die Grafikkarte geladen werden. Bei einer Standard-Grafikkarte mit 1GB Speicher kann ein Datensatz bis zu einer Größe von  $256 \times 256 \times 256$  verarbeitet werden. Bei hochauflösenden Felsenbeinscans ist mit einer höheren Auflösung zu rechnen. Neben dem Einsatz eines reduzierten Datensatzes für das visuelle Feedback wird aktuell die Anwendung einer definierten Region-of-Interest diskutiert, so dass die Oberflächengitter nur für bestimmte, als relevant definierte Abschnitte des Datensatzes in Echtzeit erzeugt werden. Die restlichen Gitterbereiche könnten dann bei Bedarf mit einem nicht-beschleunigten Marching-Cubes zeitlich verzögert bereitgestellt werden.

Der hier vorgestellte Workflow sowie die diskutierten Interface- und algorithmischen Anpassungen sollen im weiteren Verlauf in einen aktualisierten, für den praktischen Einsatz geeigneten Software-Client überführt (Dornheim Segmenter – [www.dornheim-medical-images.de](http://www.dornheim-medical-images.de)) und für den Bau von künstlichen Felsenbeinpräparaten genutzt werden. In diesem Zusammenhang wird sich zeigen, ob und welche weiteren Anpassungen des Workflows notwendig sind, um gezielt auf sich eventuell ergebende, spezielle Anforderungen des Herstellungsprozesses mittels Prototyping einzugehen.

## 5 Referenzen

- [1] Fayad, G. und Elmiyeh, B.: “Cochlear Implant“, Artificial Organs: New Techniques in Surgery, Volume 4, 133-136, 2009.
- [2] Hahne, C.; Scheffler, M.; Vorwerk, U. et al.: “Zum Problem der Erfassung und Bewertung biomechanischer Eigenschaften von Operationsmodelle (anatomischen Faksimilemodellen) bei Cochlear-Implant-Operationen“, Proceeding of Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC), 139-142, 2011.
- [3] Petersik, A., Pflesser, B.; Tiede, U.; Höhne, K.H. und Leuwer, R.: “Realistic Haptic Interaction in Volume Sculpting for Surgery Simulation.“, Proceeding of Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling (IS4TM), 194-202, 2003.
- [4] Vorwerk, U.; Hahne, C.; H.; Skalej, M. et al.: “Operationsmodelle des menschlichen Felsenbeins zur Vorbereitung auf Cochlear-Implant-Operationen“, Proceeding of Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC), 135-138, 2011.
- [5] Wilson, B.S. und Dorman, M.F.: “Cochlear implants: current designs and future possibilities“, Journal of Rehabilitation Research and Development (JRRD), Volume 45 (5), 695-730, 2008.

# Analyse prä-, intra- und post-operativer MRT-Daten bei Gliompatienten mit einem „Open Source“ Programm

## Wissenschaftlicher Beitrag für die 11. CURAC Jahrestagung 2012

M. Huhndorf<sup>1</sup>, A. Nabavi<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Institut für Neuroradiologie, Kiel, Germany

<sup>2</sup> Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Klinik für Neurochirurgie, Kiel, Germany

Kontakt: monika.huhndorf@neurorad.uni-kiel.de

### Abstract:

*In der medizinischen Bildverarbeitung gibt es ein Überangebot an proprietären Softwarelösungen und kommerziellen Programmen zur Datenvisualisierung und -bearbeitung. Hieraus ergibt sich besonders für Patienten mit hirneigenen Tumoren die Schwierigkeit, eine einheitliche Basis zur Langzeitkontrolle zu schaffen. Es wurde untersucht, inwieweit die Open Source Forschungsplattform 3D-Slicer geeignet ist, als Basis für einheitliche longitudinale Verlaufskontrollen etabliert zu werden. Die Machbarkeit der Implementierung der Software zu diesem Zwecke wurde anhand der Datenverarbeitungsschritte Registrierung, Segmentierung und Volumetrie untersucht. Es ließen sich zu unterschiedlichen Zeiten und mittels unterschiedlicher Techniken acquirierte Datensätze aufeinander registrieren und ausgewählte segmentierte Strukturen volumetrieren.*

*Schlüsselworte: Open Source Software, Tumorverlaufskontrolle, Bildbearbeitung*

## 1 Problem

Das Gesamtüberleben von Patienten mit malignen hirneigenen Tumoren ist maßgeblich abhängig vom Resektionsausmaß der operativen Therapie[1,2,3,4].

In der Literatur ist eine positive Korrelation zwischen der Radikalität der Operation und dem Gesamtüberleben beschrieben [1].

Es wurden in den letzten Jahren Verfahren und Hilfsmittel entwickelt, um einen Tumor maximal zu resektieren. Hierzu gehören zum Beispiel der Einsatz von Neuronavigationssystemen sowie der Einsatz von 5-Aminolävulinsäure (5-ALA) [5,6]. Doch die Identifizierung malignen Gewebes stellt nicht nur intraoperativ, sondern auch bilddiagnostisch im postoperativen Verlauf eine Herausforderung dar. Die longitudinale Verlaufskontrolle nach Therapiebeginn gilt der Differenzierung zwischen Regress, Status idem und Progress.

Besteht der Verdacht eines Resttumors oder eines Rezidivs, so ist es wichtig Lokalisation und Größe des suspekten Gewebes zu bestimmen und festzuhalten, um den weiteren Verlauf vergleichend beurteilen zu können.

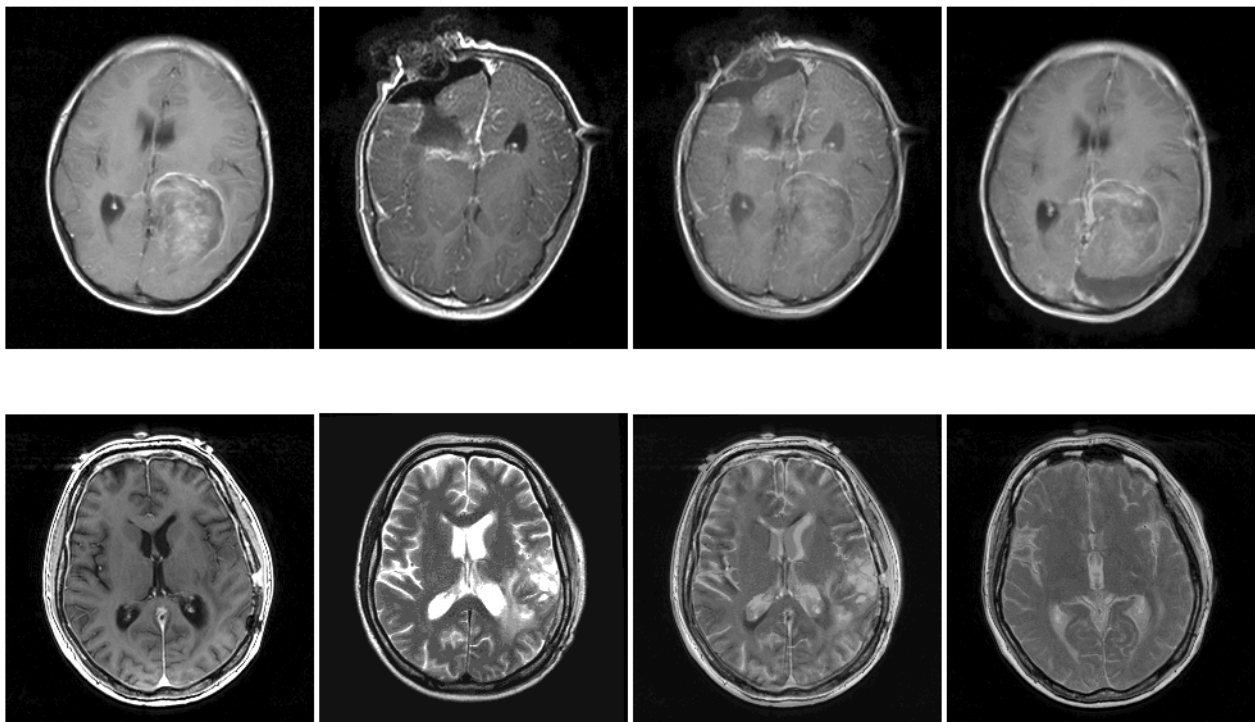
Um die zu unterschiedlichen Zeitpunkten akquirierten Datensätze direkt miteinander vergleichen zu können, werden verschiedene Anforderungen an die Software gestellt. Sie muss nicht nur in der Lage sein, radiologische Datensätze zu visualisieren, sondern sie auch aufeinander zu registrieren, sie weiter zu bearbeiten und zu analysieren. Lösungen für dieses Problem waren bisher entweder kommerziell und daher mit hohen Kosten verbunden, Insellösungen oder in ihren Möglichkeiten der Bildbearbeitung limitiert. Open Source Software bietet auf Grund der Kostenneutralität, sowie der ubiquitären Verfügbarkeit eine Basis für einheitliche longitudinale Verlaufskontrollen und in diesem Rahmen die Möglichkeit groß angelegter multizentrischer Studie unabhängig von finanziellen Mitteln der beteiligten Zentren. Vor diesem Hintergrund wurde der 3D-Slicer als Open Source Software zur Visualisierung, Analyse und Bearbeitung radiologischer Bilddaten ausgewählt und es wurde untersucht, in wieweit und unter welchen Voraussetzungen es möglich ist,

longitudinale Verlaufskontrollen operativ therapierter maligner, kontrastmittelaufnehmender Gliome unter Anwendung dieser Software durchzuführen [7].

## 2 Methoden

Es wurden gezielt Patienten mit kontrastmittelaufnehmenden, malignen Hirntumoren ausgewählt, die in der Klinik für Neurochirurgie des Universitätsklinikums Schleswig Holstein, Campus Kiel unter zu Hilfenahme des intraoperativen MRT operativ therapiert wurden. Die Visualisierung und Analyse der prä-, intra- und postoperativen MRT-Datensätze erfolgt mit dem 3D-Slicer als frei verfügbare Plattform zur Darstellung, Analyse und Bearbeitung radiologischer Volumendatensätze auf der Betriebssoftware Linux fedora.

Die MRT-Datensätze wurden aus dem Klinikarchiv im DICOM-Format exportiert und im selben Format in den 3D-Slicer geladen. Mit einer Kombination aus manueller und affiner Registrierung wurden alle Datensätze eines Patienten in axialer Schichtung auf einen ausgewählten axialen präoperativen Datensatz registriert. Es wurden sowohl T1- als auch T2-gewichtete Datensätze registriert. Anschließend erfolgte die manuelle Segmentierung ausgewählter Zielvolumina. In diesem Fall wurden das Ventrikelsystem, das präoperative Tumervolumen und die Resektionshöhle als Zielstrukturen festgelegt. Das Volumen der ausgewählten Strukturen wurde in ml berechnet.

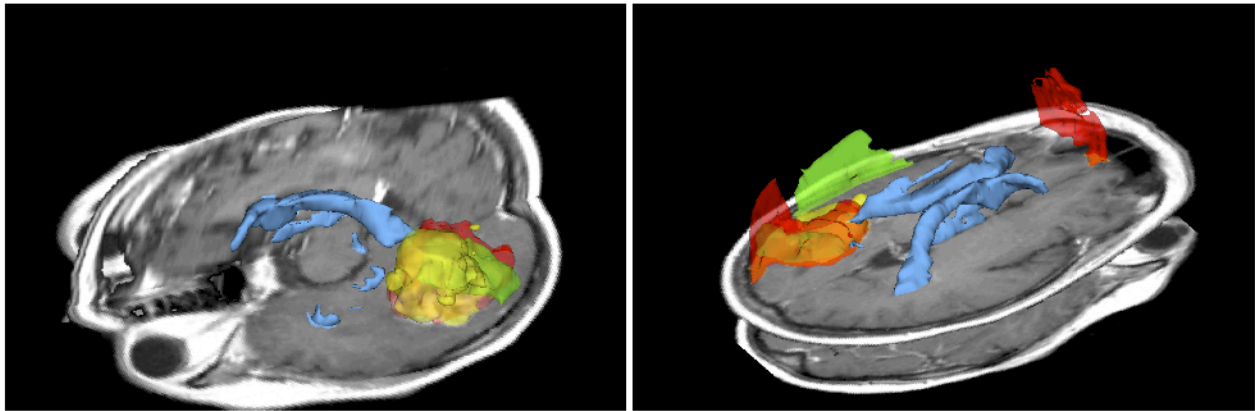


**Abbildung 1: Registrierung; OBERE REIHE: Registrierung eines intraoperativen T1w Datensatzes auf einen präoperativen T1w Datensatz (von links nach rechts: Präoperatives Bild, Intraoperatives Bild, Fusionierte Bilder, registrierte Bilder); UNTERE REIHE: Registrierung eines postoperativen T2w Datensatzes auf einen präoperativen T1w Datensatz (von links nach rechts: Präoperatives Bild, postoperatives Bild, Fusionierte Bilder, registrierte Bilder)**

## 3 Ergebnisse

Die stationären anatomischen Landmarken konnten mit dem 3D-Slicer mit hoher Genauigkeit registriert werden. In keinem Fall wurde die automatische Registrierung abgebrochen. Es ließen sich sowohl T1-, als auch T2-gewichtete Bilder registrieren. Die manuelle Segmentierung erwies sich als sehr zeitaufwendig, ist jedoch verglichen mit automatischen Segmentierungsverfahren zuverlässiger, besonders, wenn keine klare Graustufengrenze zu benachbarten Struktu-

ren vorhanden ist. Die segmentierten Zielvolumina ließen sich, sowohl zum visuellen Vergleich als Modelle darstellen, als auch zum quantitativen Vergleich volumetrieren. Die Zielvolumendifferenzen in den prä- und postoperativen kontrastmittelunterstützten T1w-Bildern reichten bei Tumervolumina zwischen 4 ml und 73 ml von -22 ml bis +27 ml.



**Abbildung 2:** Dreidimensionale Darstellung der segmentierten Zielvolumina; LINKS: Darstellung des Ventrikelsystems (blau), des präoperativen Tumorbefundes (gelb), der intraoperativen Resektionshöhle (grün) und der postoperativen Resektionshöhle (rot); RECHTS: Zusätzliche Darstellung der intra- und postoperativen Subduralraumerweiterung, die in Addition mit der Resektionshöhle das scheinbare Resektionsvolumen darstellt.

Patient	präoperatives Tumervolumen	Postoperatives Resektionsvolumen	Differenz
1	63,2	35,6	27,6
2	73,8	85,9	-12,1
3.a	4,1	13,6	-9,5
3.b	59,5	54,2	5,3
4	21,3	42,9	-21,6
5	22,1	34,1	-12
6	25	30,2	-5,2
7	83,2	140,7	-57,5
8	66,2	54,2	12

**Tabelle 1:** Ergebnisse der volumetrischen Messung in kontrastmittelunterstützten T1w Datensätzen. (Volumen in ml; a=Erst-OP, b=Rezidiv-OP)

Patient	präoperatives Tumervolumen	Postoperatives Resektionsvolumen	Differenz
1	50,6	46,1	4,5
2	70,1	101	-30,9
3.a	5,7	13,6	-7,9
3.b	59,5	54,2	5,3
4	35	35,7	-0,7
5	25,3	26,5	-1,2
6	25	34,4	-9,4
7	105,3	146,9	-41,6
8	63	73,1	-10,1

**Tabelle 2: Ergebnisse der volumetrischen Messung in T2w Datensätzen.  
(Volumen in ml; a=Erst-OP, b=Rezidiv-OP)**

## 4 Diskussion

Der 3D-Slicer bildet eine modulierbare Open Source Plattform zur Analyse und longitudinalen Untersuchungen von Tumorpatienten. Registrierung, Volumetrie und Vergleichsvolumetrische Untersuchungen sind durchführbar und erlauben die Konzeption einer longitudinalen individualisierten Verlaufskontrolle auf ubiquitärer Basis.

Weitere Untersuchungen beziehen die Segmentierungen weiterer Strukturen, sowie die Automatisierung der Abläufe ein, um die Beeinflussbarkeit der Ergebnisse durch den Anwender so gering, wie möglich zu halten. Bei der Interpretation der quantitativen volumetrischen Ergebnisse muss berücksichtigt werden, dass die Segmentierung, auf die die Volumetrie aufbaut im bereits registrierten Datensatz stattfindet. Dessen Bildmatrix und Schichtdicke wird während des Registrierungs Vorganges an die des fixierten Datensatzes angepasst, so dass auch hier eine Fehlerquelle besteht, die für die Planung weiterer Studien mit dem 3D-Slicer berücksichtigt werden muss. Optimal wäre eine einheitliche Bildmatrix und Schichtdicke aller zu registrierenden Datensätze.

## 5 Referenzen

- [1] Clarke, J., Butowski, N., and Chang, S. (2010). Recent advances in therapy for glioblastoma. Arch Neurol, 67(3):279–83.
- [2] Stummer, W., van den Bent, M. J., and Westphal, M. (2011). Cytoreductive surgery of glioblastoma as the key to successful adjuvant therapies: New arguments in an old discussion. Acta Neurochirurgica, 153(6):1211–1218.
- [3] Stummer, W. and Kamp, M. A. (2009). The importance of surgical resection in malignant glioma. Curr Opin Neurol, 22(6):645–9.
- [4] Stummer, W., Reulen, H.-J., Meinel, T., Pichlmeier, U., Schumacher, W., Tonn, J.-C., Rohde, V., Oppel, F., Turowski, B., Woiciechowsky, C., Franz, K., Pietsch, T., and ALA-Glioma Study Group (2008). Extent of resection and survival in glioblastoma multiforme: identification of and adjustment for bias. Neurosurgery, 62(3):564–76; discussion 564–76.
- [5] Mehdorn HM, Schwartz F, Dawirs S, Hedderich J, Dorner L, Nabavi A (2010): High-Field iMRI in Glioblastoma Surgery: Improvement of Resection Radicality and Survival for the Patient? Acta Neurochir Suppl 109:103-106.
- [6] Schulder, M. and Carmel, P. W. (2003). Intraoperative magnetic resonance imaging: impact on brain tumor surgery. Cancer Control, 10(2):115–24.
- [7] [www.slicer.org](http://www.slicer.org)

# Patientenspezifische Annuloplastieringe für die Mitralklappenrekonstruktion

M. Gessat<sup>1,2</sup>, S. H. Sündermann<sup>1</sup>, N. Cesarovic<sup>3</sup>, T. Frauenfelder<sup>4</sup>, P. Biaggi<sup>5</sup>, D. Bettex<sup>6</sup>, V. Falk<sup>1</sup>, S. Jacobs<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universitätsspital Zürich, Klinik f. Herz- und Gefässchirurgie, Zürich, Schweiz

<sup>2</sup> Eidgenössische Technische Hochschule (ETH) Zürich, Computer Vision Laboratory, Zürich, Schweiz

<sup>3</sup> Universitätsspital Zürich, Abteilung Forschung Chirurgie, Zürich, Schweiz

<sup>4</sup> Universitätsspital Zürich, Institut f. Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Zürich, Schweiz

<sup>5</sup> Universitätsspital Zürich, Klinik f. Kardiologie, Zürich, Schweiz

<sup>6</sup> Universitätsspital Zürich, Institut f. Anästhesiologie, Zürich, Schweiz

Kontakt: michael.gessat@usz.ch

## Abstract:

*Es wird ein Verfahren zur Herstellung patientenspezifischer Annuloplastieringe vorgestellt. Der Mitralklappenannulus wird aus Computertomographiebildern modelliert. Eine optimale Ringgeometrie wird interaktiv erstellt. Die Ringe werden mittels Selective Laser Melting aus einer Titanlegierung hergestellt. Im Tierversuch wurde die Machbarkeit des Verfahrens überprüft. Mit patientenspezifisch geformten Annuloplastieringe für die Mitralklappenrekonstruktion könnten die chirurgische Therapie besser an die individuelle Anatomie und Pathologie angepasst werden.*

*Schlüsselworte: Mitralklappe, Annuloplastie, Rapid Prototyping*

## 1 Problem

Die Mitralklappeninsuffizienz ist nach der Aortenklappenstenose die zweithäufigste Herzklappenerkrankung. Durch krankhafte Veränderungen an den Mitralklappensegeln und/oder Deformität des Mitralklappenannulus aufgrund von Degeneration oder Ischämien kommt es während der Systole nicht mehr zu einem vollständigen Verschluss der Mitralklappe und Blut wird vom Ventrikel zurück in das linke Atrium gepumpt. Die chirurgische Rekonstruktion der Klappe stellt heutzutage den klinischen Standard in der Therapie dieser Erkrankung dar [1, 2]. Hierbei wird die Klappe nicht durch eine Vollprothese ersetzt sondern in ihrer Funktion so weit wie möglich unter Verwendung des nativen Gewebes wiederhergestellt. Dabei kommen verschiedene Techniken zum Einsatz. In fast allen Fällen wird ein sogenannter Annuloplastiering eingesetzt, welcher Deformitäten und Vergrößerungen des Mitralklappenannulus ausgleichen soll und insgesamt eine stabilisierende Wirkung auf die Mitralklappe hat. Seit Einführung der Technik unter Verwendung planarer, ovaler Ringe in den 1970er Jahren [3] wurde die Geometrie der eingesetzten Ringe stetig weiterentwickelt, über planare D-förmig Ringe hin zu sattelförmig gebogenen Ringen. Hinter dieser Entwicklung steht die Bestrebung, die Form der Ringe besser an die Mitralklappenanatomie anzupassen und dadurch weniger Spannung auf die Anatomie, insbesondere die Mitralklappenregel auszuüben [4] und gleichzeitig die Koaptation der Regel zu verbessern [5,6]. In der klinischen Praxis kommen Annuloplastieringe verschiedener Größe und Geometrie zum Einsatz. Dennoch deckt die zur Verfügung stehende Auswahl nicht die interindividuelle Variabilität der Anatomie und Pathologie ab. Das Konzept der Patientenspezifischen Annuloplastie wurde 2010 vorgeschlagen [7], jedoch nie *in vivo* überprüft. Ziel der vorgestellten Studie war es, ein Konzept zur Implantation von patientenspezifisch hergestellten Annuloplastieringen im Tierversuch auf seine Machbarkeit zu überprüfen.

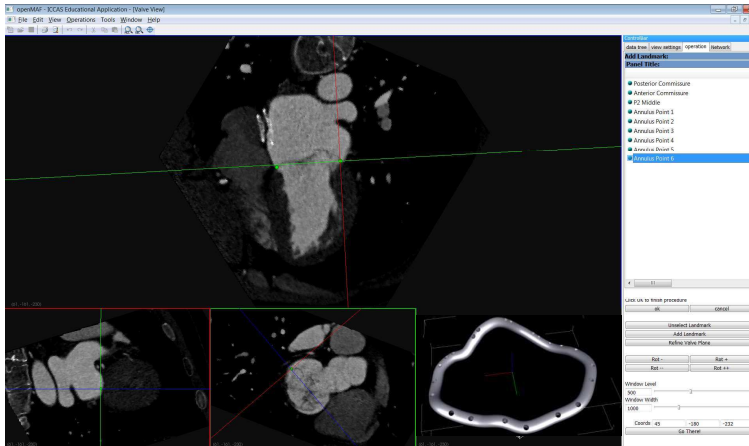
## 2 Methoden

Es wurde ein Verfahren zur Modellierung optimal auf die Patientenanatomie angepasster Annuloplastieringe anhand von Computertomographiebildern entwickelt. Zur Positionierung von 20 – 40 Landmarken zur Definition des Mitralklappenannulus werden zunächst die beiden Kommissuren und ein dritter Punkt auf dem Annulus etwa in der Mitte des posterioren Segels durch den Nutzer in den Bilddaten markiert. Anschließend berechnet das Programm automatisch eine ungefähre Mitralklappenebene und erzeugte orthogonal dazu 20 Schnittebenen durch den Datensatz, welche sich im un-



gefährten Zentrum der Mitralklappe schneiden. In jeder dieser Schnittebene werden durch den Benutzer die beiden Schnittstellen mit dem Mitralklappenannulus markiert (Abb. 1, links).

Ausgehend von den markierten Landmarken wird der Annulus als zyklischer Spline dritter Ordnung berechnet und als Kurve dargestellt. Durch Modifikation der Landmarken kann die Kurve interaktiv modifiziert werden, um Fehler bei der initialen Landmarkendefinition auszugleichen und die Kurve zu glätten. Nachfolgend wird ein Oberflächenmodell eines Annuloplastieringes berechnet, welches die Annulusgeometrie optimal abbildet. Der Ring weist einen zur Klappe hin abgeflachten Querschnitt auf und enthält längs des Annulus Löcher zur Durchführung von 10 bis 14 Nähten (Abb. 1). Die Anzahl der Nähte richtet sich dabei nach dem Ringumfang.



**Abb. 1:** Links: Markierung des nativen Mitralklappenannulus in Computertomographien und Planung der Ringgeometrie. Rechts: Fertiger Titanring vor Implantation.

Zur Erprobung des Verfahrens und der chirurgischen Handhabbarkeit der definierten Ringe im Tierversuch wurden unter Anästhesie EKG-getriggerte Computertomographien (Siemens Somatom Definition Flash, Auflösung  $0.3 \times 0.3 \times 0.3 \text{ mm}^3$ ) von 6 Schweinen angefertigt. Als Kontrastmittel wurden je 80ml Ultravist venös injiziert. Beta-Blocker und Lidocain wurden verabreicht, um den Herzschlag auf 60-70 Schläge pro Minute zu senken und zu stabilisieren. Diese Pulssenkung war erforderlich, um ein optimales Ergebnis der auf die menschliche Physiologie ausgelegten Rekonstruktionsalgorithmen des CT-Scanners zu erzielen. Schweine haben in der Regel einen höheren Ruhepuls als Menschen. Die Aufnahmen sowie der nachfolgende Akutversuch zur Implantation erfolgten in Übereinstimmung mit lokalen und nationalen Gesetzen sowie internationalen Standards zur Versuchstierhaltung und Durchführung von Tierversuchen.

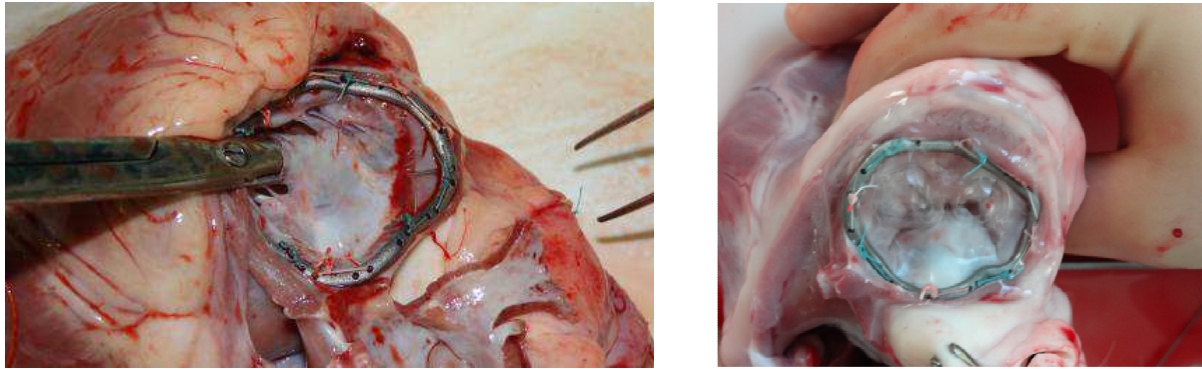
Die Definition spezifischer Ringe erfolgte wie oben beschrieben. Anhand der definierten Oberflächenmodelle wurden im Selective Laser Melting [8] Verfahren solide Ringe aus einer biokompatiblen Titanlegierung (Ti6Al4V) hergestellt (Abb. 1, rechts) und in Akutversuchen unter Narkose implantiert. Zur Überprüfung der Übereinstimmung der implantierten Ringe mit der nativen Annulusgeometrie wurde die Klappenfunktionalität nach Implantation mittels epikardial durchgeführter Doppler-Echokardiographie untersucht. Ferner wurde die Form und Größe der Ringe nach Versuchsabschluss am explantierten Herz untersucht. Hierzu wurde der native Annulus durch Entfernen des Atriums präpariert.

### 3 Ergebnisse

Die Bildqualität der Computertomographien war in allen 6 Fällen ausreichend zur zweifelsfreien Definition des Mitralklappenannulus. Die korrekte Positionierung, Ausrichtung und Implantation der Ringe erwies sich unter Verwendung der vordefinierten Nahtlöcher aus chirurgischer Sicht als sehr gut machbar. Das Einnähen selbst nahm nicht mehr und nicht weniger Zeit in Anspruch als bei einem herkömmlichen Ring, allerdings konnte durch das Wegfallen der intraoperativen Ringgrößenauswahl (*sizing*) die Operationsdauer geringfügig reduziert werden.

Bei den ersten drei Tieren zeigte sich ein systematischer Fehler in der Planung der Ringgeometrien. Die Ringe erwiesen sich als zu groß. Dieser Fehler wurde für den zweiten Durchlauf mit drei weiteren Versuchstieren behoben, die in diesem Durchlauf hergestellten Ringe stimmten sehr gut mit den *in situ* vorgefundenen Annuli überein (siehe Abb. 2) und im Echo konnte keine funktionelle Mitralklappeninsuffizienz festgestellt werden.





**Abb. 2:** Postoperative Kontrolle der Ringgröße und –geometrie. Bei den drei Versuchstieren der zweiten Serie zeigte sich eine gute Übereinstimmung der Ringe mit den nativen Annuli.

## 4 Diskussion

Die vorgestellte Studie ist eine reine Machbarkeitsuntersuchung. Keines der Versuchstiere wies vor dem Eingriff eine Mitralklappendysfunktion auf. Der Versuch zielte somit nicht darauf ab, eine Aussage über die Kompetenz der patientenspezifisch hergestellten Ringe zur Korrektur einer Deformität oder Dilatation des Mitralklappenannulus zu treffen. Ferner bleiben aufgrund der Tatsache, dass keine Langzeitbeobachtungen durchgeführt wurden, Fragen der Biokompatibilität und Durabilität des Implantats und der Nähte unbeantwortet.

Das Augenmerk der Studie lag auf der chirurgischen Handhabbarkeit der soliden Titanringe, die sich durch die vordefinierten Nahtlöcher in der Handhabung von den herkömmlichen Ringen unterscheiden sowie auf der Frage, ob der Mitralklappenannulus mittels der verfügbaren Bildgebungstechnik hinreichend genaue modellierbar ist. Unter beiden Gesichtspunkten zeigte sich das Konzept der patientenspezifischen Annuloplastie als durchführbar.

## 5 Referenzen

- [1] Markar SR, Sadat U, Edmonds L, Nair SK. Mitral valve repair versus replacement in the elderly population. *J Heart Valve Dis.* 2011;20(3):265-71.
- [2] Vahanian A, Baumgartner H, Bax J, et al.; ESC Committee for Practice Guidelines. Guidelines on the management of valvular heart disease: The Task Force on the Management of Valvular Heart Disease of the European Society of Cardiology. *Eur Heart J.* 2007;28(2):230-68.
- [3] Carpentier A, Deloche A, Dauptain J, et al. A new reconstructive operation for correction of mitral and tricuspid insufficiency. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1971;61(1):1-13.
- [4] Jensen MO, Jensen H, Smerup M, et al. Saddle-shaped mitral valve annuloplasty rings experience lower forces compared with flat rings. *Circulation.* 2008 Sep 30;118(14 Suppl):S250-5.
- [5] Salgo IS, Gorman JH 3rd, Gorman RC, et al. Effect of annular shape on leaflet curvature in reducing mitral leaflet stress. *Circulation.* 2002 Aug 6;106(6):711-7.
- [6] Daimon M, Fukuda S, Adams DH, et al. Mitral valve repair with Carpentier-McCarthy-Adams IMR ETlogix annuloplasty ring for ischemic mitral regurgitation: early echocardiographic results from a multi-center study. *Circulation.* 2006 Jul 4;114(1 Suppl):I588-93.
- [7] Díaz Lantada A, Valle-Fernández RD, Morgado PL, et al. Development of personalized annuloplasty rings: combination of CT images and CAD-CAM tools. *Ann Biomed Eng.* 2010;38(2):280-90.
- [8] Vandenbroucke B, Kruth JP. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. *Rapid Prototyping Journal* 2007; 13(4):196-203.

# Simulationsgestützte Planung von EVAR Interventionen

## – Einsatzpotenzial der Finite Elemente Methode -

S. v. Sachsen<sup>1</sup>, O. Burgert<sup>1</sup>, J. Meixensberger<sup>1,2</sup>, B. Senf<sup>3</sup>, H.-J. Florek<sup>4</sup>, F.W. Mohr<sup>1,5</sup>, C.D. Etz<sup>5,6</sup>

<sup>1</sup> Innovationszentrum Computerassistierte Chirurgie, Medizinische Fakultät, Universität Leipzig, Leipzig, Deutschland

<sup>2</sup> Klinik für Neurochirurgie, Universitätsklinikum Leipzig, Leipzig, Deutschland

<sup>3</sup> Fraunhofer IWU, Dresden, Deutschland

<sup>4</sup> Klinik für Gefäßchirurgie, Weißeritzklinikum Freital, Freital, Deutschland

<sup>5</sup> Herzzentrum Leipzig GmbH, Leipzig, Deutschland

<sup>6</sup> Mount Sinai Hospital, New York, NY, USA

Kontakt: sandra.vonsachsen@medizin.uni-leipzig.de

**Abstract:** Die Planung einer endovaskulären Ausschaltung eines Aortenaneurysmas (EVAR) mittels Stentgraft kann perspektivisch anhand eines Finite-Elemente-Modells unterstützt werden. Ziel ist hierbei die Abbildung des Stentgraftverhaltens im Gefäß, wodurch eine quantitative Bewertung verschiedener Stentgraftprodukte im Kontext mit patientenspezifischem Gefäß möglich ist. Eine bedarfsorientierte Modellentwicklung setzt jedoch Kenntnisse über interventionsspezifische Fragestellungen und über die Anforderungen von Seiten der Gefäßchirurgen voraus. Dieser Beitrag präsentiert Ergebnisse einer Arbeitsprozessanalyse zur Planung von EVAR Interventionen und einer Machbarkeitsstudie zum patientenspezifischen FE-Modell. Die Ergebnisse dienen als Grundlage für eine anwendungsorientierte und praxisrelevante Entwicklung von EVAR-spezifischen FE-Modellen.

**Schlüsselworte:** Computerassistiertes Stenting, EVAR, Stentgraft, Finite-Elemente-Methode, Arbeitsprozessanalyse

## 1 Problem

Der Erfolg einer endovaskulären Aortenrekonstruktion (EVAR) mittels Stentgraft hängt von einer ausreichenden Fixierung der Endoprothese im Gefäß, sowie einem guten Anliegen in proximaler und distaler Landungszonen zur Erzielung einer kompletten Abdichtung ab. Hierfür sind die Applizierung der Endoprothese im Gefäß, die Auswahl von Stentgraftdesign und proximaler Verankerungsmechanismus sowie die Festlegung des Übermaßes und der Schenkellänge maßgeblich verantwortlich. Bei diesen Arbeitsschritten wird der Gefäßchirurg nur bedingt von derzeit verfügbarer Planungssoftware unterstützt, die sich im Wesentlichen auf Messfunktionalitäten und 3D-Visualisierung des Gefäßes und detektierter, kalzifizierter Plaques beschränken [1]. Zur Optimierung der EVAR Planung wird eine simulationsgestützte Planungsmethode vorgeschlagen, die unter Verwendung eines Finite Elemente (FE) Modells die Wechselwirkung zwischen Stentgraft und umliegendem Gewebe berechnet und somit eine patientenspezifisch optimierte Implantatauswahl in Aussicht stellen kann. Für eine bedarfsorientierte Entwicklung von FE-Modellen müssen die Anforderungen von Seiten der Gefäßchirurgen identifiziert und berücksichtigt werden. Den Autoren sind aus der bisher verfügbaren Literatur keine Arbeiten bekannt, die das Einsatzpotenzial eines patientenspezifischen FE-Modells (Gefäß mit Stentgraftingen) im Kontext mit medizinischen Fragestellungen der einzelnen EVAR-Planungsschritte aufzeigen. Das vorliegende Paper soll dem Mediziner das Einsatzpotenzial dieser neuen Planungsmethode aufzeigen und somit einen Beitrag zum Fortschreiten der Entwicklungskette des angestrebten EVAR-Modells leisten.

## 2 Methoden

### 2.1. Arbeitsprozessanalyse

Unter Einsatz der Software Swan-Suite (Fa. Swan GmbH) wurden insgesamt zehn Aufnahmen von Operationsplanung und -verlauf bei Behandlung abdominalen Aortenaneurysmen mittels Stentgraft aufgenommen. Die Aufnahmen fanden zwischen dem 19.05.2009 und dem 9.11.2009 statt. Der leitende Chirurg war in allen Fällen die gleiche Person mit 15 Jahren EVAR Erfahrung und mehr als 1000 durchgeführten Stentgraft Interventionen. Die Workflowanalyse wurde zur Ermittlung medizinischer Fragestellungen, die sich in den einzelnen Planungsschritten ergeben, durchgeführt und bildet die Basis zur Definition von Anforderungen an ein Simulationsmodell zur Planungsunterstützung. Zudem sollte anhand der Workflowanalyse den Informatikern ein besseres Verständnis für die medizinischen Problemstellungen gegeben werden, was bei einer interdisziplinären Zusammenarbeit eine wichtige Grundlage darstellt.

### 2.2 Machbarkeitsstudie patientenspezifisches Finite Elemente Modell

Für einen Einsatz im klinischen Alltag wurde zunächst anhand verfügbarer CTA-Daten und Segmentierungswerkzeuge geprüft, welche Modellbestandteile patientenindividuell für die Bearbeitung der ermittelten medizinischen Fragestel-

lungen bereitgestellt werden können. Des Weiteren wurde anhand der FE-Simulationssoftware untersucht, welche Materialmodelle zur numerischen Beschreibung von Blutgefäß und Stentgraft verfügbar sind. Die hierfür ebenfalls erforderlichen Eingabeparameter können für das Gefäß aus der Literatur oder patientenindividuellen Messungen und für den Stentgraft aus Herstellerangaben hervorgehen. Diesbezüglich wurde geprüft, welche Daten für eine möglichst realitätsnahe Modellierung zur Verfügung stehen.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Einteilung EVAR Planungsschritte und Definition medizinischer Fragestellungen

Basierend auf den durchgeführten Arbeitsprozessanalysen wurde für die EVAR-Planung eine Einteilung der Arbeitsschritte vorgenommen und hiermit im Zusammenhang stehende Fragestellungen formuliert:

##### „CT Datensatz betrachten“ - Analyse von Gefäßanatomie und Prüfung der EVAR Voraussetzungen

Der Arbeitsschritt „CT Datensatz betrachten“ stellt den zeitaufwändigsten Arbeitsschritt der Planung dar. Der Gefäßchirurg verschafft sich hierbei einen Überblick zur allgemeinen Anatomie des Patienten, zur Form und Position des Aneurysmas, den Nierenarterien sowie der linken und rechten Iliac Arterie. Folgende Fragen sind zu beantworten:

- Durchmesser und Gefäßverlauf der A.iliaca beidseits für Katheterdurchführung geeignet, ohne starke Gefäßwindungen und problematische Knickwinkel?
- Länge des Aneurysmahalses als proximale Landungszone ausreichend?
- Länge von linker und rechter A. iliaca als distale Landungszonen ausreichend?
- Lassen Verkalkungen/Thromben in den Landungszonen eine ausreichende Fixierung des Stentgrafts erwarten?

##### „Anatomien messen“ - Festlegung von Implantatdimensionen

Sind alle Voraussetzungen für eine EVAR erfüllt werden im nächsten Arbeitsschritt die Durchmesser für Aneurysmahals, linker und rechter A. iliaca sowie die Länge des betreffenden Aortenabschnitts ermittelt, worauf basierend die Dimensionen des Stentgrafts festgelegt werden. Eine besondere Herausforderung stellt hierbei die Ermittlung der erforderlichen Länge der A. iliaca-Schenkel dar, da basierend auf den CT-Schichtbildern Gefäßwindungen nicht berücksichtigt werden können. Es stellt sich somit die Frage:

- Welche Schenkellänge birgt nicht das Risiko eine Arterienverzweigung zu verschließen?

Die Überdimensionierung des Stentgrafts dient der Fixierung im Blutgefäß. Es stellen sich folgende Fragen:

- Welche Stentgraft-Dimensionierung stellt patientenspezifisch das Optimum dar ?
- Inwieweit beeinflussen vorhandene Plaqueablagerungen und Thromben die Radialkraft ?

##### Auswahl Stentgraftdesign

Die Auswahl des Stentgrafttyps hängt von der patientenspezifischen Anatomie, den Erfahrungswerten des Mediziners und dessen Kenntnis vorhandener Stentgraftsysteme ab. Zu den anatomischen Kriterien zählen Länge, Form und Angulation des Aneurysmahalses, Plaquevorkommen in den Landungszonen sowie der räumliche Verlauf der A.iliaca communis und deren Windungen. Auf dem Markt verfügbare Stentgrafts unterscheiden sich hinsichtlich Stentringdesign, Ummantelungsmaterial und proximaler Verankerungsmechanismen. Es stellt sich somit die Frage:

- Welcher Stentgrafttyp ist für die vorliegende Gefäßmorphologie am besten geeignet?

#### 3.2 Anforderungsdefinition für das Simulationsmodell

Aus der Workflowanalyse konnten Anforderungen an ein Simulationsmodell abgeleitet werden. Diese betreffen die Bewertung von Stentgraftgeometrie und -positionierung, wofür die folgenden Daten und Funktionen erforderlich sind:

- Realitätsnahe 3D-Modellierung von patientenspezifischer Gefäßanatomie, Verkalkungen und Thromben
- Positionierung von 3D-Implantatkomponenten im Gefäßmodell und Simulation der Implantatauswirkungen

#### 3.3 Patientenspezifisches FE-Modell

Entsprechend der definierten Anforderungen wurde geprüft, inwieweit eine Generierung von patientenspezifischen Daten möglich ist. Zur Bereitstellung der geforderten 3D-Objekte können unter Einsatz einer Segmentierungssoftware (bspw. Mimics, Fa. Materialise) die Gefäß-, Thromben- und Plaquegeometrie aus den CTA-Schichten extrahiert werden. Die Wanddicke ist aus den CTA-Daten nicht zu ermitteln, weshalb diese anhand experimentell ermittelter Werte zu erstellen ist. Aus dem Oberflächennetz ist ein Volumenmodell (Tetraeder) zu generieren. Wird dies in 3-matic (Fa. Materialise) durchgeführt, ist der Modellexport als \*.cdb-Datei möglich, die direkt in die FE-Simulationssoftware ANSYS importiert werden kann. Die Komplexität biologischen Materials, wie der patientenspezifischen Gefäßgeometrie, ist sehr hoch. Daher ist eine ortsabhängige Vernetzung erforderlich. Bereiche der Stent-Gefäß-Wechselwirkung werden feiner vernetzt als Abschnitte, die für das gesamte Systemverhalten aber nicht im Detail relevant sind. Zur Modellierung von Blutgefäßen sind in der verfügbaren Literatur mehrere Ansätze zu finden, die sich hinsichtlich der Anzahl verwendeter Gefäßwandschichten und Materialmodell zur Beschreibung des elastischen Verhaltens unterscheiden. Bisher wurde häufig auf linear elastische [2,3] und nicht-linear elastische Materialmodelle [4,5] zurückgegriffen.

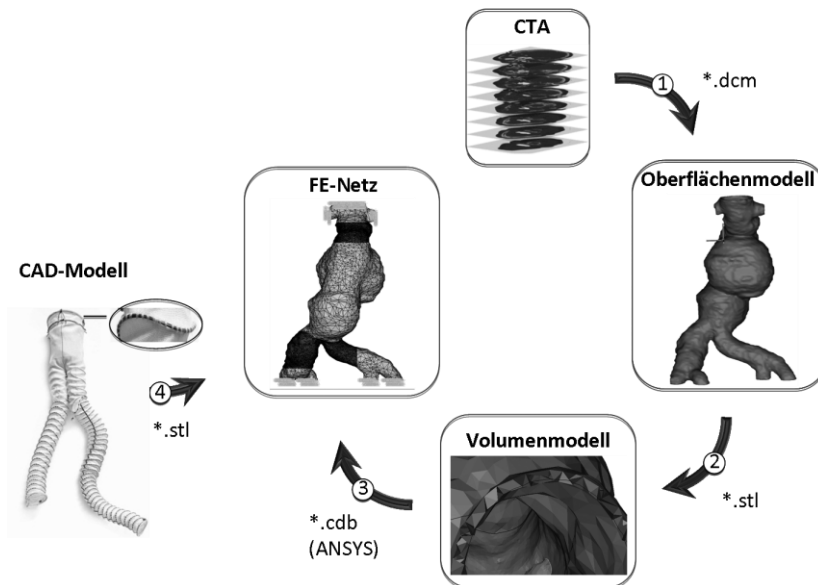


Abb. 1: Prozesskette zur Erstellung eines patientenspezifischen FE-Modells

Holzapfel hat in mehreren Experimenten die Materialcharakteristika von humanen Gefäßen untersucht [6]. Die hieraus gewonnenen Ergebnisse zeigen, dass es sich um ein anisotropes Material handelt und der nicht-linear elastische Ansatz, auch hyperelastisch genannt, die Realität am besten annähert. Das Materialmodell von Holzapfel ist in der kommerziellen Berechnungssoftware ANSYS verfügbar. Als Eingabeparameter stehen die von Holzapfel experimentell ermittelten Werte für eine humane A.iliaca zur Verfügung[6]. Zur Beschreibung von Plaqueeigenschaften kann ein linear elastischer Materialansatz mit von Holzapfel experimentell ermittelten Daten zu kalzifizierter Plaque verwendet werden [7]. Tong et al. untersuchten die Bestandteile eines Thrombus im Experiment und teilten diesen in drei Schichten mit hyperelastischem Materialverhalten ein [8]. Zur Überprüfung der Anwendbarkeit des nicht-linear elastischen mechanischen Verhaltens zur Beschreibung der Gefäßeigenschaften konnte anhand eines idealisierten, kreisrunden Gefäßausschnittes der Einfluss des Materialgesetzes untersucht und aufgezeigt werden [9]. Für eine möglichst genaue Bewertung des Gesamtsystems sollte der komplette Stentgraft mit Ringen, Ummantelung und evtl. vorhandenem proximalen Verankerungsmechanismus modelliert werden. Hierfür können die vom Hersteller bereitgestellten Konstruktionsdaten im stl-Format in das FE-Programm importiert werden. Zur Beschreibung des superelastischen Materialverhaltens der Nitinol Stentgrafringe steht in ANSYS das nicht-lineare Materialmodell „Shape Memory Alloy (SMA)“ zur Verfügung [10]. Die Eingabeparameter können vom Hersteller des Nitinolmaterials bezogen werden. Die meisten der derzeit verfügbaren Stentgrafts weisen Ummantelungen aus Polytetrafluorethylen (ePTFE) oder Polyethylen terephthalate (PET, Dacron) auf. Diese Materialien können unter Verwendung eines entsprechenden E-Moduls (Angaben vom Hersteller) als linear elastische Materialien beschrieben werden [11]. Abbildung 1 zeigt die grundlegenden Elemente einer Prozesskette zur Erstellung eines patientenspezifischen FE-Modells mit Stentgraft.

### 3.4 Einsatzpotenzial FE-Modell

**Fixierungskraft zur Optimierung des Stentgraftübermaßes:** Als Ergebnis der Gefäß-Stentgraft Interaktion kann eine Radialkraft berechnet werden, die Aussagen hinsichtlich maximal möglicher Radialkraft von Stentgrafts unter den vorherrschenden patientenspezifischen Bedingungen zulässt. Ein Vergleich berechneter Fixierungskraft mit ebenfalls simulierten Strömungskräften kann eine bessere Einschätzung des Migrationsrisikos ermöglichen.

**Kontaktstatus zur Bewertung des Abdichtungspotenzials:** Die Berücksichtigung von Plaquegeometrie und -materialeigenschaften ermöglicht eine Aussage, an welchen Stellen eine Spaltbildung zwischen Stentring und umliegendem Gewebe und somit eine Undichtigkeit zu erwarten ist. Hierdurch kann bei verkalkten Landungszonen mit entsprechend unebener Gefäßwand eine bessere Einschätzung des Endoleak Typ I Risikos erwartet werden. Zur Bewertung des Abdichtungspotenzials wird der Kontaktstatus von Stentgrafringen mit Gefäßwand und Plaque berechnet.

**Deformationen - Ermittlung von Implantatlänge:** Die konventionelle Messung zur Ermittlung von Implantatlänge bezieht sich lediglich auf die Strecke, die abzudecken ist, jedoch werden evtl. Begradigungen von Gefäßabschnitten durch eine Prothese nicht berücksichtigt. Anhand von Konstruktions- und Materialdaten des Stentgrafts ist es möglich Dimensionen und Anpassungsfähigkeit der Endoprothese unmittelbar im Gefäß abzubilden, wodurch eine präzisere Längenermittlung erwartet wird. Das resultierende Ergebnismodell könnte im Rahmen weiterführender Forschungsarbeiten zur Echtzeitregistrierung mit intraoperativen CTs bereitgestellt und somit auch hinsichtlich der Positionierung eine Unterstützung bieten. Hierdurch lässt sich einerseits eine Verkürzung der OP-Zeit erwarten und andererseits wird die

Strahlen- und Kontrastmittelbelastung für den Patienten reduziert, was zu einer Erhöhung der Sicherheit bei diesem Eingriff führen wird.

*Reproduzierbare Randbedingungen - Quantitativer Vergleich von Stentgraftdesigns:* Anhand des FE-Modells können unterschiedliche Stentgrafttypen und ihre Auswirkungen auf das umliegende Gefäß besser eingeschätzt und auch gegenübergestellt werden, wodurch ein quantitativer Vergleich mehrerer Produkte möglich wird. Beispielsweise kann anhand berechneter Fixierungskräfte und Kontaktzustand zwischen Stentgraftingen, Plaque/Thromben und Gefäßwand die Endoprothese mit dem besten Abdichtungs- und Fixierungspotenzial ermittelt werden.

## 4 Diskussion

Anhand der Arbeitsprozessanalyse konnten grundlegende, medizinische Fragestellungen und hiervon abgeleitet Anforderungen an ein Simulationsmodell zur Planungsunterstützung formuliert werden. Die gewonnene Datenbasis diente zur Ermittlung von Einsatzpotenzial für ein FE-Modell zur Abbildung von Gefäßwand-Stentgraft-Interaktion unter Berücksichtigung der Bedürfnisse und Anforderungen der Mediziner. Zur Analyse des EVAR-Planungsprozesses wurde nur ein Gefäßchirurg einbezogen, der zudem über eine große Erfahrung verfügt. Zur Ermittlung weiterer Schwachstellen der konventionellen Planung und Definition von weiterem Einsatzpotenzial des FE-Modells sind in weitere Untersuchungen auch weniger erfahrene Gefäßchirurgen zu integrieren. Hinsichtlich der Erstellung eines patientenspezifischen FE-Modells kann festgehalten werden, dass sich die Modellierung nach dem derzeitigen Stand der Technik auf die Gefäß-, Plaque und Thrombengeometrie beschränkt. Für derzeit nicht in vivo messbare Parameter, wie beispielsweise die Gefäßeigenschaften stehen in der Literatur experimentell ermittelte Werte zur Verfügung, deren Verwendung hinsichtlich der Materialmodellierung mit dem Kompromiss der Erstellung eines Durchschnittmodells einhergeht. Zur Validierung des angestrebten Simulationsmodells und Prüfung der Praktikabilität im klinischen Alltag ist eine Studie mit einer größeren Anzahl von Gefäßchirurgen mit unterschiedlichen Erfahrungswerten durchzuführen. Bedingt durch das nicht-lineare numerische Verhalten in Hinsicht auf die erforderlichen Materialgesetze, die großen Modellverformungen und die Kontaktproblematik steht eine Konvergenzanalyse zur Bestimmung minimal erforderlichen Knotenanzahl am patientenspezifischen FE-Modell noch aus. Es ist derzeit noch keine fundierte Aussage darüber bekannt, wie viel Radialkraft mindestens benötigt und wie viel Radialkraft maximal verträglich ist. Hinsichtlich der mindestens erforderlichen Radialkraft können jedoch die am Stentgraft angreifenden Strömungskräfte herangezogen werden. Ist die Radialkraft bzw. die Fixierungskraft (Berücksichtigung Reibungskoeffizient) größer als die vorherrschenden Strömungskräfte, so kann von einem geringeren Migrationsrisiko ausgegangen werden. Bezogen auf die maximal verträgliche Fixierungskraft sind verschiedene Gewebezustände in der Gefäßwand zu berücksichtigen. Beispielsweise neigen Gefäße eines Patienten mit Bindegewebsschwäche eher zur Rissbildung.

## 5 Referenzen

- [1] Rosset, A., OxiriX Imaging Software, <http://www.osirix-viewer.com>, Aktiver Weblink, Juli 2012.
- [2] Doyle B., Callanan A., McGloughlin T., A comparison of modeling techniques for computing wall stress in abdominal aortic aneurysms, BioMedical Engineering online, Jg. 6: p. 38. doi:10.1186/1475-925X-6-38, 2007.
- [3] Gao F., Watanabe M., Matsuzawa T., Stress analysis in a layered aortic arch model under pulsatile blood flow, BioMedical Engineering online, Jg. 5. doi:10.1186/1475-925X-5-25.
- [4] Liang D.K., Yang D.Z., Qi M., Wang W.Q., Finite element analysis of the implantation of a balloon-expandable stent in a stenosed artery, Int. journal of cardiology, Jg. 104, H. 3: pp. 314 - 318, 2005.
- [5] Migliavacca F., Petrini L., Massarotti P., Schievano S., Auricchio F., Dubini G., Stainless and shape memory alloy coronary stents: a computational study on the interaction with the vascular wall, Biomechanics and modelling in mechanobiology, Jg. 2, H. 4: pp. 205–217. doi:10.1007/s10237-004-0039-6, 2004.
- [6] Holzapfel GA. Arterial tissue in health and disease: experimental data, collagen-based modelling and simulation, including aortic dissection, Biomechanical Modelling at the Molecular, Cellular and Tissue Levels, CISM Courses and Lectures No. 508, 2009: 259 – 343.
- [7] Holzapfel GA., Sommer G., Regitnig P., Anisotropic Mechanical Properties of Tissue Components in Human Atherosclerotic Plaques, Journal of Biomechanical Engineering, H. Vol. 126, pp. 657-665, doi: 10.1115/1.1800557, 2004.
- [8] B. Senf, S. von Sachsen, R. Neugebauer, W.G. Drossel, H.-J. Florek, F. W. Mohr, C. D. Etz, „The Effect of Stent Graft Oversizing on Radial Forces Considering Nitinol Wire Behavior and Vessel Characteristics“, Journal of Medical Engineering, (eingereicht).
- [9] Tong J., Cohnert T., Regiting P., Holzapfel G.A., Effects of Age on the Elastic Properties of the Intraluminal Thrombus and the Thrombus-covered Wall in Abdominal Aortic Aneurysms: Biaxial Extension Behaviour and Material Modelling, Eur J Vasc Endovasc Surg 42, pp. 207-219, 2011.
- [10] Petrini L., Migliavacca F., Massarotti P., Schievano S., Dubini G., Auricchio, F., Computational studies of shape memory alloy behavior in biomedical applications, Journal biomechanical engineering, Jg. 127, H. 4, S. 716–725, 2005.
- [11] Kleinstreuer C., Li Z., Basciano C.A., Seelecke S., Farber M.A., Computational mechanics of Nitinol stent grafts, Journal of Biomechanics 41, pp. 2370-2378, 2008.

# Software Based Matching of X-ray Images and 3D Models of Knee Prostheses

J. Bredow<sup>1</sup>, P. Dorda<sup>2</sup>, R. Westphal<sup>2</sup>, K. Sircar<sup>1</sup>, K. Schlüter-Brust<sup>1</sup>, P. Eysel<sup>1</sup>, F.M. Wahl<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Uniklinik Köln, Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Germany

<sup>2</sup> TU Braunschweig, Institut für Robotik und Prozessinformatik, Germany

Contact: jan.bredow@uk-koeln.de

## Abstract:

Revision joint replacements are challenging surgical tasks. The key factor for preoperative planning is to know the exact type of primary prosthesis to avoid long preoperative organisation, long operation times, and especially loss of bone and soft-tissue during operation. In daily routine there is often no information about the primary prosthesis. We are developing methods for identifying implanted prostheses from x-ray images by means of matching template images generated from prosthesis CAD data.

At the current stage of the project with only one prosthesis model we can already show promising matching qualities, so that further research in this area seems to be worthwhile. Improved segmentation algorithms as well as building up a larger prosthesis data base are our next steps.

*Keywords: Revision Joint Replacement – Identification of Implanted Prostheses – X-ray Image Analysis*

## 1 Problem

According to an analysis of the German Office for Quality Assurance approximately 33000 revisions of knee and hip arthroplasties were performed in 2008<sup>1</sup>. This corresponds to a burden rate of 10.2%. The number of primary joint replacements as well as the number of revisions in industrial nations like the US and Great Britain has constantly risen in the past decades<sup>2,3</sup>. Considering the aging of the population, this trend will continue and the number of revision operations will increase even stronger<sup>4</sup>.

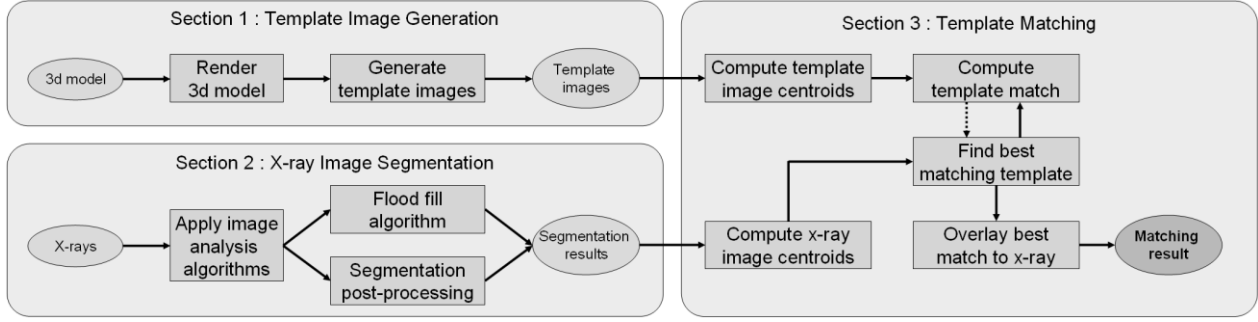
Revision joint replacement is an extraordinary challenge for the surgeon in terms of preoperative planning: knowing the exact type of the prosthesis that was implanted during primary replacement is a key factor. Only with this knowledge it is possible to provide suitable instruments, to ensure an acceptable duration of the procedure and to keep the damaging and loss of bone and soft-tissue to a minimum. Ensuring shorter operation times is especially important regarding the fact that a revision of total joint replacement is still associated with a higher rate of complications (such as deep vein thrombosis, bleeding and myocardial infarction amongst others) and costs nearly twice as much as primary arthroplasty<sup>4,5,6</sup>.

The typical patient presenting for a revision joint replacement usually does not know the exact type of prosthesis that was used in primary replacement. Also a sufficient documentation of the primary prosthesis as well as prosthesis IDs are often not available. Therefore the organisation of several different operation instruments or a freestyle approach for prosthesis removal is sometimes necessary. Furthermore, knowing the exact type of prosthesis, when planning a replacement, could facilitate a revision of only the damaged components in some cases.

The development of a software application that is able to identify the prosthesis within a set of x-ray images, compare the found prosthesis with a database, and tell the exact type of prosthesis fast and accurately seems to be a promising approach.

## 2 Methods

The application is separated into three major components (see Figure 1): The first component “Template Image Generation” adds 3d models of endoprostheses to a database. The second component “X-ray Image Segmentation” extracts endoprostheses from provided sets of x-ray images. Finally the third component “Template Matching” finds the best matching prosthesis types in the data base.



**Figure 1:** Flow chart and project structure of the developed application.

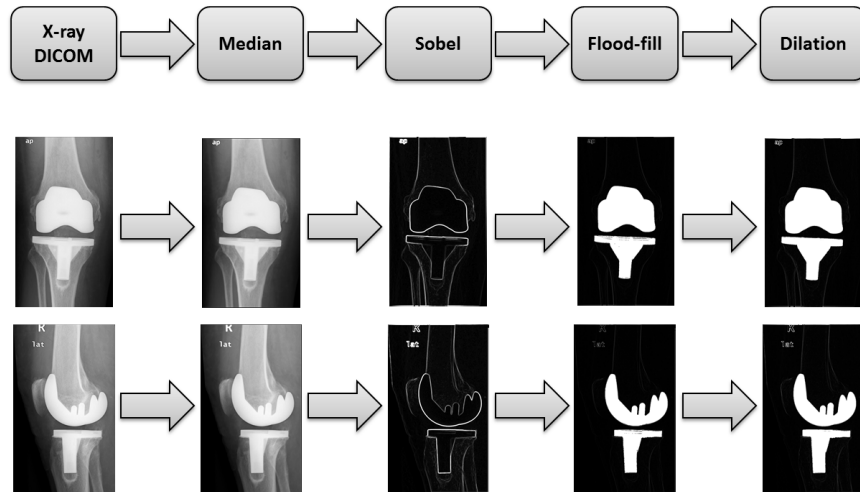
## Template Image Generation

Since it is necessary to compare 3d objects with 2d x-rays, 2d template images of the 3d CAD endoprosthesis models are generated. These template images represent the 3d models in all possible orientations. Template images are generated using standard computer graphics image rendering methods with a virtual camera rotating around the centre of the 3d model in all three rotational degrees of freedom (DoF). Subsequently, thresholding is used to segment the silhouette of the endoprosthesis model in the projected image.

In order to reduce the number of template images and also to reduce the amount of time needed to generate those template images, the images are aligned vertically along the major axis of the segmented prosthesis region utilizing central image moments. With this image based alignment, one rotational DoF – namely the rotation about the view axis of the virtual camera – can be renounced. In doing so, the time and memory complexity can be decreased from  $O(k^3)$  to  $O(k^2)$  with  $k$  being the number steps in a complete  $360^\circ$  rotation about one axis.

## X-ray Image Segmentation

Segmenting the endoprosthesis parts from given x-ray images is an important step in the prosthesis identification procedure. The following algorithm was implemented in order to extract the endoprosthesis part from x-rays given in DICOM format: First, a median filter is applied in order increase homogeneity in the area of the prosthesis while at the same time preserving the edges. Next, the Sobel operator is applied to highlight the edges around the prosthesis components. The third step requires some user interaction. The user has to select a seed point in the interior of the prosthesis components and also a colour similarity threshold value for a flood-fill algorithm, which follows. The final step is a Dilation algorithm, which is applied in order to fill small holes in the interior of the prosthesis area. Figure 2 illustrates the segmentation process and its results.

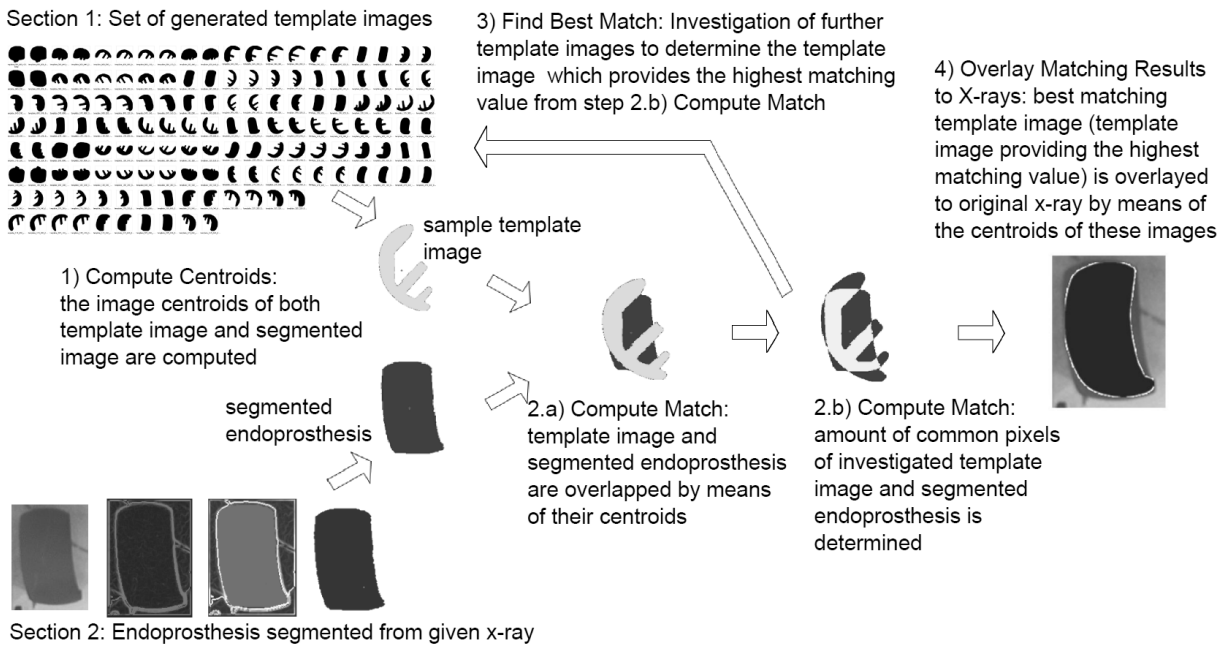


**Figure 2:** The implemented segmentation algorithm consisting of median filtering, Sobel operator application, flood-filling and Dilation (shown in the top row). The results achieved with an exemplary X-ray are shown in the AP (middle row) and lateral (bottom row) viewing direction.

## Template Matching

As a last step, the template images, which best match the segmented prosthesis silhouette from the provided x-ray images, is determined. The matching quality for a given combination of segmented silhouette and template image is computed in the following way: first, the centroids of both images are computed. Next, both images are layered, so that their centroids and major axes overlap. The matching quality is then determined as the number of pixels shared between template image and segmented X-ray image.

Since this method only calculates matching results for one pair of images, another algorithm is required to compare a set of results, so that a variety of different template images may be considered. The project implementation considers two cases: In the first case, only one x-ray is given as an input and the matching result is based on only one x-ray extraction. The second case provides two x-rays (lateral and frontal) as input. Therefore, matching results must be based on the segmentation results of both x-rays; meaning in particular that computed matching endoprostheses must guarantee satisfactory results for both images. The algorithm computes the degree of similarity by determining the amount of shared pixels, and then simply compares the degree of similarities of all pairs of extracted and template images. The Matching endoprostheses can be derived from the template image with the highest degree of similarity (see Figure 3).



**Figure 3:** The complete process of template image generation, endoprosthesis segmentation from given x-rays, and finally the matching of segmented endoprosthesis images to the template image database.

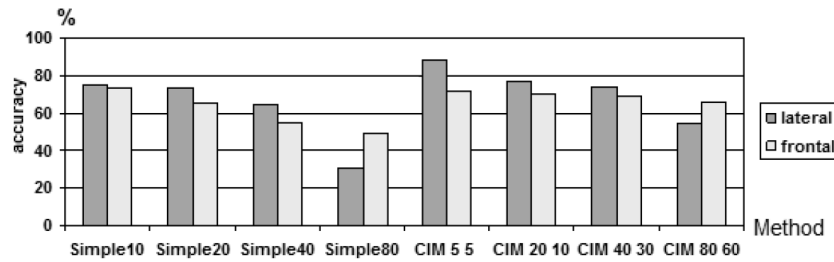
In order to find candidate template images more quickly Hu moments are used to pre-select templates with similar characteristics to those of the segmented X-ray images. The Hu moments are computed during the template image generation process and stored in a database together with the templates. When searching for possible candidate images in the database only those templates are considered, which have similar Hu moments as the endoprosthesis segmented from the x-rays. Utilizing Hu moments in this way the matching / identification process can be realized more efficiently as inappropriate matches (as illustrated in Figure 3) don't need to be considered.

## 3 Results

At the current stage of the project, only one prosthesis model (Fa. Corin, Knee Prothesis Uniglide) was available for evaluating the algorithms presented above.

To evaluate the template identification process, template images have been generated with different angle step sizes. Furthermore, template images were generated with and without alignment to their major axis in order to evaluate its effects on the resulting identification accuracies. It could be shown that a step size of  $5^\circ$  achieves very accurate identifications with accuracies of about 90% for lateral and over 70% for frontal images. With larger step sizes, the accuracies degrade, such that step sizes over  $20^\circ$  are no longer applicable. Furthermore it could be shown, that utilizing image central moments in order to renounce one rotational DoF, is applicable and achieves comparable accuracies while reducing memory and computation complexity (see Figure 4).





**Figure 4:** Results of our prosthesis identification process, comparing the best matching template to a manually segmented x-ray of the prosthesis: *Simple*  $x$  = rotation about all three axes with a degree step size of  $x$ ; *CIM*  $x$   $y$  = rotation with image alignment to central moments using angle step sizes of  $x$  degrees around the  $x$ -axis and  $y$  degrees around the  $y$ -axis; accuracy is the number of pixels that the determined matching result has in common with the manual segmentation divided by the total amount of template image pixels

## 4 Discussion

The software based matching of X-ray images and 3D models of knee prostheses or prostheses in general can be very helpful for the surgeon to plan a challenging operation. Therefore it is necessary to achieve a high sensitivity and a high specificity.

The segmentation procedure in its current stage, utilizing common segmentation algorithms, does not always lead to optimal results. Advanced algorithms like Canny edge detection or region growing might improve the segmentation results and will be evaluated in our future work. Furthermore, problems like possibly overlapping prosthesis components in the X-ray or indistinct edges due to cemented prosthesis components will be addressed in our future work.

A weak point is the limited amount of currently available data. Due to lacking 3d models, the recent state of the application considers one type of endoprosthesis only. So until now, no conclusions about the discriminability between different prosthesis types can be drawn. With the help of original CAD data and data obtained from CT-scans we hope to further optimize the speed and accuracy of matching of x-ray images and template images derived from 3d models. After including further 3d models as a next step, an analysis of discrimination can be performed for further evaluation of our approach.

Our current results at this stage of development are promising, so we are looking forward to the next steps to support the surgeon in future efficiently. The goal of a fast and accurate identification of prostheses when planning a revision operation could ultimately lead to a more cost-effective preparation, less complications due to shorter operation duration and less bone and soft-tissue damage.

## 5 References

- [1] BQS-Institut: *BQS Qualitätsreport 2008*. (Düsseldorf, 2008).
- [2] Culliford DJ, Maskell J, Beard DJ, Murray DW, Price AJ, Arden NK: Temporal trends in hip and knee replacement in the United Kingdom: 1991 to 2006. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* **92**, 130-5 (2010).
- [3] Kurtz SM, Ong KL, Schmier J, Zhao K, Mowat F, Lau E: Primary and revision arthroplasty surgery caseloads in the United States from 1990 to 2004. *The Journal of arthroplasty* **24**, 195-203 (2009).
- [4] Saleh KJ, Rand JA, McQueen DA: Current Status of Revision Total Knee Arthroplasty: How Do We Assess Results? *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)* **85**, S18-S20 (2003).
- [5] Poultsides LA, Gonzalez Della Valle A, Memtsoudis SG, Ma Y, Roberts T, Sharrock N: Meta-analysis of cause of death following total joint replacement using different thromboprophylaxis regimens. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* **94**, 113-21 (2012).
- [6] Kurtz S, Mowat F, Ong K, Chan N, Lau E, Halpern M: Prevalence of primary and revision total hip and knee arthroplasty in the United States from 1990 through 2002. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* **87**, 1487-97 (2005).

# Berechnung von Korrekturwinkeln für Hohe Tibia Osteotomie anhand von 3d Oberflächendruckverteilungen im Knie

A. Sommerkorn<sup>1</sup>, R. Westphal<sup>1</sup>, U. Wiebking<sup>2</sup>, E. Liodakis<sup>2</sup>, C. Krettek<sup>2</sup>, F. Wahl<sup>1</sup>

<sup>1</sup> TU Braunschweig, Institut für Robotik und Prozessinformatik, Braunschweig, Germany

<sup>2</sup> Medizinische Hochschule Hannover, Unfallchirurgie, Hannover, Germany

Kontakt: ralf.westphal@tu-bs.de

## Abstract:

Der Korrekturwinkel für Hohe Tibia Osteotomien (HTO) wird üblicherweise geometrisch mit Hilfe von Ganzbeinstandaufnahmen ermittelt. Es wird angenommen, dass die mechanische Achse zwischen Femurkopf und Sprunggelenk durch das Kniezentrum führen muss, um eine optimale Druckverteilung zwischen lateralem und medialem Kompartiment herzustellen. Dabei werden individuelle Unterschiede in der Form des Tibiaplateaus und der Femurkondylen außer Acht gelassen. In dieser Arbeit wird ein Ansatz zur biomechanischen Bestimmung des Korrekturwinkels über die explizite Berechnung der Druckverteilung innerhalb des Knies mit Hilfe der Diskrete Elemente Analyse (DEA) vorgestellt. Diese Methode ist darüber hinaus in der Lage, auch bereits degeneriertes Knorpelgewebe zu modellieren.

Schlüsselworte: Diskrete Elemente Analyse, DEA, Hohe Tibia Osteotomie, HTO, Biomechanik, Druckverteilung

## 1 Problem

Gonarthrose ist eine der häufigsten Krankheiten in der immer älter werdenden Bevölkerung von hochentwickelten Ländern. Zurzeit ist anzunehmen, dass 45% der Erwachsenen in den USA gonarthrotische Beschwerden entwickeln werden [1]. Diese degenerative Krankheit führt zu einem Verlust von dämpfendem Weichteilgewebe im Gelenk und wird bei Fehlstellung der unteren Extremitäten auch schon in jungen Jahren begünstigt. Um das Einsetzen einer Knieprothese zu verhindern bzw. möglichst lange zu verzögern wird die Fehlstellung der Beine häufig mit Hilfe einer Korrekturosteotomie beseitigt. Die hier betrachtete Hohe Tibia Osteotomie (HTO) wird meistens geometrisch mit Hilfe von Röntgenbildern geplant und im OP mit speziellen Navigationsmodulen zur Einstellung der mechanischen Achse durchgeführt. Zur Herstellung der korrekten Achse, wird der Korrekturwinkel so geplant, dass die mechanische Achse durch das Kniezentrum verläuft (Abbildung 1a). Je nach Indikation kann auch eine leichte „Überkorrektur“ erfolgen, um dadurch das bereits degenerierte Kompartiment zu entlasten. Eine solche rein geometrische Planung wird allerdings deformiertem Knochen oder bereits degeneriertem Gewebe nicht vollends gerecht. Es wird daher eine Methode zur Osteotomieplanung auf Basis eines dreidimensionalen Kniemodells aus patientenspezifischen CT-Daten vorgestellt.

## 2 Methoden

Zur Berechnung der Oberflächendruckverteilung wird die Diskrete Elemente Analyse (DEA, auch als Rigid Body Spring Model Methode bekannt) [2] verwendet. Das Verfahren wurde sowohl in 2d [3] als auch in 3d [4] mit realen Druckmessungen im Knie verglichen. Bei der DEA werden die Knochen (Femur und Tibia) als starre Körper und die Kontaktfläche im Knie als eine Menge von Federn modelliert (vgl. Abbildung 1b). Für eine globale Eingangskraft  $F_G$  wird eine globale virtuelle Verschiebung  $U_G$  des durch die Steifigkeitsmatrix  $[K]$  beschriebenen Systems berechnet.

$$F_G = [K] \cdot U_G$$

Die Gesamtsteifigkeitsmatrix  $[K]$  berechnet sich dabei aus der Summe der einzelnen lokalen Federsteifigkeiten, die ins globale Koordinatensystem transformiert werden.  $[B_i]$  stellt eine Transformation von den Referenzkoordinatensystemen in das Koordinatensystem der i-ten Feder dar.

$$[K] = \sum [B_i]^T [D_i] [B_i]$$

Der Oberflächendruck wird mit Hilfe der Methode der virtuellen Arbeit berechnet. Die globale virtuelle Verschiebung  $U_G$  der Referenzpunkte  $R_T$  (Tibia) und  $R_F$  (Femur) bewirkt im lokalen Koordinatensystem der Feder  $i$  eine lokale Verschiebung  $u_i$ . Aufgrund der Steifigkeit  $D_i$  wird somit virtuelle Arbeit verrichtet.

$$\begin{aligned} u_i &= [B_i] \cdot U_G \\ f_i &= [D_i] \cdot u_i \end{aligned}$$

Dieses Lösungsverfahren liefert eine Federspannkraft für jede Feder. Bei einer positiven Steifigkeit  $D_i$  gilt: Ist die lokale Verschiebung positiv, so ist auch die resultierende Kraft positiv. Bei einer negativen Verschiebung ist die resultierende Kraft hingegen negativ. Bildlich gesprochen wird die Feder bei einer positiven Verschiebung komprimiert, wohingegen sie bei einer negativen Verschiebung gedehnt wird.

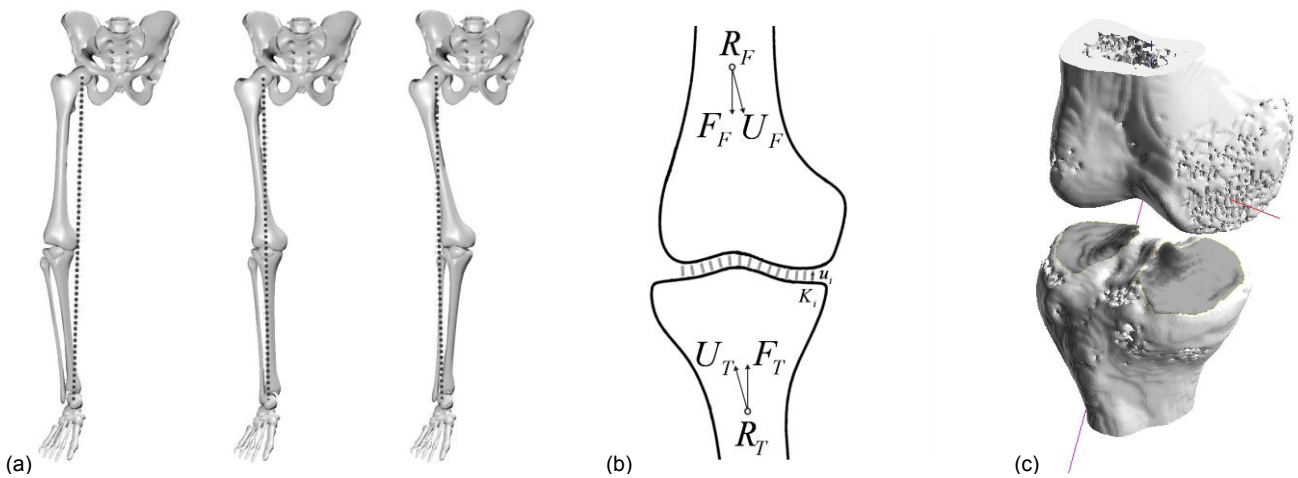
Bei der Druckanalyse spielt nur die Kompression eine Rolle, so dass die gedehnten Federn aus dem Modell entfernt werden müssen. Die übrigen Federn bilden eine neue Steifigkeitsmatrix  $[K']$ , die zu einer neuen Lösung des Gleichungssystems führt.

$$F_G = [K'] \cdot U_G'$$

Nach mehreren Iterationen dieses Verfahrens kann genau die Steifigkeitsmatrix  $[K]$  gefunden werden, die der aktuellen Kontaktsituation entspricht.

Der Vektor  $F_G = [F_F, F_T]$  hat zwölf Komponenten, jeweils drei Kraft- und drei Drehmomentkomponenten für jeden der beiden starren Körper, die an den Referenzpunkten  $R_T$  und  $R_F$  wirken.  $U_G = [U_F, U_T]$  ist ebenfalls ein Vektor mit zwölf Komponenten, der die virtuelle Verschiebung der Referenzpunkte  $R_T$  und  $R_F$  beschreibt. Wird die Steifigkeitsmatrix  $[K]$  nur mit Hilfe der Oberflächenfedern auf dem Tibiaplateau gebildet, so entsteht ein sehr instabiles System. Die Kondition der Matrix ist sehr hoch, so dass sich numerische Fehler bei der Lösung stark auf das Ergebnis auswirken. Es ist mit dieser  $12 \times 12$  Matrix im Allgemeinen nicht möglich, das Gleichungssystem zu lösen. Daher werden Nebenbedingungen eingeführt, die zu einer Dimensionsreduktion führen.  $F_G$  wird auf einen dreidimensionalen Vektor reduziert, so dass die Lösung des Systems in einer rein translatorischen Verschiebung eines starren Körpers resultiert. Der zweite Körper wird festgehalten und auch die daran angreifenden Reaktionskräfte müssen nicht explizit berechnet werden. Um die Kondition der Steifigkeitsmatrix ohne Nebenbedingungen zu reduzieren, wäre es nötig, auch die das Knie stabilisierenden Bänder in Form von dehnbaren Federn mit in die Berechnung einzubeziehen.

Für die geometrische Modellierung der Kontaktfläche wird aus CT-Daten nach Anwendung eines Hounsfield Schwellwerts ein 3d Oberflächenmodell des Knochens (Abbildung 1c) erstellt. Um die Genauigkeit zu erhöhen und Probleme der Schwellwert-Segmentierung, wie z.B. die Trennung einzelner Knochen im Gelenkbereich, die präzise Abgrenzung zum Knorpelbereich und der zuverlässige Umgang mit osteoporotischen Strukturen, zu umgehen, soll in Zukunft eine modellbasierte Segmentierung durchgeführt werden. Erste Arbeiten basierend auf statistischen Modellen der Kniegeometrie wurden bereits unter [5] veröffentlicht. Auf dem Tibiaplateau des Modells wird die Kontaktfläche zwischen Tibia und Femur manuell segmentiert. Dieses Dreiecksnetz dient als Eingangsdatum für die DEA. An jedem Vertex des Dreiecksnetzes wird in Normalenrichtung der Oberfläche eine komprimierbare Feder modelliert. In diesen Punkten stehen Tibia und Femur in unserem vereinfachten Modell in direktem Kontakt. Der resultierende Druck ist abhängig von der eingeleiteten Kraft und der Federsteifigkeit, die in Abhängigkeit von Materialparametern und Stärke des Knorpels gewählt wird. Die Steifigkeit dieser Federn hängt von den Materialparametern und der Dicke des Gelenkknorpels ab. Über die lokal definierbare Steifigkeit kann mit einfachen Mitteln defektes und verschlissenes Gewebe modelliert werden (Abbildung 3).



**Abbildung 1:** (a) Mechanische Achse des Knie. (b) Koordinatensystem sowie Kraft- und Verschiebungsvektoren der DEA. (c) Oberflächendruckverteilung bei Varusstellung. Eine farbige Version der Abbildung ist über folgenden Link zu finden: <http://www.rob.cs.tu-bs.de/research/projects/correctionsurgery>.

Aufbauend auf der DEA wurde in dieser Arbeit ein Algorithmus entwickelt, der für ein vorgegebenes Druckverhältnis zwischen lateralem und medialem Kompartiment den Korrekturwinkel für eine entsprechende Osteotomie berechnet. Dabei beschränkt sich der Algorithmus zunächst auf den tibiofemorale Winkel in der Frontalebene.

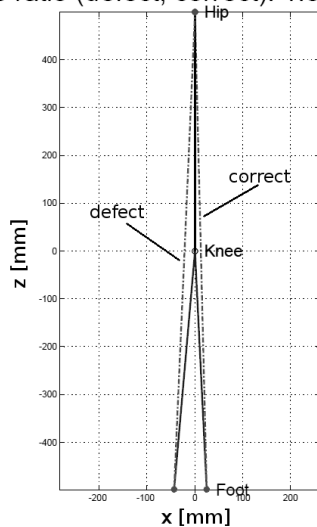
In einem Matlab-Programm wird dabei ein initialer Winkel vorgegeben, woraus die Richtung des Gewichtskraftvektors resultiert. Der entwickelte Algorithmus berechnet dazu die Oberflächendruckverteilung und bildet das Druckverhältnis zwischen medialem und lateralem Kompartiment für ein vorgegebenes Bewertungsmaß. Entsprechende Maße können beispielsweise die durchschnittliche Federspannkraft, Kraftspitzen oder die Summe der Federkräfte sein. Die Analyse der möglichen Bewertungsmaße hinsichtlich ihrer Eignung zur Berechnung eines aus biomechanischer Sicht optimalen Korrekturwinkels ist Gegenstand unserer zukünftigen Arbeiten. Denkbar wären auch Ansätze, bei denen verschiedene Bewertungsmaße in einer Kostenfunktion kombiniert werden. Der Algorithmus verändert iterativ den Winkel, bis ein vorgegebenes Druckverhältnis gefunden ist.

### 3 Ergebnisse

Abbildung 2 zeigt das Ergebnis des Algorithmus. Der initiale tibiofemorale Winkel ist mit  $-5^\circ$  gewählt. Das Zielverhältnis zwischen der medialen und lateralen durchschnittlichen Federspannkraft ist mit 1.0 angegeben. Die Kontaktfläche ist durch 493 Federn mit einer normierten Federsteifigkeit von 1 N/mm modelliert. Der optimale Winkel wird anhand des Durchschnittsdrucks ermittelt.

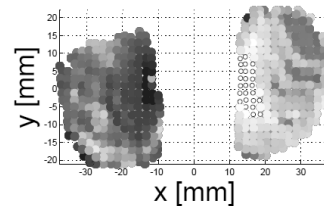
Die Grafik oben rechts zeigt die Druckverteilung unter dem initialen Winkel. Das mediale Kompartiment ist deutlich stärker belastet. Das Druckverhältnis ist 1.8101. Die Grafik unten rechts zeigt die Druckverteilung nach der Korrektur, es wurde ein Druckverhältnis von 0.99116 erreicht. Die linke Grafik visualisiert die Beinachsen für den initialen Winkel und den korrigierten Winkel (hier  $2.8125^\circ$ ).

initial angle: -5 corrected angle: 2.8125  
pressure ratio (defect, correct): 1.8101, 0.99116

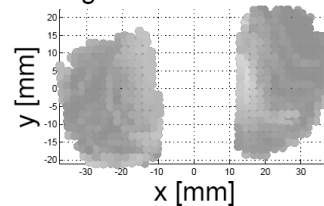


average medial spring force: 1.4321 N  
average lateral spring force: 0.79115 N

initial ratio: 1.8101



average medial spring force: 1.0686 N  
average lateral spring force: 1.0782 N  
goal ratio: 0.99116



**Abbildung 2:** Ergebnisse der Korrektur bei Optimierung anhand des Durchschnittsdrucks. Die Grafik links zeigt die mechanische Achse des Beins vor und nach der Korrektur. Rechts oben ist die Druckverteilung vor der Korrektur und rechts unten nach der Korrektur zu sehen.

Um die Auswirkung von unterschiedlichen Federspannkraften entlang einer Oberfläche zu analysieren, wurde ein einfaches 2d Modell, wie es in Abbildung 3 dargestellt wird, erstellt. Entlang einer gestauchten Sinuskurve sind 150 Federn mit einer Federsteifigkeit von je 1 N/mm verteilt (Abbildung 3, links). Die Kurve bildet die Kontaktfläche zwischen den starren Körpern 1 und 2, die durch die Referenzpunkte  $R_1$  und  $R_2$  repräsentiert werden. Das Aufbringen einer Kraft  $F_2$  von 100 N im Referenzpunkt  $R_2$  in Y-Richtung resultiert in einer gleichmäßigen Druckverteilung entlang der Kontaktfläche (Abbildung 3, links unten). Im zweiten Modell (Abbildung 3, rechts) wurde die Federsteifigkeit entlang der Kontaktfläche von links nach rechts linear skaliert. Das heißt die Feder, die am weitesten links liegt, hat eine Steifigkeit von 1 N/mm, die Feder am weitesten rechts eine Steifigkeit von 5 N/mm. Die Federsteifigkeiten der Federn dazwischen sind entsprechend linear interpoliert skaliert. Die gleiche Eingangskraft resultiert nun in einer veränderten virtuellen Verschiebung  $U_2$  von  $R_2$ , diese wiederum führt zu einer veränderten Druckverteilung (Abbildung 3, rechts unten).

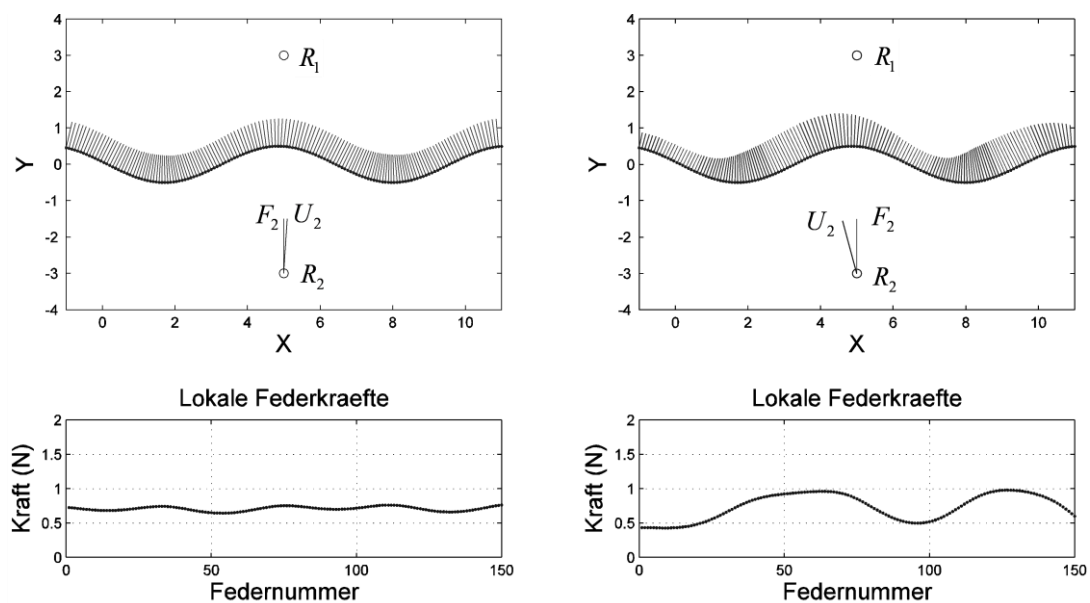
## 4 Diskussion

Es wurde ein Konzept zur Berechnung von Korrekturwinkeln für Umstellungsosteotomien vorgestellt. Das aktuell verwendete Kniemodell beinhaltet noch keine Information über die Spannung der kniestabilisierenden Bänder (mediales und laterales Kollateralband). Diese Bänder können in einem erweiterten Modell als dehnbare Federn modelliert werden und dazu beitragen, die Kondition der Steifigkeitsmatrix  $[K]$  zu reduzieren. Ein entsprechend vollständiges Modell könnte die in den Methoden besprochene Dimensionsreduktion überflüssig machen. Ein weiterer Punkt, der vor der Erstellung eines patientenspezifischen Modells betrachtet werden sollte, ist der Zusammenhang zwischen den Steifigkeiten der Federn, die die Kontaktfläche modellieren, und dem tatsächlich vorhandenen Knorpelgewebe. So ist es z.B. denkbar, aus MRT Aufnahmen den Gelenkknorpel zu segmentieren und aus der Stärke des Gewebes die Steifigkeit zu berechnen. Hier gilt ein umgekehrt proportionaler Zusammenhang, d.h. je dünner das Knorpelgewebe, desto höher die Federsteifigkeit. Eine hohe Federsteifigkeit bewirkt schon bei geringer Kompression hohe Kräfte.

Im Bereich der (bio-)mechanischen Modellierung und Simulation kommen häufig FEM-Systeme zum Einsatz. Unser DEA-basierter Ansatz hat gegenüber FEM den Vorteil, dass die Simulation in Echtzeit erfolgen kann, wodurch die Optimierung des Korrekturwinkels im Sekundenbereich möglich ist. Darüber hinaus kann so auch während der Operation die aktuelle Lage in Echtzeit analysiert und bewertet werden.

Durch den Einsatz modellbasierter Planungssysteme im Anwendungsgebiet der HTO können zukünftig biomechanisch optimierte Korrekturen geplant werden, wodurch der prothetische Ersatz so lange wie möglich hinausgezögert werden kann. Obwohl grundsätzlich die Eignung der DEA zu Bestimmung der Kraftverteilung bereits gezeigt wurde [3, 4], so sind dennoch weitere Studien erforderlich, um z.B. geeignete Maße für die Optimierung der Lastverteilung zu bestimmen und den tatsächlichen erreichbaren Nutzen für den Patienten zu bewerten.

Diese Arbeiten sind im Rahmen einer DFG-Förderung „Roboterassistierte Umstellungsosteotomie“ entstanden.



**Abbildung 3:** Unterschiedliche Druckverteilung bei gleicher Federspannkraft (links) und nach rechts linear ansteigender Federspannkraft (rechts).

## 5 Referenzen

- [1] Murphy L, Schwartz TA, Helmick CG et al.: Lifetime risk of symptomatic knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 59:1207–1213, 2008
- [2] An KN, Himeno A, Tsumura H, Kawai T, Chao EY: Pressure distribution on articular surfaces: application to joint stability evaluation. *Journal of biomechanics*, Elsevier, 1990
- [3] Anderson DD, Iyer KS, Segal NA, Lynch JA, Brown TD: Implementation of discrete element analysis for subject-specific, populationwide investigations of habitual contact stress exposure. *J Appl Biomech.*, May;26(2):215-23, Elsevier, 2010
- [4] Miller EJ, Riemer RF, Haut Donahue TL, Kaufman KR: Experimental validation of a tibiofemoral model for analyzing joint force distribution., *J Biomech.*, June 19; 42(9): 1355–1359., Elsevier, 2009
- [5] Last C, Sommerkorn A, Westphal R, Wiebking U, Krettek C, Wahl F: Fully automatic knee CT image segmentation with locally adaptive shape priors (Poster), *CARS 2012*, Pisa, Italien, 2012

# 3D-Planung von Trajektorie und Objekt bei neurochirurgischen Wirbelsäuleneingriffen

## - Eine Fallbeschreibung -

Wissenschaftlicher Beitrag  
für die 11. CURAC Jahrestagung 2012

Kosterhon M.<sup>1</sup>, Gutenberg A.<sup>1</sup>, Schwandt E.<sup>1</sup>, Conrad J.<sup>1</sup>, Kantelhardt S.R.<sup>1</sup>, Amr A.N.<sup>1</sup>, Gawehn J.<sup>2</sup>, Giese A.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universitätsmedizin Mainz, Neurochirurgische Klinik und Poliklinik, Mainz, Germany

<sup>2</sup> Universitätsmedizin Mainz, Institut für Neuroradiologie, Mainz, Germany

Kontakt: alf.giese@unimedizin-mainz.de

### Abstract:

*Wir stellen eine neue Möglichkeit zur dreidimensionalen, präoperativen Planung vor, die nicht nur die Planung von minimalinvasiven Zugangswegen zur Wirbelsäule, sondern darüber hinaus auch eine 3D Modellierung von Instrumenten und die präoperative virtuelle Platzierung von realen Implantaten erlauben soll. Wir testeten diese Vorgehensweise erstmals im Rahmen des Débridement bei einer Patientin mit Spondylodiscitis.*

*Schlüsselworte: 3D präoperative Zugangsplanung, Implantatmodellierung, intraoperative 3D Navigation*

## 1 Problem

Der Vorteil minimalinvasiver Operationstechniken liegt auf der Hand: durch ein geringeres Trauma werden sowohl intra- als auch postoperative Komplikationen reduziert und die stationären Aufenthaltszeiten verkürzt sich (1,3).

Im Gegensatz zu kranialen Eingriffen sind bei neurochirurgischen Wirbelsäulenoperationen virtuell geplante und navigationsgeführte minimalinvasive Verfahren noch wenig etabliert oder auf sehr spezifische Einsatzgebiete beschränkt.

Die meisten minimalinvasiven Verfahren beruhen in der transkutanen Applikation von z.B. Pedikelschrauben zur dorsalen Fusion (2). Andere, komplexere Eingriffe, wie z.B. der Wirbelkörperersatz, lassen sich perkutan jedoch nur schwer umsetzen, insbesondere an der Lendenwirbelsäule, da hier aufgrund der muskulären Umbauung und der ventrolateral gelegenen Organsysteme eine offene Darstellung des Operationssitus zu bevorzugen ist (1).

Wir haben ein bislang noch nicht etabliertes Verfahren entwickelt und an einer Patientin erprobt, das es ermöglicht in einfachen Schritten sowie mit bereits verfügbarer Software, eine 3D Planung von Operationstrajektorie, Instrumenten und Implantaten in präoperativ gefertigte 3D-CT-Sequenzen zu integrieren und so für die navigationsgestützte Wirbelsäulenchirurgie intraoperativ verfügbar zu machen. Langfristiges Ziel ist es durch schonende minimalinvasive transkutane Zugänge eine sichere und patientenabgestimmte Implantatapplikation an der Wirbelsäule zu ermöglichen.

Wir testeten dieses Planungsverfahren erstmals im Rahmen des Débridement des Bandscheibenfachs bei einer Patientin mit Spondylodiscitis. Nachdem zuvor durch robotergeführte (Renaissance™, Mazor Robotics Ltd.), perkutane, dorsale Spondylodese eine Stabilisierung erfolgte, konnte anschließend sicher transkutan von lateral zum infizierten Bandscheibenfach 3D navigiert und dieses erfolgreich ausgeräumt werden.

## 2 Methoden

### 2.1 Bildgebung

Der Zugangsplanung liegen, nach vorausgegangener diagnostischer Bildgebung, sowohl computer- als auch magnetresonanztomographische 3D-Datensätze zugrunde.

Die 3D-CT-Daten werden ohne Gantryneigung und unter Miterfassung der Hautgrenze über eine maximale Scanlänge von 300 mm und einem FoV (Field of view) von 320 mm mit 120 kV in 0,5 mm Schichtdicke, Rekonstruktionsinkrement 0,3 mm, Vo-

xelgröße 0,332 x 0,332 x 0,4 mm, Standard- LWS- Rekonstruktionskern (Fa. Toshiba, 32 Zeilen- Scanner Aquilon), Akquisitionszeit 31s, gewonnen.

Die 3D-MRT-Daten sollen mehreren Anforderungen genügen:

1. Erfassung des für Planung interessierenden Bereichs einschließlich der Hautgrenzen auch bei korpulenten Patienten.
2. T1- und T2- gewichtete Darstellung der Pathologie und ihrer Umgebung in ausreichender Auflösung, nach Möglichkeit auch mit Differenzierbarkeit einzelner Nervenwurzeln.
3. Vermeidung von Bewegungs- und Einfaltungsartefakten.
4. Für den Patienten zumutbare Zeit der Datenakquisition.

Eine singuläre 3D-Sequenz erfüllt diese Ansprüche nicht. Als geeignet erweist sich eine Kombination aus einer coronaren, T2-gewichteten Sequenz mit großem FoV und einer T1-gewichteten, transversal orientierten Sequenz mit kleinem FoV und hoher Auflösung.

Parameter der 3D-Datensätze an einem 3T Siemens Skyra MR-Tomographen, Wirbelspule + Bauchspule:

- 1.) Variabler Flipwinkel: T2 spc coronar, TR = 1520 ms, TE = 130 ms, FoV: 380 mm, 144 Schichten, Phasenkodierung hf mit 80 % Oversampling und 11% Schichtoversampling, Schichtdicke 1mm, Matrix 482\*512, Voxelgröße 0,586 x 0,586 x 1,0 mm, Parallelakquisitionsfaktor 2, Akquisitionen 1,4, Akquisitionszeit 10:38 min und
- 2.) Gradientenecho: T1 vibe transversal, TR = 7 ms, TE = 2,45 ms, FoV: 160 mm, 224 Schichten, Phasenkodierung ap mit 90 % Oversampling und 57% Schichtoversampling, Schichtdicke 1 mm, Matrix 248\*256, Voxelgröße 0,625 x 0,625 x 1,0 mm, Akquisition 1, Akquisitionszeit 10:37 min.

Trotz der relativ langen Akquisitionszeit zeigen sich bei der untersuchten Patientin außer den atmungsabhängigen Verschiebungen im Bereich der Bauchorgane keine Bewegungsartefakte im interessierenden Teil der Lendenwirbelsäule.

Die Datensätze werden anschließend über das klinikinterne Netzwerk auf eine Planungsworkstation transferiert und weiter bearbeitet.

## 2.2 3D-Planung

Im Anschluss erfolgt die dreidimensionale Zugangsplanung mit der Visualisierungssoftware Amira® (Visage Imaging GmbH, Berlin). Die Vorgehensweise ist dabei ähnlich der in (5) beschriebenen Technik.

**Schritt 1:** Import der MRT- und CT-Bildsequenzen im DICOM-Format

**Schritt 2:** Fusionierung der Datensätze durch integrierte Registrierfunktion (Abb.1, 1)

Die MRT-Daten werden dabei durch Rotation und Translation auf das 3D-CT angepasst und die Passgenauigkeit anschließend durch unterschiedliches Anfärben der beiden Sequenzen kontrolliert.

**Schritt 3:** Manuelle Segmentierung relevanter Strukturen wie Nervenwurzeln, Bandscheiben oder Harnleiter (Abb.1, 2)

**Schritt 4:** Planung des exakten Zugangskorridors durch einen aus Polygonen modellierten, exemplarisch hier eines virtuellen Trochars mit Positionierung zum Bandscheibenfach unter Umgehung der Nervenwurzeln.

Hierzu liegt der Trochar in ca. 30° zur Sagittalebene auf dem Querfortsatz desjenigen Wirbelkörpers auf, der das Bandscheibenfach nach unten hin begrenzt. Über dem Trochar zieht der aus dem darüberliegenden Segment austretende Spinalnerv nach caudal. (Abb.1, 3)

Im vorliegenden Fall konnte in dieser Lücke ein Trochar mit 6,3 mm Außendurchmesser platziert

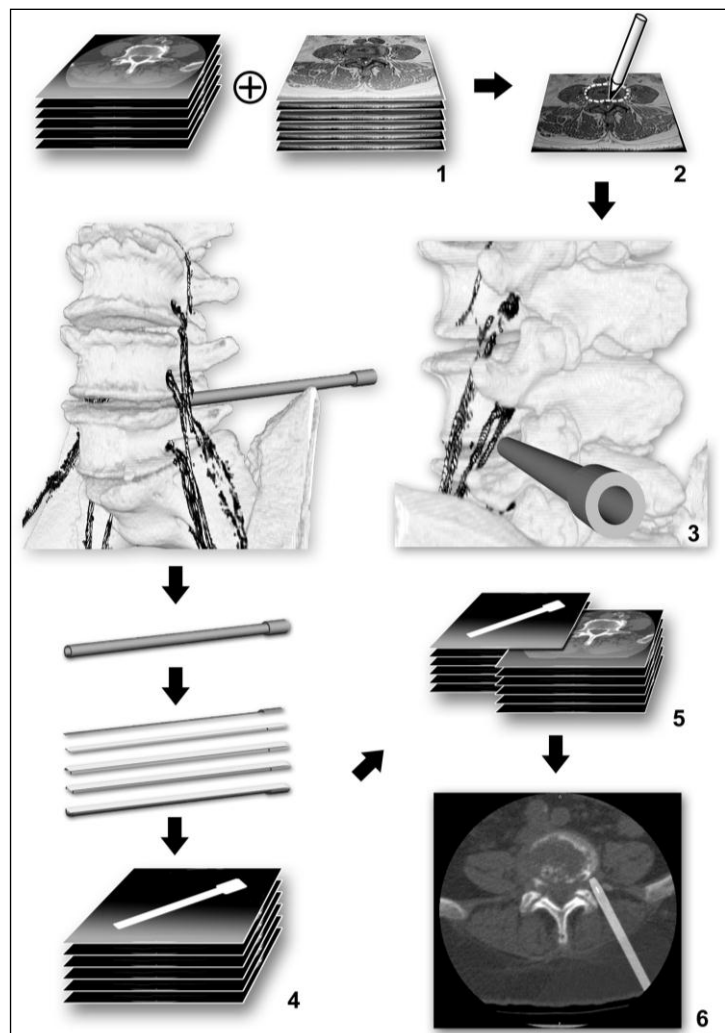


Abb. 1: Workflow bei der virtuellen Zugangsplanung

werden, ohne, dass die genannten umgebenden Strukturen durchdrungen wurden.

**Schritt 5:** Zerlegung des platzierten Trochars in eine Schichtbildsequenz (Abb.1, 4)

**Schritt 6:** Fusion der Trocharsequenz mit dem 3D-CT und Export als DICOM (Abb.1, 5 & 6)

### 2.3 Einrichten des intraoperativen Navigationssystems

Für die Navigation und somit Einhaltung des geplanten Zugangskorridors während der Operation wird ein optisch getracktes Navigationssystem der Firma BRAINLAB verwendet.

Die zuvor erzeugte CT-Sequenz mit integriertem Zugangsweg wird in das Brainlabsystem geladen. Anschließend wird mittels einer Klemme am Dornfortsatz und daran befestigten Markern der Patientensitus mit dem Planungs-CT registriert. Dank der zuvor eingeplanten virtuellen Trajektorie kann in Echtzeit kontrolliert werden, ob beim Vordringen in die Tiefe der Zugangskorridor eingehalten wird. Über einen Führungsdraht wird ein stumpfer Dilator auf das Niveau der Bandscheibe vorgeschoben, dann darüber ein Trochar navigationsgeführt auf die Ebene der paraspinalen Nervenverläufe eingebracht. Unter endoskopischer Kontrolle wird der Trochar auf das Niveau der Bandscheibe geführt, diese eröffnet und mit navigationsgeführten Instrumenten debridiert.

## 3 Ergebnisse

Wir erprobten zunächst die Kompatibilität unseres Verfahrens mit den uns zur Verfügung stehenden Navigationssystemen und stellten fest, dass sich die erzeugten Planungssequenzen sowohl in das robotergestützte (Renaissance™, Mazor Robotics Ltd.) als auch das optisch getrackte Navigationssystem (BRAINLAB) laden lassen und damit intraoperativ einsetzbar sind.

In der dargestellten Operation konnten wir zeigen, dass nicht nur der dorsale Zugang zur Lendenwirbelsäule transkutan problemlos möglich ist, sondern auch ventrolaterale Zugänge geplant und transkutan sicher unter Bewahrung aller nervalen und intestinalen Strukturen durchgeführt werden können. Mit der neuartigen Möglichkeit, Implantate virtuell in Bilddateien zu integrieren, ergibt sich erstmals die Chance, Implantate den individuellen anatomischen Gegebenheiten des Patienten anpassen zu können.

Postoperativ war unsere Patientin beschwerdefrei und zeigte keinerlei sensomotorische Ausfälle. Das postoperative CT der LWS dokumentiert eine regelhafte Lage des Schrauben-Stab-Systems und suffiziente Evakuierung des Bandscheibenfachs.

## 4 Diskussion

Mit der von uns vorgestellten Methode ist es möglich virtuell geplante Trajektorien in bestehende Bilddaten eines Patienten zu integrieren und diese anschließend für die intraoperative Navigation zum betroffenen Zielgebiet an der Wirbelsäule zu verwenden. Der Vorteil dieser Methode liegt vor allen Dingen in der universellen Einsetzbarkeit mit den unterschiedlichen verfügbaren Navigations- und Robotersystemen, da diese letztlich immer auf präoperativ angefertigte 3D-Sequenzen zurückgreifen.

Weiterhin ist es mit dieser Methode möglich das Platzieren von Implantaten genau zu simulieren und diese anschließend mit dem ursprünglichen CT des Patienten zu kombinieren, wodurch schon vor dem eigentlichen Eingriff eine Bildsequenz mit dem Charakter eines postoperativen CTs entsteht (Abb. 2).

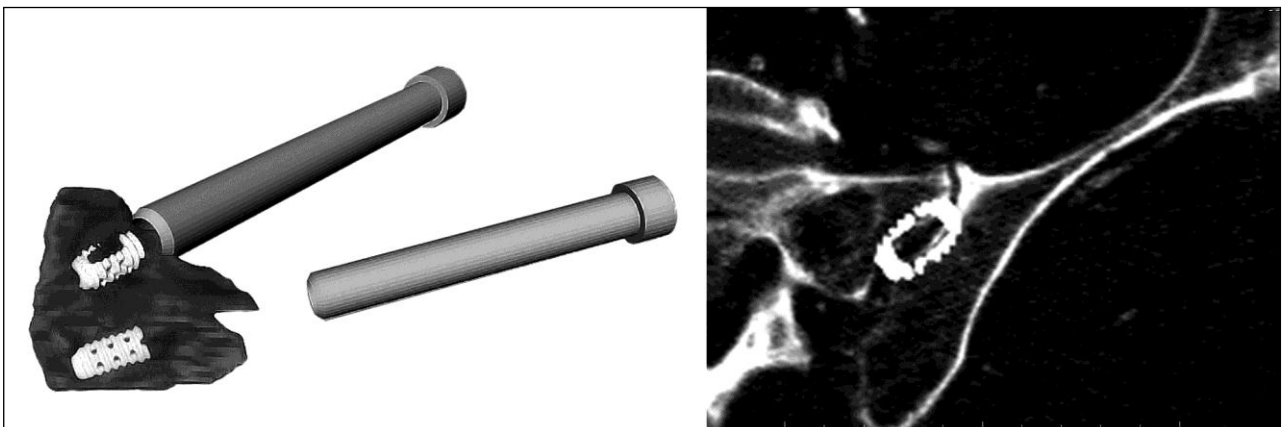


Abb. 2: Beispielhafte Darstellung der virtuellen Planung und Platzierung von Implantaten anhand zweier Cages in einem segmentierten Iliosakralgelenksspalt (links) sowie deren Fusion mit einem 3D-CT (rechts).



Dieses kann nach der Operation sehr einfach mit der tatsächlich postoperativ angefertigten Bildgebung verglichen und die erfolgreiche Positionierung der Implantate kontrolliert werden.

Derzeit noch limitierende Faktoren für den Einsatz solcher 3D-Planungen sind die Genauigkeit der Bildgebung sowie der zeitliche Aufwand, der vor allen Dingen durch die Notwendigkeit des manuellen Segmentierens relevanter Strukturen bedingt ist. Die Entwicklung semiautomatischer Segmentierungshilfen basierend auf statistischen Modellen lassen jedoch hoffen, dass diese Problematik in der Zukunft nur noch eine untergeordnete Rolle spielen werden (4).

## 5 Referenzen

- [1] Kantelhardt SR, Martinez R, Baerwinkel S, Burger R, Giese A, Rohde V (2010)  
Perioperative course and accuracy of screw positioning in conventional, open robotic-guided and percutaneous robotic-guided, pedicle screw placement, *Eur Spine J* (2011) 20:860–868, Springer
- [2] Berlemann U, Langlotz F, Langlotz U, Nolte LP (1997)  
Computer-assisted orthopedic surgery. From pedicle screw insertion to further applications, *Orthopäde* (1997) May;26(5):463-9, Springer
- [3] German JW, Foley KT (2005)  
Minimal access surgical techniques in the management of the painful lumbar motion segment, *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005 Aug 15;30(16 Suppl):S52-9. Review
- [4] Kainmueller D, Lamecker H, Seim H, Zinser M, Zachow S (2009)  
Automatic extraction of mandibular nerve and bone from cone-beam CT data, *Med Image Comput Comput Assist Interv*. 2009;12(Pt 2):76-83.
- [5] Zachow S, Kubiack K, Malinowski J, Lamecker H, Essig H, Gellrich N (2010)  
Modellgestützte chirurgische Rekonstruktion komplexer Mittelgesichtsfrakturen, *Biomed Tech* 2010; 55 (Suppl. 1), pp. 107-108, Walter de Gruyter

## Bedeutung der 3D-OP-Planung und 3D-Navigation für die minimal-invasive Neurochirurgie

### Autoren:

**E. S. Schwandt<sup>1</sup>, S. Kantelhardt<sup>1</sup>, A. Ayyad<sup>1</sup>, M. Kosterhon<sup>1</sup>, A. Stadie<sup>2</sup>, A. Giese<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Klinik für Neurochirurgie, Universitätsmedizin Mainz, Mainz, Germany

<sup>2</sup>Klinik für Neurochirurgie, Universitätsklinik Mannheim, Germany

### Abstract:

Seit 2004 wird zur dreidimensionalen OP-Planung in der Mainzer Neurochirurgie das Dextroscope-System genutzt, um neurochirurgische Eingriffe durch Optimierung der Zugangswege und Vorgehensweisen sicherer und schonender durchführen zu können. Hierzu werden zweidimensionale Schichtbildaufnahmen fusioniert.

Weltweit werden mittlerweile in den Operationssälen nahezu jeder größeren neurochirurgischen Abteilung Navigationsgeräte eingesetzt, die dem Chirurgen intraoperativ die Orientierung erleichtern. Auch diese Geräte verrechnen zweidimensionale Schichtbildaufnahmen und ermöglichen in diesen die Darstellung der exakten Position von OP-Instrumenten. Da es leider bislang nicht möglich war, die mit dem Dextroscope-System erstellten 3D-Planungsdaten zur intraoperativen Navigation zu nutzen, unternahmen wir nun erste Schritte, um mit präoperativ dreidimensional erstellten Planungsdaten intraoperativ dreidimensional navigieren zu können.

### Problem:

Bei komplizierten neurochirurgischen Operationen ist eine individuelle Vorbereitung und Planung besonders wichtig, durch Anstreben möglichst minimal-invasiver Techniken kann das Outcome verbessert werden.

Die Dextroscope-Planungssoftware errechnet aus hochauflösenden CT- und MRT-Datensätzen ein Modell des Patientenkopfes, welches dreidimensional in der virtuellen Realität projiziert wird. Der jeweilige intracranielle Befund kann untersucht werden, ebenso lassen sich einzelne Schritte der Operation, wie beispielsweise die Craniotomie, simulieren. Dies ermöglicht das Durchspielen und Optimieren verschiedener Szenarien, wodurch minimal-invasive Konzepte individuell entwickelt werden können. Die für eine OP-Planung aufzuwendende Zeit variiert je nach Komplexität des Falls und genutzter Datenmenge von 10 Minuten bis zu 2-3 Stunden. Seit 2004 wurden in unserer Abteilung mehr als 500 Operationen mit dem Dextroscope geplant, außerdem wurden mit dem System Studenten und medizinisches Personal unterrichtet.

Da mit dem Dextroscope-System keine navigierbaren Datensätze exportiert werden können, wurden zur intraoperativen Umsetzung der Planungsinformationen bislang Messungen von der virtuellen Hautoberfläche auf den Patientenkopf übertragen. Durch die Entwicklung neuer, navigationsfähiger Planungssoftware sollen die Vorteile moderner 3D-Op-Planung nun besser nutzbar werden.



Abb.1: Die zur dreidimensionalen Operationsplanung genutzten Geräte: links die Dextroscope- rechts die Setred-Planungseinheit

## Methode:

Das Dextroscope-System (volumen interactions, singapore) wird in unserer neurochirurgischen Abteilung regelmäßig zur Planung von minimal-invasiven Zugängen und Operationsstrategien genutzt. Für die 3D-Darstellung werden hochauflösende CT-, CTA-, MRT-, MRA-, fMRT, DTI und PET-Daten fusioniert. Anschließend können einzelne Strukturen wie Knochen, Arterien, Venen oder Tumoren separat dargestellt und bearbeitet werden, Winkel und Distanzen können auf verschiedenen Oberflächen berechnet werden. Die entstandenen Daten lassen sich jedoch bislang nicht in navigierbarem Dateiformat exportieren.

Die Samurai-Software und den 3-D-Monitor der Firma Setred ermöglicht Operations-Planung zwar nur in einem ausgewählten Datensatz, durch die Möglichkeit der Verbindung mit den Navigationssystemen der Firma Brain-Lab können diese Daten jedoch intraoperativ einfacher benutzt werden.

	n	CT	CTA	MRT	MRA	DTI	PET	RF	Art	Ven	Opt	Kno	Ven	Hirn	Haut
<b>Fälle gesamt</b>	589	386	79	492	291	40	12	349	313	118	119	375	102	304	314
<b>Tumor gesamt</b>	314														
<b>Meningeome</b>	121	97	13	106	70	6	0	121	88	45	50	101	21	64	73
<b>Gliome</b>	98	43	5	90	26	15	10	98	44	47	5	48	22	81	63
<b>Vasculär gesamt</b>	176														
<b>Aneurysmen</b>	73	42	43	32	42	0	0	0	73	4	18	62	6	21	21
<b>AVM</b>	28	20	3	28	49	3	0	8	28	28	0	19	13	25	28

Tab. 1: Mit der Dextroscope-Software geplante Fälle. Aufgelistet sind die Anzahl der zur Planung genutzten Datensätze (CT, CTA, MRT, MRA, DTI (Fibertracking) und PET) sowie die jeweils segmentierten Objekte (RF= Raumforderung, Art.= Arterien, Ven.= Venen, Opt.= N. opticus und Chiasma opticum, Kno.= knöcherne Strukturen, Ven.= Ventrikelsystem, Hirn= Gehirn, Haut= Hautoberfläche)

Am Beispiel der am häufigsten geplanten Eingriffe (Meningeom- und Gliom-Resektionen im Bereich Tumoren; Aneurysma- und AVM-Operationen im Bereich vasculäre Neurochirurgie) soll verdeutlicht werden, wie die genutzten Datensätze und herausgearbeiteten Strukturen je nach Erkrankung und Ziel der Operation variieren

## Ergebnisse:

Die Genauigkeit der Dextroscope-Planung konnte durch Überlagerung von postoperativen CT- und MRT-Datensätzen und prä- oder intraoperativen Aufnahmen mit den Dextroscope-Daten überprüft und vermessen werden. Es konnten Operations-Strategien entwickelt und Zugänge verkleinert werden.

Durch die Navigationsfähigkeit der durch die Samurai-Software erstellten Daten konnte die Navigation in ersten Versuchen am Modell wesentlich intuitiver und übersichtlicher durchgeführt werden.

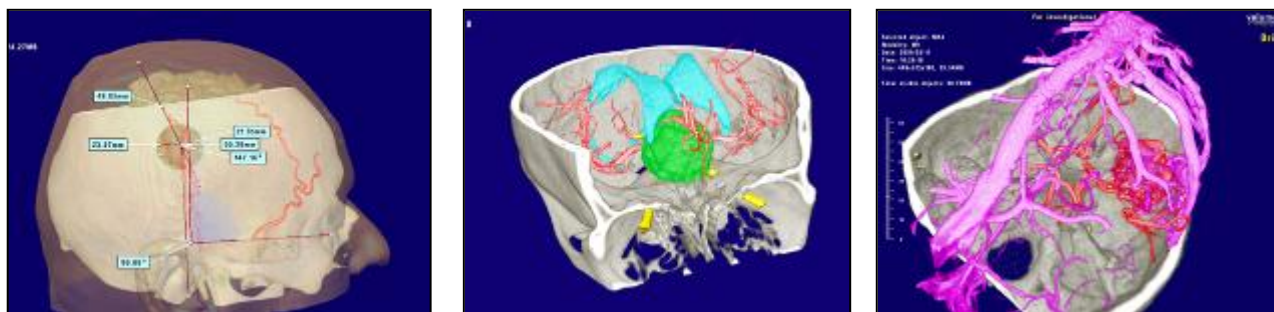


Abb. 2: Dextroscope-OP-Planung:

Links: Darstellung von Arterien, Gehirn, Schädelknochen und Hautoberfläche zur Planung einer Bypass-Operation (A. temporalis superficialis auf distalen Ast der A. cerebri media), auf der Hautoberfläche wurden Messungen durchgeführt, diese Koordinaten werden im OP-Saal auf den Pat.- Kopf übertragen.

Mittig: Darstellung von Tumor, Ventrikelsystem, Arterien, N. opticus und Schädelknochen zur Planung einer minimal-invasiven Meningeom-Resektion am planum shenoidale.

Rechts: Darstellung von arteriellen Zuflüssen und venöser Drainage einer zu resezierenden arterio-venösen Malformation (AVM)

## Zusammenfassung:

3D-OP-Planung ermöglicht dem Neurochirurgen eine genaue und wirklichkeitsnahe Vorbereitung auf den bevorstehenden Eingriff, wodurch sowohl Operationen für den Patienten schonender als auch Zeit und Kosten im Operationssaal eingespart werden können.

3D-Navigation ermöglicht eine optimale Nutzung der zuvor erstellten 3D-Planungsinformationen und ein rascheres und intuitiveres Arbeiten.

# Navigation in der orthognathen Chirurgie – experimentelle Untersuchung der Präzision an dreidimensional gedruckten Patientenmodellen.

## Wissenschaftlicher Beitrag für die 11. CURAC Jahrestagung 2012

*Michael Rohnen, Andreas Reinhardt, Jörg Wiltfang, Tobias Nitsche*

*Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Kiel, Germany*

Kontakt: rohen@mkg.uni-kiel.de

### **Abstract:**

Trotz besonderer Schwierigkeiten durch die Beweglichkeit des Unterkiefers im Kiefergelenk, konnte für den Einsatz intraoperativer Navigation in der Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie, durch Verwendung von okklusionsgestützten Splinten, eine gute Präzision nachgewiesen werden.

Zur Untersuchung der erreichbaren Präzision in den bei der Unterkieferosteotomie betroffenen Regionen wurden 3D-gedruckte Schädelmodelle von Patienten vor orthognathen Eingriffen verwendet. Nach Präparation mit röntgenopaken Markerpunkten im Bereich der Osteotomie wurde, als dreidimensionale Bildgebung eine DVT (Kavo, 3D Exam) durchgeführt. Es erfolgte die präoperative Planung, Registrierung, Simulation und Präzisionsmessung unter OP-realistischen Bedingungen (n=15) (Brainlab®, IPlan® CMF, Kolibri).

Im Bereich der Unterkieferosteotomie zeigten die Präzisionsmessungen eine hohe Genauigkeit mit einer mittleren Abweichung von  $1,51 \text{ mm} \pm 0,81 \text{ mm}$ .

Der intraoperative Einsatz navigationsgestützter Verfahren im Rahmen der orthognathen Chirurgie ist mit hoher Präzision möglich. Möglicherweise können die Eingriffe hierdurch erleichtert und die Komplikationsrate gesenkt werden.

*Schlüsselworte: Navigation, Dysgnathie, sagittale Spaltung*

## **1 Problem**

Umstellungsosteotomien des Ober- und Unterkiefers, zur Korrektur eines skelettalen Fehlbisses sind häufige Operationen in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Die sagittale Spaltung (Abbildung 1), im Rahmen einer Umstellungsosteotomie zur Verlagerung des Unterkiefers, ist hierbei eine etablierte Operationstechnik, die bereits seit 1943 in verschiedenen Modifikationen angewendet wird [1,2,3,4]. Eine gefürchtete Komplikation im Rahmen dieses elektiven Eingriffes ist die Verletzung des Nervus alveolaris inferior. Das resultierende Taubheitsgefühl der Unterlippe ist für die betroffenen Patienten eine starke Beeinträchtigung. Trotz der etablierten Methodik verbleibt ein relevantes Risiko für eine Funktionsstörung des Nerven (30 bis 40%) [5,6].

Strategien zur Minimierung des Risikos einer Nervverletzung sind Gegenstand aktueller Untersuchungen. Hierbei wird auch die navigationsunterstützte Chirurgie im Rahmen der sagittalen Spaltung als mögliche Verbesserung der Patientensicherheit diskutiert [7].

Auf dreidimensionaler Bildgebung beruhende intraoperative Navigation, kann die Information z.B. auch einer präoperativen Planung zuverlässig in den Operationssaal übertragen. In der Mund, Kiefer und Gesichtschirurgie wird die intraoperative Navigation bei vielen Indikationen bereits erfolgreich eingesetzt [8,9,10,11].

Die präzise intraoperative Registrierung ist eine wesentliche Voraussetzung für die navigierte Chirurgie. In verschiedenen Arbeiten wurden die unterschiedlichen Möglichkeiten der Registrierung in der Mund-, Kiefer und Gesichtschirurgie untersucht. Die zu Hilfenahme eines okklusionsgestützten Splintes hat sich dabei als sinnvoll erwiesen [12].

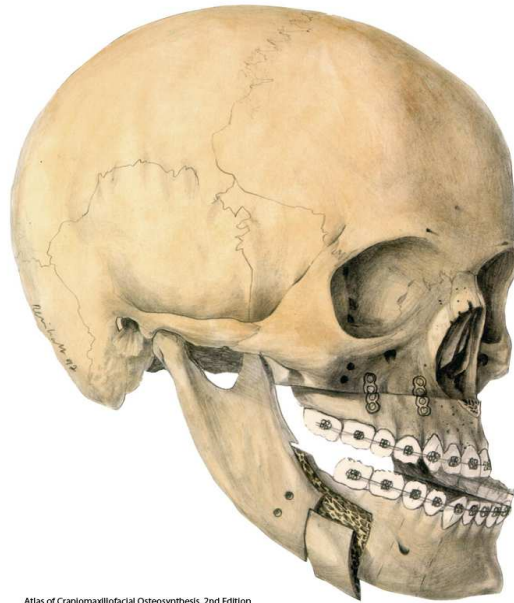


Abbildung 1: Schema sagittale Spaltung des Unterkiefers

Sowohl die allgemeine Genauigkeit der Navigation, als auch die Genauigkeit in begrenzten anatomischen Regionen wurde bereits untersucht [13,14,15]. Weiterführende experimentelle Studien zeigten eine Genauigkeit im gesamten Operationsgebiet der Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie, die sowohl von der verwendeten Registrierungsmethode, als auch von der untersuchten Region, bzw. dem Abstand zu den Referenzpunkten abhing [16]. Der Abstand der Referenzpunkte zueinander hat ebenfalls einen Einfluss auf die Genauigkeit [17].

Ziel unserer Untersuchung war die Überprüfung der erreichbaren Genauigkeit im Bereich des Kieferwinkels, also der anatomisch entscheidenden Region für die sagittale Spaltung, beim Einsatz eines Navigationssystems unter operationsrealistischen Bedingungen.

## 2 Methoden

Auf Grundlage von präoperativen DVT-Datensätzen (Kavo, 3D Exam), von Patienten aus unserer Dysgnathiesprechstunde, wurden dreidimensionale Schädelmodelle ( $n=5$ ) gedruckt. Diese individuellen Modelle wurden dann mit röntgenopaken Messpunkten (70 Messpunkte je Modell) im Bereich des Kieferwinkels, der Linea obliqua und des aufsteigenden Unterkieferastes präpariert. Die derart vorbereiteten Kunststoffschädel (Abbildung 2) wurden nun einer digitalen Volumentomographie unterzogen und die gewonnenen Datensätze der Modelle zur intraoperativen Navigation eingelesen (Brainlab®, IPlan® CMF, Kolibri). Die vorbereiteten Messpunkte wurden in der Navigationssoftware markiert und die zur Registrierung notwendigen Referenzpunkte definiert. Zur Registrierung kamen anatomische Referenzpunkte, sowie okklusal gestützte Referenzpunkte (am Registrierungssplint) zum Einsatz. Das Vorgehen entspricht der üblichen intraoperativen Vorgehensweise am Patienten.

Nach Montage eines Referenzsternes am Kunststoffschädel wurde unter operationsrealistischen Bedingungen zunächst eine Registrierung der individuellen Schädelmodelle durchgeführt. Danach erfolgten Genauigkeitsmessungen für jeden einzelnen Messpunkt. Die Spitze des Pointers wurde hierzu genau auf den vorbereiteten Messpunkt gelegt und der Abstand zum virtuellen Messpunkt am Navigationsmonitor abgelesen. Für jeden Messpunkt wurde die Abweichung in Millimetern ermittelt.

An jedem der fünf Schädel wurden die Messungen drei Mal wiederholt. Es erfolgte vor jedem Durchgang eine erneute Registrierung mit veränderter Position des Referenzsternes sowie anderen Referenzpunkten.



Abbildung 2: Präparierter Schädel vor Montage des Referenzsternes

### 3 Ergebnisse

Die Messpunkte auf den präparierten Kunststoffschädeln ließen sich problemlos in der Navigationssoftware identifizieren.

Bei der Betrachtung der Ergebnisse getrennt nach Regionen ergab sich für die Kieferwinkelregion rechts ein mittlerer Abstand zwischen realem und virtuellem Messpunkt von  $1,50 \pm 0,75\text{mm}$ . Für die Messpunkte der linken Seite konnte ein Abstand von  $1,55 \pm 0,89\text{mm}$  ermittelt werden. Im Bereich der Linea obliqua wurden rechts  $1,30 \pm 0,66\text{mm}$  und links  $1,41 \pm 0,59\text{mm}$  gemessen.

Ohne Berücksichtigung der anatomischen Regionen ergab sich für die rechte Seite eine Differenz von  $1,49 \pm 0,74\text{mm}$  zwischen Messpunkt und virtuell definiertem Punkt und  $1,54 \pm 0,87\text{mm}$  für die linke Seite.

Der Vergleich der drei Messungen eines Schädels, ergab teilweise deutliche Unterschiede zwischen den Mittelwerten der einzelnen Messdurchgängen:

	Schädel 1	Schädel 2	Schädel 3	Schädel 4	Schädel 5
Messung 1	1,07	1,26	1,88	0,84	1,81
Messung 2	0,87	1,53	1,60	2,59	1,83
Messung 3	0,91	0,88	2,17	1,06	2,39

Bei Berücksichtigung aller Messungen ergab der mittlere Abstand, zwischen realem Messpunkt und virtuellem Punkt  $1,51 \pm 0,81\text{mm}$ .

### 4 Diskussion

Für die Zuverlässigkeit der intraoperativen Navigation im Bereich des Gesichtsschädels wurden in vorherigen Untersuchungen Abweichungen zwischen realen und korrespondierenden virtuellen Punkten in einer Größenordnung von 1,1 bis 3 mm gefunden [18,16]. Die Ergebnisse unserer Untersuchung belegen eine Genauigkeit der intraoperativen Navigation im Kieferwinkelbereich, die denen anderer anatomischer Regionen des Gesichtsschädels entspricht. Auch im Bereich des Kieferwinkels und des aufsteigenden Unterkieferastes kann die intraoperative Navigation daher erfolgversprechend eingesetzt werden. Die Unterschiede zwischen den einzelnen Messdurchgängen, bei identischem Kunststoffschädel und identischem DVT- Datensatz, jedoch erneuter Positionierung und Registrierung, spiegeln jedoch die große Bedeutung und Abhängigkeit von der intraoperativen Registrierung wieder [19].

Die intraoperative Navigation auf Grundlage von DVT-Datensätzen bietet grundsätzlich die Möglichkeit im Bereich der sagittalen Spaltung des Unterkiefers navigiert unterstützt zu operieren. Die Schwierigkeiten der intraoperativen Registrierung und die erreichbare Genauigkeit müssen hierbei jedoch berücksichtigt werden. Im Rahmen dieser elektiven Operation, könnte der Einsatz der intraoperativen Navigation die Sicherheit des Patienten bezüglich schwerwiegender Komplikationen erhöhen.

Um die Vorteile der intraoperativen Navigation vollständig auszuschöpfen, könnte die Entwicklung von speziellen zu registrierenden Instrumenten voran getrieben werden.

Die Anwendung der Navigation im Bereich des Unterkiefers ist durch die fehlende knöcherne Verbindung zum restlichen Schädel und die damit verbundene Mobilität problematisch. Eine getrennte Registrierung von Unterkiefer und Schädel könnte in Zukunft einen weiteren entscheidenden Vorteil bei der navigationsunterstützten sagittalen Spaltung bringen.

## 5 Referenzen

- [1] Obwegeser, H. T. R. (1955). Zur Operationstechnik bei der Progenie und bei anderen Unterkieferanomalien. Deutsche Zahn Mund und Kieferheilkunde 23, 1-26.
- [2] Dal Pont, G. (1961). Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. J Oral Surg 19, 42-47.
- [3] Hunsuck EE: A modified intraoral sagittal splitting technique for correction of mandibular prognathism. J. Oral Surg 26 (1968) 250-253
- [4] Epker BN: Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. J Oral Surg (United States) 35 (1977) 157-159
- [5] Westermarck A, Bystedt H, von Konow L. Inferior alveolar nerve function after mandibular osteotomies. Br J Oral Maxillofac Surg 1998; 36: 425–428. 18.
- [6] Westermarck A, Bystedt H, von Konow L. Inferior alveolar nerve function after sagittal split osteotomy of the mandible: correlation with degree of intraoperative nerve encounter and other variables in 496 operations. Br J Oral Maxillofac Surg 1998; 36: 429–433.
- [7] Wittwer G, Adeyemo WL, Beinemann J, Juergens P. Evaluation of risk of injury to the inferior alveolar nerve with classical sagittal split osteotomy technique and proposed alternative surgical techniques using computer-assisted surgery. Int J Oral Maxillofac Surg. 2012 Jan;41(1):79-86. Epub 2011 Sep 16.
- [8] Gellrich NC, Schramm A, Hammer B, Rojas S, Cufi D, Lagreze W, Schmelzeisen R: Computer-assisted secondary reconstruction of unilateral posttraumatic orbital deformity. Plast Reconstr Surg 110:1417e1429, 2002
- [9] Schmelzeisen R, Gellrich NC, Schramm A, Schon R, Otten JE: Navigation-guided resection of temporomandibular joint ankylosis promotes safety in skull base surgery. J Oral Maxillofac Surg 60:1275e1283, 10.1053/joms.2002.35724, 2002
- [10] Schmelzeisen R, Gellrich NC, Schoen R, Gutwald R, Zizelmann C, Schramm A: Navigation-aided reconstruction of medial orbital wall and floor contour in cranio-maxillofacial reconstruction. Injury 35:955e962, 10.1016/j.injury.2004.06.005, 2004
- [11] Hohlweg-Majert B, Schon R, Schmelzeisen R, Gellrich NC, Schramm A: Navigational maxillofacial surgery using virtual models. World J Surg 29: 1530e1538, 10.1007/s00268-005- 0091-0, 2005
- [12] Schramm A, Gellrich N-C, Nilius M, Schön R, Schimming R, Schmelzeisen R: Intraoperative Accuracy of Non-invasive Registration in Computer Assisted Craniomaxillo-facial Surgery. Berlin, Germany: CARS, Computer Assisted Radiology and Surgery, Elsevier, 2001
- [13] Schlaier J, Warnat J, Brawanski A: Registration accuracy and practicability of laser-directed surface matching. Comput Aided Surg 7: 284e290, 10.1002/igs.10053, 2002
- [14] Hoffmann J, Westendorff C, Leitner C, Bartz D, Reinert S: Validation of 3D-laser surface registration for image-guided craniomaxillofacial surgery. J Craniomaxillofac Surg 33: 13e18, 10.1016/j.jcms.2004.10.001, 2005
- [15] Hardy SM, Melroy C, White DR, Dubin M, Senior B: A comparison of computer-aided surgery registration methods for endoscopic sinus surgery. Am J Rhinol 20: 48e52, 2006
- [16] Luebbers HT, Messmer P, Obwegeser JA, Zwahlen RA, Kikinis R, Graetz KW, Matthews F: Comparison of different registration methods for surgical navigation in cranio-maxillofacial surgery. J Craniomaxillofac Surg. 2008 Mar;36(2):109-16. Epub 2008 Feb 14.
- [17] Bettschart C, Kruse A, Matthews F, Zemmann W, Obwegeser JA, Grätz KW, Lübbers HT. Point-to-point registration with mandibulo-maxillary splint in open and closed jaw position. Evaluation of registration accuracy for computer-aided surgery of the mandible. J Craniomaxillofac Surg. 2011 Nov 10. [Epub ahead of print]
- [18] Metzger MC, Raffi A, Hohlweg-Majert B, Pham AM, Strong B: Comparison of 4 registration strategies for computer-aided maxillofacial surgery. Otolaryngol Head Neck Surg 137: 93e99, 2007
- [19] Widmann G, Stoffner R, Bale R: Errors and error management in image-guided craniomaxillofacial surgery. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 107:701e715, 2009



# MUKNO - Multi-Port-Knochenchirurgie am Beispiel der Otobasis

## Virtuelle Planung und Machbarkeitsanalyse multiangulärer Bohrkanäle

### Wissenschaftlicher Beitrag für die 11. CURAC Jahrestagung 2012

*L. Stenin<sup>1</sup>, S. Hansen<sup>1</sup>, M. Becker<sup>2</sup>, J. Hirschfeld<sup>1</sup>, B. Bojovic<sup>1</sup>, T. Klenzner<sup>1</sup>, J. Schipper<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> Hals-Nasen-Ohrenklinik, Universitätsklinikum Düsseldorf, Germany

<sup>2</sup> Graphisch-Interaktive Systeme GRIS, Fraunhofer-Institut für Graphische Datenverarbeitung (IGD), Darmstadt, Germany

Kontakt: [stefan.hansen@uni-duesseldorf.de](mailto:stefan.hansen@uni-duesseldorf.de)

#### **Abstract:**

*Minimal-invasive Zugangswege zur seitlichen Schädelbasis sind bereits in ersten Kadaverstudien bei Cochlea Implantationen untersucht worden. Hierbei wird ein Bohrkanal angelegt für einen Zugang zum Innenohr zur Positionierung einer Cochlea-Implantat-Elektrode. Die übliche chirurgische Praxis verlangt jedoch derzeit eine weitgehende Freilegung sensibler und z.T. lebenswichtiger neurovaskulärer Strukturen im Zielgebiet der seitlichen Schädelbasis (Otobasis). Der hier vorgestellte Ansatz einer Multiport-Knochenchirurgie mit drei Bohrkanälen zu verschiedenen Zielstrukturen der Otobasis erlaubt eine deutliche Erweiterung der Indikationen für minimal-invasive Zugänge in diesem Bereich. Anhand hochauflösenden Computertomographien des Felsenbeins wurden die relevanten Strukturen wie A. carotis interna, N. facialis oder Labyrinthorgan manuell segmentiert und in eine speziell für MUKNO entwickelte Planungssoftware eingelesen. Diese erlaubte die Berechnung möglicher Trajektorien zu einer in der Otobasis gelegenen Zielstruktur sowie die Erstellung einer Machbarkeitsanalyse.*

*Schlüsselworte: MUKNO, Otobasis, Bohrkanal, Computertomographie, Cochlea Implantation, minimally invasive surgery, image-guided surgery, chirurgische Planungssoftware*

## **1 Problem**

Dem Patientenwunsch entsprechend nach minimal-traumatischen Operationsprozeduren mit kalkulierbaren Operationsrisiken und geringerer Morbidität sowie medicolegal nachvollziehbaren, objektiv dokumentierbaren Operationsmethoden wird im Rahmen des Projektes Multi-Port-Knochenchirurgie am Beispiel der Otobasis (MUKNO) die Durchführung gewebeschonender Operationsverfahren an der Otobasis untersucht. Erste Ansätze einer minimal-invasiven Technik an der Otobasis gibt es im Bereich der hörprothetischen Versorgung mit einem Cochlea Implantat [1]. Bisher sind gewebeschonende Operationsverfahren an der Otobasis durch multianguläre Bohrkanäle jedoch nicht möglich. Der Chirurg legt stattdessen über ein Operationsfenster sämtliche Kollisionsstrukturen frei (explorative Chirurgie), wodurch jedoch ein großes operatives Trauma geschaffen wird mit einer entsprechend erhöhten Morbidität. In Analogie zur Laparoskopie in der Viszeralchirurgie bedarf es zur Durchführung von minimal-invasiven Zugangswegen an Knochenstrukturen wie der seitlichen Schädelbasis einer entsprechenden hochpräzisen Planung sowie Visualisierungs- und Detektionssystemen zur Lokalisation der Lage des Bohrkanals in seiner Umgebung [2]. Diese Erkenntnisse bilden die Grundlage für MUKNO. Für die Entfernung eines Krankheitsprozesses im Knochenbereich, dem Einbringen von Medikamenten (Drug-Delivery) oder dem Eröffnen einer Weichteilstruktur (Saccus endolymphaticus oder Epidermoidzyste) bedarf es einer bestimmten räumlichen Anordnung der Bohrkanäle bzw. des Rendezvous-Punktes für die dazu notwendige chirurgische Manipulation. Sowohl die Winkel als auch die Nähe zu Kontaktstrukturen muss vorher in Abhängigkeit von der Pathologie untersucht werden und hat damit wiederum Einfluss auf die knöchernen Operationskanäle neben den zu passierenden Kollisionsstrukturen.



## 2 Methoden

Es wurden 12 native Dünnschicht-Computertomographien von Patienten ausgewählt, die im Rahmen einer geplanten operativen Intervention eine entsprechende präoperative Bildgebung erhalten hatten. Die Daten wurden von Standard-CT-Scannern der radiologischen Abteilung des Universitätsklinikums Düsseldorf erstellt und hatten eine mittlere Auflösung von  $0,19 \times 0,19 \times 0,39 \text{ mm}^3$ . Die für eine Intervention kritischen neurovaskulären Strukturen bzw. deren Grenzflächen wie Labyrinthorgan mit Innenohr und Gleichgewichtsorganen, Nervus facialis, Arteria carotis interna, Chorda tympani und innerer Gehörgang wurden manuell segmentiert, Gehirn und Schädelknochen wurden einer automatischen Segmentierung zugeführt (ITK Snap). Die anhand des vorliegenden 2D-Datensatzes segmentierten Regionen wurden dann extrahiert und über den „Marching Cube“ Algorithmus [3] als 3D-Model in den „Simulation Open Framework Architecture (SOFA) C++“ Programmierrahmen eingelesen. Mit diesem für MUKNO spezifizierten Softwaretool erfolgte die Planung der Bohrkanäle. Über ein selbst erstelltes „Graphical User Interface“ konnten die kritischen Strukturen definiert werden sowie Ausgangsfläche auf dem Schädelknochen und der Zielpunkt der Bohrkanäle bestimmt werden. Zusätzlich konnte der Durchmesser des Bohrkanals, dessen Abweichung von der Bohrachse und der minimale Abstand von den Zielstrukturen sowie die Anzahl der Bohrkanäle frei variiert werden. Das Planungstool berechnete alle innerhalb der Vorgaben möglichen Trajektorien und konnte sowohl die kollisionsfreien als auch kollidierten Trajektorien innerhalb des 3D-Modells anzeigen (Abb. 1). Die kollisionsfreien Bohrkanalkombinationen können in Abhängigkeit von ihrem Winkel zu einander gelistet werden. Es wurden jeweils drei Zielregionen innerhalb der 3D-Modelle definiert, die als chirurgisches Zielgebiet in Frage kommen: rundes Fenster, innerer Gehörgang und Felsenbeinspitze. Für die Zielregion „innerer Gehörgang“ wurde jeweils auf der axialen Schicht des CT Felsenbeins diejenige Schicht ausgewählt, auf welcher das Ganglion geniculi abgrenzbar war. Hierauf wurde der Zielpunkt jeweils auf der Hälfte der Strecke in Längs- und Querrichtung des inneren Gehörgangs ausgewählt. Anhand der möglichen Kanäle wurden jeweils 3 Bohrkanäle ausgewählt mit Berücksichtigung der größtmöglichen Durchmesser bei gleichzeitig großem Öffnungswinkel. Die kleinsten, mittleren und größten Bohrkanäle aller Modelle wurde zusammengefasst und statistisch ausgewertet.

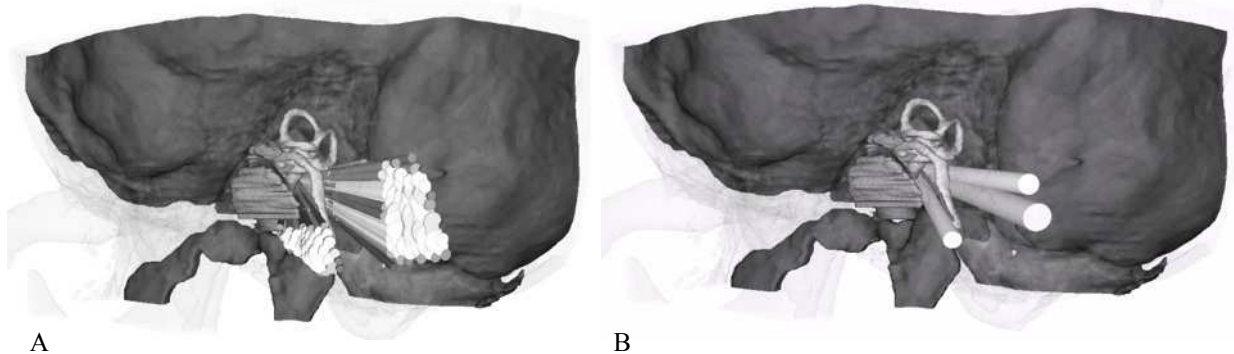


Abb. 1: Berechnung und graphische Darstellung aller möglichen kollisionsfreier Trajektorien bzw. Bohrkanäle am Beispiel des chirurgischen Zielgebietes „innerer Gehörgang“ (A) im 3D-Modell des Felsenbeins sowie Auswahl einer 3-Kanal-Kombination anhand des größten Öffnungswinkels und der größten Bohrkanaldurchmesser (B)

## 3 Ergebnisse

Die Planung der Bohrkanal-Kombination für die Zielstruktur „rundes Fenster“ zeigte als mittleren Bohrkanaldurchmesser einen Wert von 2,8 mm. Bei der Zielstruktur „innerer Gehörgang“ ergab sich ein Durchmesser von 2,8 mm und bei der „Felsenbeinspitze“ von 2,9 mm. Die Streubreite aller Durchmesser variierte deutlich (von 1,0 mm bis 5,8 mm) (Tab. 1).

Bzgl. Öffnungswinkel war folgender Trend zu beobachten: In Richtung innerer Gehörgang zeigte sich in den meisten Fällen ein kleiner und zwei größere Winkel. Die Winkel bei der Felsenbeinspitze sind insgesamt deutlich kleiner als bei den anderen Zielstrukturen und haben eine größere Streuung. Diese war durch die sehr variable Ausdehnung der hinteren Schädelgrube bedingt. Bei der Zielstruktur „rundes Fenster“ entsprach in den meisten Fällen eine Trajektorie dem Weg zwischen N. facialis und Chorda tympani, dem sog. Chorda-Facialis-Winkel, der auch bei der konventionellen Chirurgie wie beispielsweise der Cochlea Implantation Berücksichtigung findet.

Bohrkanäle	Rundes Fenster	Innerer Gehörgang	Felsenbeinspitze
mittlerer Durchmesser [mm]	2,8	3,1	2,9
minimaler Durchmesser [mm]	1,0	1,6	1,4
maximaler Durchmesser [mm]	4,0	5,0	5,8
mittlerer Öffnungswinkel $\sphericalangle$	104,2	107,5	37,5

Tabelle 1: Mittlere Durchmesser der bei den Zielstrukturen „rundes Fenster“, „innerer Gehörgang“ und „Felsenbeinspitze“, sowie die mittleren Öffnungswinkel

## 4 Diskussion

Eine individuelle Machbarkeitsanalyse für eine Multi-Port-Knochenchirurgie setzt ein neues Atlantenwissen im Sinne der Indikation und chirurgischen Vorgehensweise beim Anlegen der Knochenkanäle voraus. Hierbei muss die räumliche Anordnung des Kontaktraums am Zielpunkt untersucht und definiert werden. Die individuelle Machbarkeit wird dann auf Basis dieser Erkenntnisse sowie über eine OP-Planungssoftware für jeden einzelnen Patienten einschließlich Fehlbildungen beschrieben. Anhand der hier gezeigten virtuellen Planung einer MUKNO-Operation ist die Aussage möglich, ob die Multi-Port-Knochenchirurgie durchführbar ist oder der Patient einer konventionellen Operation zugeführt werden muss. Die Streubreite der Daten zeigt zudem die Notwendigkeit einer individuellen, patientenangepassten Machbarkeitsanalyse. Der mittlere Durchmesser der Bohrkanäle ist mit minimal 1,0 mm sehr klein für chirurgische Instrumente. Eine zunehmende Miniaturisierung der Instrumente, insbesondere im Bereich der optischen Systeme, führt jedoch möglicherweise zu einer Zunahme potentieller MUKNO-Patienten. Eine Unsicherheit der MUKNO-Planungssoftware besteht zur Zeit in der Auswahl geeigneter Bohrkanalkombinationen. Dieses Problem resultiert vor allem aus der Schwierigkeit, einen optimalen Rendezvous-Punkt bzw. die Größe und die geometrische Beschaffenheit des Arbeitsraumes am Zielpunkt zu definieren. Dieser ist wiederum auch von Größe und Flexibilität noch zu entwickelnder medizinischer Instrumente oder Manipulatoren abhängig. Die Software kann aber dahingehend weiterentwickelt werden, ggf. zunächst mit dem Kriterium eines möglichst großen Arbeitsraumes an der Zielstruktur.

Mögliche Anwendungen des Verfahrens sind die Planung von Zugangswegen von Operationen verschiedenster Krankheitsprozesse der seitlichen Schädelbasis wie die Behandlung der Ertaubung mit einer Cochlea Implantationen, Akustikusneurinome oder Felsenbeinspitzenprozesse (z.B. Cholesteringranulome, Osteomyelitiden, Epidermoid, Tumore bzw. Histologiesicherung). Auch Indikationen zum „Drug Delivery“ von neurotrophen Substanzen oder für eine Stammzelltherapie sowie elektrische cochleäre Stimulationen bei Tinnitus könnten zukünftig eine Rolle spielen. Weiterhin dient die Etablierung der Planungsalgorithmen auch zur Übertragung der Methode auf Anwendungen in anderen Fachdisziplinen wie Unfallchirurgie, Orthopädie oder Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie. Die angestrebten Weiterentwicklungen von MUKNO betreffen die Ungenauigkeiten bei der Bildgebung, die sich durch den gesamten Planungs- und Behandlungsprozess ziehen, die Entwicklung einer geeigneten Bohrplattform mit navigierbaren Bohrelementen sowie die Durchführung von Kadaverstudien.

Gefördert durch die DFG, Fördernummer: FOR 1585

## 5 Referenzen

- [1] Labadie RF, Noble JH, Dawant BM, Balachandran R, Majdani O, Fitzpatrick JM. Clinical Validation of Percutaneous Cochlear Implant Surgery: Initial Report. *Laryngoscope*. 2008
- [2] Schipper J, Lohnstein P, Stummer W, Knapp F, Turowski B, Klenzner T. [Modification of the retrorabyrinthine approach with hearing preservation in CPA tumors]. *Laryngorhinootologie*. 2010
- [3] Lorensen WE, Cline HE, Lorensen WE, Cline HE. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*. New York, USA: ACM; 1987

# Reproduzierbar rotationsfähiges Halsphantom zur Evaluation minimalinvasiver operativer Techniken mittels eines Ultraschall-gestützten Navigationssystems

## Wissenschaftlicher Beitrag für die 11. CURAC Jahrestagung 2012

N. Jansen<sup>1</sup>, J. Hirschfeld<sup>1</sup>, T. Brennecke<sup>2</sup>, L. Colter<sup>1</sup>, J. Raczkowsky<sup>2</sup>, H. Wörn<sup>2</sup>, J. Schipper<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie, Universitätsklinikum Düsseldorf, Germany

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

Kontakt: [nils.jansen@med.uni-duesseldorf.de](mailto:nils.jansen@med.uni-duesseldorf.de)

### Abstract:

*Die zukünftige minimal-invasive Hals-Chirurgie erfordert ein an den Operationssitus angepasstes Navigationssystem, um bei endoskopisch bedingt beschränkter Übersicht und der im Weichgewebe auftretenden Weichteilverschiebung eine sichere Orientierung für den Operateur zu gewährleisten. Dabei ist es unabdingbar, dass die Lagebeziehung wichtiger anatomische Landmarken im Verhältnis zum Instrumentarium jederzeit für den Operateur visuell dargestellt werden kann. Hierzu wird im Rahmen des DFG-Projekts SACAS ein ultraschall-gestütztes, auf Basis einer präoperativen Bildgebung individualisiertes, Navigationssystem entwickelt. Ein eigenes, bereits etabliertes flexibles Halsphantom wurde weiterentwickelt, um Reproduzierbarkeit sowie die Einstellung definierter Rotationen zu ermöglichen. Der Einfluss der Weichteilverschiebung auf die Lage anatomischer Strukturen wurde zunächst am Modell untersucht und anschließend im Computermodell berechnet. Grundlage dieser Untersuchungen sind MRT- und CT-Datensätze, die vom Halsmodell in verschiedenen Rotationspositionen angefertigt werden.*

**Schlüsselworte:** reproduzierbares rotationsfähiges Halsphantom, intraoperative Ultraschall-unterstützte Weichteilnavigation, minimalinvasive Weichteilchirurgie Hals, Halsweichteilemodell, Freihand-3D-Ultraschall

## 1 Problem

Vor allem durch die kosmetisch exponierte Lage des Halses sind Patienten sehr daran interessiert, nur möglichst kleine Narben nach einer Operation im Kopf-Hals-Bereich zurückzubehalten. Die Etablierung minimalinvasiver Zugangswege am Hals kann zur Verbesserung des postoperativen kosmetischen Ergebnisses beitragen. Problematisch bei der dazu notwendigen minimal-invasiven Chirurgie ist die durch die intraoperative Lagerung des Halses bedingte Weichteilverschiebung im Vergleich zur präoperativ durchgeführten Bildgebung zur Operationsplanung. Der Operateur muss bei zukünftigen minimalinvasiven Eingriffen bei der intraoperativen Berücksichtigung der Weichteilverschiebung durch ein computer-assistierte Navigationssystem unterstützt werden. Das Navigationssystem beruht auf präoperativen Datensätzen und nutzt sonographisch erhobene Daten vor Beginn der Operation, um das Modell an die individuelle Weichteilverschiebung anzupassen.

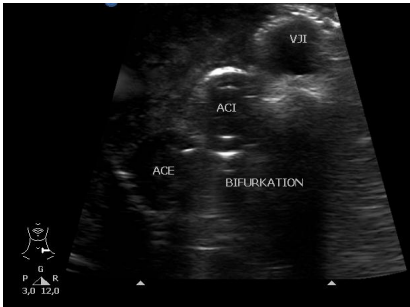
Im Rahmen des DFG-Forschungsprojektes SACAS (Sonographic Aided Computer Assisted Surgery) wurde zur Berechnung der Weichteilverschiebung ein sonographiefähiges Halsphantom entwickelt [1, 2]. Der Anspruch an die Weiterentwicklung des fertiggestellten Halsphantoms war es nun, mit Hilfe einer Halterung verschiedene Rotationspositionen des Halses im Modell reproduzierbar nachbilden zu können. Diese Rotationspositionen entsprechen der intraoperativen Lagerung eines Patienten bei einer Hals-Operation und mussten zunächst durch CT- und MRT-Bildgebung des Halsmodells erfasst werden. Im Anschluss daran wurden die gesammelten Daten ausgewertet. Die erhobenen Daten dienen der Erstellung eines Datensatzes und Computermodells, das die durch die Rotation verursachte Weichteilverschiebung analysiert.

Hierbei liefert das Hals-Modell die Basis, geplante Operationswege am Modell trainieren zu können und das gefundene Computermodell sonographisch gesteuert evaluieren zu können.

## 2 Methoden

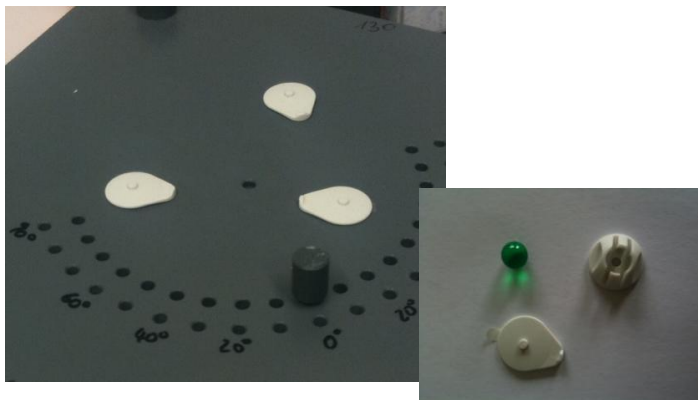
Grundlage der weiteren Forschung bildet das bereits etablierte Halsphantom aus Polyvinylalkohol (PVA), dessen Herstellung und Eigenschaften bereits unter anderem im Rahmen der CURAC 2011 vorgestellt wurden [1-5]. Als neue Gussform stellten wir durch einen Negativabdruck eines menschlichen Halses her, um reproduzierbar gleiche Phantome herstellen zu können. Die Boden- und Deckenplatte der externen Halterung wurde bereits bei der Herstellung in das Modell integriert.

Zusätzlich wurde eine externe Halterung entwickelt, die das flexible Halsphantom für die Durchführung der CT- und MRT-Untersuchungen in definierten Rotationspositionen fixieren konnte. Zu beachten war bei der Planung, dass die konzipierte Halterung auch in die für Hals-MRTs notwendige MRT-Spule passen musste, um artefaktfreie Datensätze zu generieren. Aus den so gewonnenen Daten wurde ein Computerdatensatz errechnet. Sonographisch wurde das Ausmaß der Weichteilverschiebung detektiert und die Bilder digital archiviert (siehe Abbildung 1).



**Abbildung 1:**  
Sonographische Darstellung der linken Carotisbifurkation und der linken Vena jugularis des Halsmodells

Als Landmarken der Detektion dienten hierbei die im Modell enthaltenen anatomischen Landmarken der großen Halsgefäße. Auf die Integration weiterer anatomischer Strukturen wurde zunächst verzichtet, da dies in den Vorversuchen vermehrt zu Artefakten geführt hatte. Um die Datensätze der verschiedenen Modalitäten der Bildgebung miteinander vergleichen und registrieren zu können, war außerdem die Definition von Fixpunkten am Modell notwendig. Hierzu statteten wir das Halsmodell, wie in Abbildung 2 sichtbar, mit CT- und MRT-fähigen Markern an vorher definierten Stellen aus.

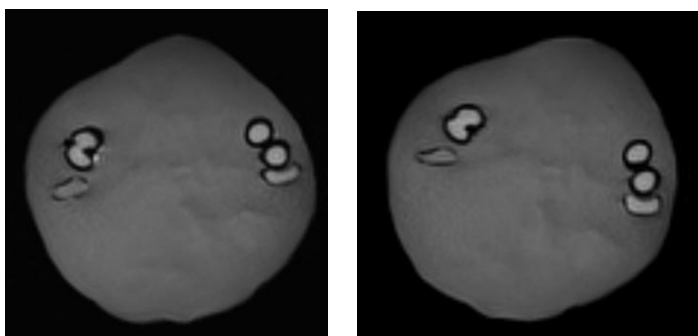


**Abbildung 2:**  
Halterung des Halsphantoms mit angebrachten Markerplatten und Vorrichtung zur Einstellung der Rotationspositionen (links) und Darstellung der einzelnen Komponenten des Markers (Firma

brainlab, rechts)

Die Marker wurden je nach Modalität (CT oder MRT) gewechselt. Im Anschluss an die Untersuchungen kann der Marker aus der Halterung entfernt werden und der Mittelpunkt der Halteplatte dient gleichzeitig bei Verwendung eines Pointers als Referenzpunkt.

Das neu erstellte Hals-Modell wurde so mit Hilfe der CT- und MRT-Bildgebung in verschiedenen Rotationspositionen (0°, 20° nach links und rechts, 40° nach links und rechts, 50° nach links) untersucht.



**Abbildung 3:**  
MRT-Bildgebung des Halsmodells (T2-Wichtung) in Neutralposition (links) und bei 40° Rotation nach links (rechts)

Das Ausmaß der durch die Rotation verursachten Weichteilverschiebung wurde im Anschluss an die CT- und MRT-Untersuchungen genutzt, um das Navigationssystem zu evaluieren. Dazu wurden mit Hilfe eines Navigationssystems Volumen des Phantoms, z.B. das der Arteria carotis, registriert. In dem Navigationssystem sind derzeit folgende Komponenten integriert: Die Fraunhofer DiPhAS Ultraschallforschungsplattform [6], das optische Messsystem NDI Polaris, sowie die Bildverarbeitungssoftware PLUS [7], welche die Rekonstruktion der aufgezeichneten Volumen übernimmt.

Als erste Vergleichsstruktur wurde hierbei der Verlauf der Arteria carotis gewählt. Anschließend wurde das Ultraschallvolumen zu den MRT und CT Volumen registriert und die Abweichungen zueinander gemessen, um die Genauigkeit des Systems zu bestimmen. Als Schallgeschwindigkeit wurde auf Grund des verwendeten PVA 1540 m/s angenommen, was der durchschnittlichen Schallgeschwindigkeit für humanes Gewebe entspricht.

### 3 Ergebnisse

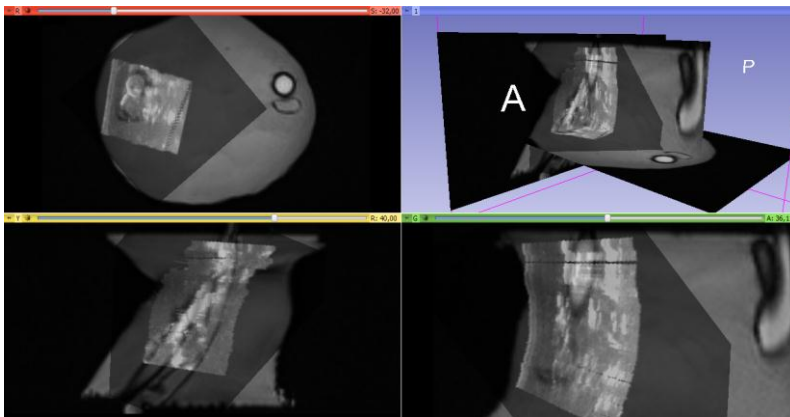
Durch die durch uns erstmalig etablierte Methode der Herstellung homogener multimodaler PVA-Gele für den Kopf-Hals-Bereich war es uns zu jedem Zeitpunkt der Weiterentwicklung des Halsmodells möglich, neue Phantome herzustellen. Dabei wurde jeweils das PVA-Gel mittels Ultraschall auf mögliche Lufteinschlüsse, die die Qualität negativ beeinflussen können, untersucht. Es stellte sich jedoch heraus, dass es bei keinem der erstellten Modelle im Bereich des PVA-Gels relevante Lufteinschlüsse gab.

Die zur Definition von Fixpunkten verwendeten Marker funktionierten im CT einwandfrei. Allerdings kamen die einzig verfügbaren Marker für MRT-Untersuchungen nur in der T1-Wichtung klar abgegrenzt zur Darstellung und nicht wie erhofft in der, für die Untersuchung des Halsmodells besser geeigneten, T2-Wichtung. Als Lösungsansatz führten wir sowohl eine MRT-Untersuchung des Modells in der T1- als auch und der T2-Wichtung durch und registrierten beide Datensätze im Anschluss.

In CT- und MRT-Untersuchungen war es möglich, konstante Rotationspositionen von 0° bis 50° zu erreichen. Die Veränderung der Rotationsposition war einfach möglich und in hoher Anzahl wiederholbar ohne dass erkennbare Änderungen der Materialeigenschaften eintraten. Des Weiteren erwies sich das Phantom während des kompletten Untersuchungsprozesses als haltbar bei Zimmertemperatur.

Bei der Aufzeichnung der Volumen mittels des Navigationssystems stellte die größte Herausforderung die Wahl der Ultraschallparameter (siehe Tabelle 1) dar. Die derzeit verwendeten Materialien besitzen gute bis hervorragende Ultraschalleigenschaften. Sowohl PVA, wie auch die Materialien der eingebrachten Strukturen, welche meist aus einem Silikongemisch bestehen, sind zum Phantombau geeignet.

Allerdings verbanden sich PVA und die Silikonmischungen nur schlecht und es bleibt meist ein Luftspalt zwischen PVA und Silikon. Bei CT- oder MRT-Untersuchungen waren diese Spalten vernachlässigbar; dies gilt aber nicht für die Ultraschallmodalität. Eine fehlende Schallbrücke verschlechterte die Bildqualität und führte zu Artefakten. Die in Tabelle 1 genannten Ultraschallparameter wurden so gewählt, dass die Artefakte minimiert wurden.



**Abbildung 3:**  
**MRT- und Ultraschallvolumina**  
**registriert**

Zur Bewertung wurden die Volumina registriert und verglichen. Abbildung 4 zeigt die registrierten Volumen. Zusätzlich wurde der Durchmesser der Phantomstruktur Arteria carotis an verschiedenen Stellen in beiden Modalitäten gemessen. Zwischen den Rotationen ergab sich kein signifikanter Unterschied, weshalb an dieser Stelle ausschließlich Daten aus der 0° Position beschrieben wurden. Die Vergleiche der über das MRT berechneten Volumina mit den Daten

des Navigationssystems ergaben eine absolute Abweichung von 2 mm; die relative Abweichung 0,19. Tendenziell scheinen die Durchmesser der Arteria carotis im Ultraschall unterschätzt zu werden. Tabelle 2 zeigt die Einzelergebnisse.

	MRT	Ultraschall
Durchmesser Arteria Carotis (Mittelwert)	10,8 mm	8,8 mm
Durchmesser Arteria Carotis (Standardabweichung)	0,38 mm	0,22 mm

Tabelle 1: Die gemessenen Abweichungen zwischen den MRT Daten und dem mit dem Navigationssystem aufgezeichneten Volumen

## 4 Diskussion

Mittels des etablierten Halsmodells und der CT-/MRT-Datensätze konnte zusammen mit einem präoperativen Ultraschall ein Navigationssystem entwickelt werden, das intraoperativ eine Einschätzung der durch die operative Lagerung des Patienten bedingten Weichteilverschiebung ermöglicht. Hierzu erscheint uns eine Orientierung an charakteristischen anatomischen Strukturen des Halses, z.B. der Arteria carotis am plausibelsten.

Die im Vergleich der MRT- und Sonographiedaten erhobene Abweichung von 2 mm ist vor allem auf die Grenzen des Ultraschalls zurückzuführen. Die Lufteinschlüsse haben zu Artefakten geführt, die eine genauere Registrierung behinderten. Momentan werden die Volumina manuell registriert, während in Zukunft Landmarken wie die Arteria carotis verwendet werden sollen. Außerdem zeigt sich bei der Untersuchung, dass mit zunehmender Rotation des Halsphantomes die Abweichung nicht zunimmt.

Allerdings kann die Genauigkeit noch weiter erhöht werden, in dem die sonographischen Bilder verbessert werden.

Da PVA und Silikon sich nur schlecht verbinden, bietet es sich an, auch die inneren Strukturen des Phantoms aus PVA zu fertigen und anschließend mit dem Phantom zu vergießen. Um die Form von Arterien und Muskeln zu ermöglichen, werden im nächsten Schritt Gussformen konstruiert und im Rapid-Prototyp-Verfahren realisiert. Alternativ bemühen wir uns um ein geeignetes Material, welches Silikon und PVA besser miteinander verbindet. Auf diese Weisen kann vermutlich die Problematik des Luftspalts verringert werden.

Um die für die Untersuchung dieser Aspekte notwendige Anzahl identischer Halsphantome herstellen zu können, wird es wichtig sein, dass die Gussformen wiederverwendet werden können und die Halterung ebenso bereits teilweise in das Modell integriert ist.

Für die Evaluation des Computermodells kann im nächsten Schritt ebenfalls das Halsmodell dienen. Im Weiteren ist es ebenso möglich, Pathologien in das Halsmodell zu integrieren um minimalinvasive Operations- und Navigationstechniken zunächst am Modell zu etablieren und zu trainieren.

Es wird aber auch weiterhin vom Operateur detailliertes anatomisches Wissen um die Lagebeziehung weiterer, im Modell nicht abgebildeter Strukturen, erwartet.

## 5 Danksagung

Die oben beschriebene Thematik ist Teil des DFG-geförderten Projektes „SACAS (Sonographic Aided Computer Assisted Surgery) im Halsbereich“ (Geschäftszeichen SCHI 210/10-1). Die Autoren danken der Deutschen Forschungsgemeinschaft für die Förderung.

## 6 Referenzen

- [1] Brennecke T et al., Ein 3D-Ultraschallnavigationssystem für die computer-assistierte Chirurgie im Kopf-Halsbereich – Visionen und Konzepte, Tagungsband der CURAC 2010
- [2] Hirschfeld J et al., Flexibles Halsphantom zur Evaluation eines Ultraschall-gestützten Navigationssystems, Tagungsband der CURAC 2011
- [3] Hyon SH et al., Polymer Bulletin 1989; 22: 119-122
- [4] Kharine A et al., Phys Med Biol 2003; 48: 357
- [5] Zell K et al., Phys Med Biol 2007; 52: 475-484
- [6] Hewener HJ et al., Proceedings of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, München 2009
- [7] Lasso A et al., 4th Image Guided Therapy Workshop 2011; vol. 4: 103



# Optimierung von Schädelöffnungen mittels genetischer Algorithmen für die Behandlung subduraler Hämatome

C. Schröder<sup>1</sup>, A. Mastmeyer<sup>1</sup>, D. Fortmeier<sup>1,4</sup>, C.-A. Bohn<sup>3</sup>, A. Nabavi<sup>2</sup>, H. Handels<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut für Medizinische Informatik, Universität zu Lübeck, Lübeck, Germany

<sup>2</sup> Klinik für Neurochirurgie, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Kiel, Germany

<sup>3</sup> Institut für Medieninformatik, University of Applied Sciences Wedel, Wedel, Germany

<sup>4</sup> Graduate School for Computing in Medicine and Life Sciences, Universität zu Lübeck, Lübeck, Germany

Kontakt: schroedc@informatik.uni-luebeck.de, mastmeyer@imi.uni-luebeck.de

## Abstract:

*In diesem Beitrag wird eine Methode zur computergestützten Optimierung einer Kraniotomieöffnung bei der kurativen Behandlung von subduralen Hämatomen vorgestellt. Lage und Form der Öffnung werden mittels GPU-beschleunigter genetischer Algorithmen bestimmt und anschließend visualisiert. Im Vergleich zur manuellen Spezifikation kann eine Verkleinerung der Schädelöffnung bei gleichzeitiger Erhöhung der Sichtbarkeit erreicht werden. Im Durchschnitt kann bei den hier untersuchten Patientendaten computergestützt die Sichtbarkeit um 4 % erhöht und die Fläche der Schädelöffnung um 56 % verkleinert werden.*

*Schlüsselworte: Operationsplanung, Subduralhämatom, CUDA, Ray-Casting, genetische Algorithmen*

## 1 Problem

Bei der operativen Behandlung von Subduralhämatomen wird der Schädel unter Narkose geöffnet. Bei der dazu notwendigen Kraniotomie wird ein Stück des Schädelsknochens temporär entfernt, um das Hämatom nach dem Aufschneiden der Dura Mater durch diese Öffnung auszuräumen. Die Größe des entfernten Schädelstücks hat einen starken Einfluss auf die post-operative Dauer der Heilung und ggf. auftretende Komplikationen. Eine geringere Verletzung des Schädelsknochens durch die Operation kann den Heilungsprozess positiv beeinflussen [1, 2].

In Abb. 1 werden der Operationssitus und das knöcherne Deckelstück gezeigt. Die Wahl der Form der Schädelöffnung bestimmt den einsehbaren und instrumentell erreichbaren Bereich, der maximiert werden soll. Für den Heilungsprozess hingegen ist eine kleine Öffnung wichtig. Diese zwei gegensätzlichen Anforderungen definieren das hier behandelte Optimierungsproblem. Das Problem wird im Folgenden durch form- und lagebeschreibende Parameter einer Ellipse in einem Kopfkordinatensystem modelliert. Hierbei beschränken wir uns in dieser Arbeit auf das Finden einer einzigen, elliptischen Schädelöffnung, welche manuellen Öffnungen oft ähneln und der Parameterraum klein gehalten wird.



Abb. 1: Operationssitus (links) und der entfernte Deckel (rechts).

## 2 Methoden

CT-Aufnahmen von fünf Patienten mit Subduralhämatom werden untersucht. Bei allen Patienten ist eine Kraniotomie durchgeführt worden und es stehen sowohl pre- als auch postoperative CT-Aufnahmen zur Verfügung. Die Datensätze haben eine mittlere Auflösung von  $512 \times 512 \times 60$  Voxeln und eine mittlere Voxelgröße von  $0.4 \times 0.4 \times 2.7 \text{ mm}^3$ . In vorverarbeitenden Schritten werden (1) die Bilddaten vom Gantry-Tilt befreit, (2) die Patientenliege entfernt und (3) der Knochen mit einer Schwellwert-Operation segmentiert. Anschließend werden (4) Gehirn inklusive Hämatom mittels Volumenwachstum segmentiert und schließlich (5) das Hämatom schichtweise mit einem Live-Wire-Verfahren [3] konturiert. In dem resultierenden Labeldatensatz sind der Knochen, das Gehirn und das Hämatom markiert. Für diese halbautomatische Vorverarbeitung eines CT-Datensatzes werden insgesamt ca. zwei Stunden benötigt.

Die Aufgabe, eine optimal geformte elliptische Schädelöffnung zu finden, wird mit einem genetischen Algorithmus [4] gelöst. Die Merkmale der Individuen bestehen dabei aus den Form- und Lageparametern der Öffnung und werden mit einer Fitnessfunktion bewertet. Diese ist abhängig vom Umfang der Schädelöffnung  $u$  und dem prozentualen Anteil des erreichbaren Hämatoms  $v$ . Die zu maximierende Fitness  $f$  (Gl. 1) enthält den Steuerparameter  $\alpha$  für die Gewichtung der Sichtbarkeit der Gehirnoberfläche. Als maximaler Umfang der Öffnung  $U_{max}$  wurden 30 cm gewählt; dieser Wert beschränkt gleichzeitig  $u$  nach oben.

$$f = \alpha \cdot v - \frac{u}{U_{max}} \quad (1)$$

Jede Generation besteht aus 30 am Anfang zufällig initialisierten Individuen (d. h. Öffnungen). Diese enthalten eine Kombination von fünf Spezifikationsparametern: zwei Positionswinkel und ein Torsionswinkel der Mittelpunktachse sowie zwei Radien der Ellipse. Der Ursprung des verwendeten Koordinatensystems wird in den geometrischen Schwerpunkt des Kopfes gelegt. Die Achsen entsprechen in ihrer Ausrichtung den Systemachsen des bildgebenden Geräts. In jedem der 2000 Iterationsschritte des genetischen Algorithmus wird die Fitness der einzelnen Individuen berechnet. Auf dieser Grundlage wird die Selektion durchgeführt und eine neue Generation durch das Anwenden genetischer Operatoren (Kreuzung und Mutation) für die nächste Iteration erzeugt. Das Individuum mit der aktuell größten Fitness wird automatisch in die nächste Generation übernommen und gibt am Ende die Ergebnisparameter der optimierten Schädelöffnung an.

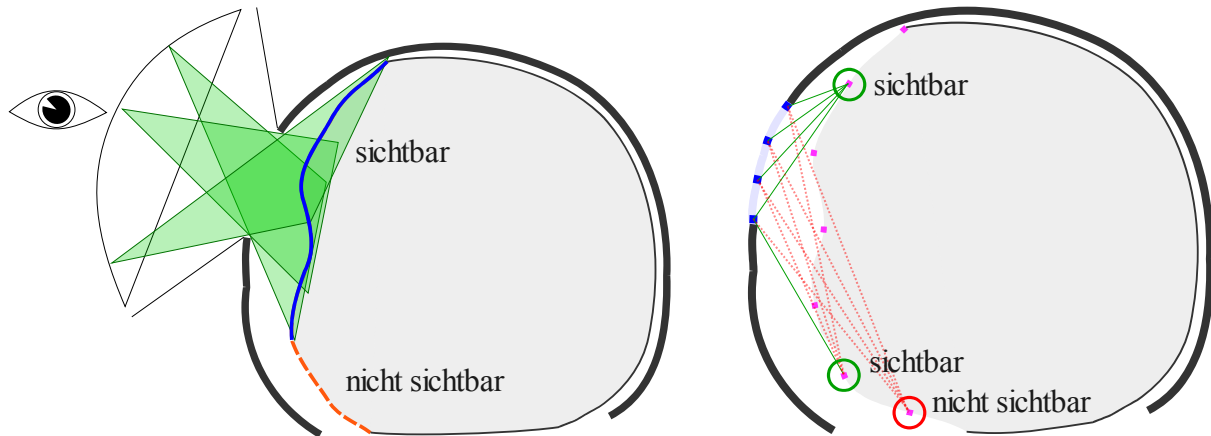


Abb. 2: Schematische Darstellung des Problems links: Der Operateur betrachtet durch die Schädelöffnung das ausgeräumte Hämatom (blaue durchgezogene Linie). Caudal befinden sich nicht sichtbare Anteile (orange gestrichelte Linie). Rechts: Mittels Strahlverfolgung (Ray-Casting) wird der einsehbare Bereich algorithmisch bestimmt (grün umrandete Voxel).

Bei der Simulation der realen Sichtbarkeitsverhältnisse wird ein virtueller Augpunkt auf einem Halbkreis um das Hämatom bewegt und alle von mindestens einer Position sichtbaren Voxel der Grenzfläche zwischen Hämatom und Gehirn werden markiert (Abb. 2 links). Bei einer derartigen Simulation müsste der Augpunkt rechenaufwändig auf einer Halbkugel um den Schädel bewegt werden, um alle möglichen Blickrichtungen zu erfassen. Deshalb wurde ein alternativer Ansatz entwickelt: Es wird ein Ray-Casting-Verfahren [5] genutzt (Abb. 2 rechts), bei dem voxelweise getestet wird, welche Teile der Grenzfläche zwischen Hämatom und Gehirn durch eine simulierte Öffnung im Schädel sichtbar sind. Hierbei wird von jedem Voxel der Grenzfläche ein Strahl zu jedem Voxel der Schädelöffnung verfolgt. Sobald ein Strahl ohne Kollision mit Knochen oder Hirn an der Schädelöffnung ankommt, ist das Voxel einsehbar. Falls für ein Voxel der



Grenzfläche kein Strahl ungehindert zur Schädelöffnung kommt, gilt dieses als uneinsehbar. Die Berechnungen wurden aufgrund der hohen Laufzeitkomplexität und starken Möglichkeit zur Parallelisierung auf der Grafikkarte in CUDA-C implementiert. Die hier gezeigten 3D-Visualisierungen in Abb. 3 wurden mit MeVis-Lab [6] realisiert.

Zur Evaluation des vorgestellten Verfahrens unter dem Aspekt klinischer Relevanz wurde die von Neurochirurgen vorgenommene Kraniotomie mit den mittels des Algorithmus gefundenen Öffnungen verglichen. Dieser Vergleich ist anhand der postoperativen Bilddaten möglich, in denen die Öffnungsparameter folgendermaßen gefunden wurden: (1) affine Registrierung der pre- und postoperativen Daten mit der Summe der quadrierten Differenzen als Distanzmaß, (2) Knochenextraktion durch Schwellwertbildung, (3) Segmentierung des Knochendeckels mittels Live-Wire-Konturierung. Die (4) Bestimmung der fünf Formparameter der Öffnung erfolgt ähnlich zum oben vorgestellten genetischen Optimierungsverfahren mit der Deckungsgleichheit computerbestimmter und realer Öffnungen als Fitnesskriterium. Die Sichtbarkeitswerte der real durchgeführten Kraniotomie wurden anschließend mit dem vorgestellten Ray-Casting-Verfahren berechnet. Unter Berücksichtigung der Rechenzeiten und um eine erste Orientierung zu erhalten, wurden für  $\alpha$  sieben ganzzahlige Werte im Bereich von eins bis 100 ausgewählt und getestet (Abb. 4).

### 3 Ergebnisse

In Abb. 3 werden qualitative Ergebnisse des Verfahrens dargestellt. Die rechnerbestimmte Öffnung des Schädelknochens (rechts) ist weniger als halb so groß wie die operierte Öffnung (links). Der sichtbare Bereich unterscheidet sich quantitativ kaum. Bei beiden Varianten ist ein Teil über dem linken Auge nicht direkt einsehbar (Pfeil links).

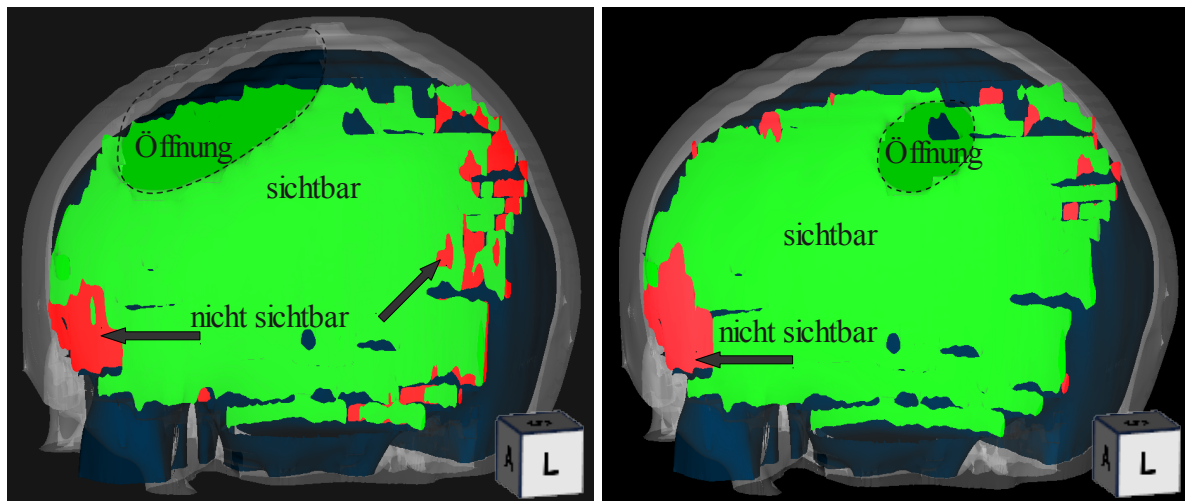


Abb. 3: Vorgehen des Chirurgen bei der Operation (links) und eine algorithmisch optimierte Öffnung (rechts): Markierte 3D-Darstellung der Zielregion (rot+grün), des durch die Öffnung sichtbaren Bereichs (grün) und des nicht sichtbaren Teils (rot). Das Gehirn ist dunkelblau, der Schädelknochen grau dargestellt (Patient 2).

In Tabelle 1 werden die vom Rechner gefundenen Öffnungen mit den real vorgenommenen Öffnungen verglichen. Die Dimensionen der computergestützt gefundenen Löcher unterscheiden sich z.T. deutlich von der ärztlichen Planung. Bei Patient 2 ist eine Halbierung der Öffnungsfläche erkennbar. Gleichzeitig kann die Sichtbarkeit um 4 % erhöht werden. Bei Patient 1 und 4 ermittelt der Algorithmus eine in der Form längliche Öffnung.

	Sichtbarkeit [%]		Öffnungsgröße [mm]		Differenz [%]	
	Arzt	Computer	Arzt	Computer	Sichtbarkeit	Fläche
Patient 1	88	96	67x67	32x75	8	-47
Patient 2	84	88	44x68	22x30	4	-78
Patient 3	49	51	38x56	32x37	2	-44
Patient 4	91	88	40x71	20x51	-3	-64
Patient 5	44	51	38x54	27x38	7	-50

Tabelle 1: Der sichtbare Anteil der Oberfläche zwischen Hämatom und Gehirn. Die Öffnungsgröße wird als Durchmesser der elliptischen Öffnung angegeben, die bei den postoperativen Öffnungen eingepasst wurde.

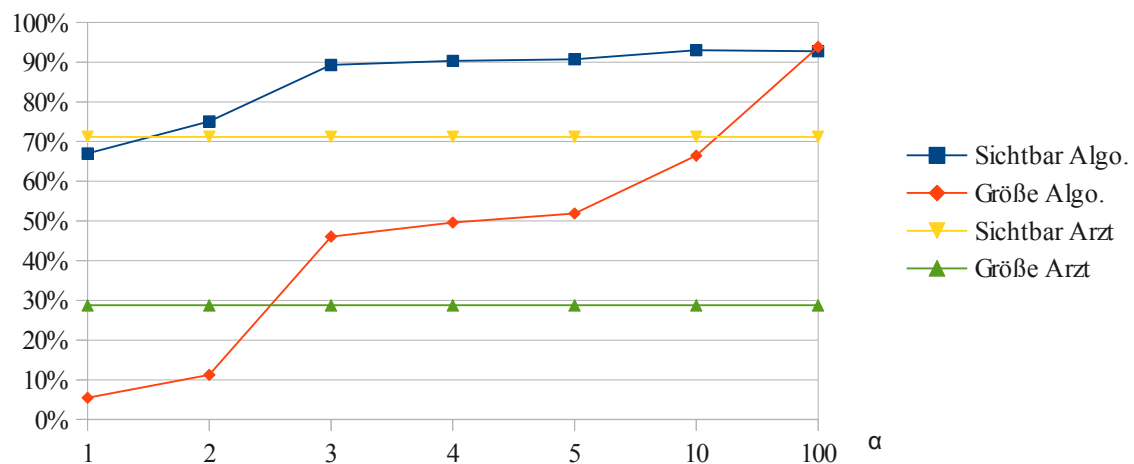


Abb. 4: Der sichtbare Anteil des Hämatoms und die Größe der Öffnung in % abhängig vom Parameter  $\alpha$  gemittelt über die fünf untersuchten Patienten. Die Größen sind im Verhältnis zu  $U_{max}$  (entspricht 100 %) angegeben. Für  $\alpha \geq 3$  ist ein deutlicher Anstieg in der Öffnungsgröße zu beobachten. Bei der Gewichtung mit  $\alpha = 2$  ist die mittlere Größe wie auch der im Mittel sichtbare Anteil geringfügig größer als bei der chirurgischen Planung.

Abb. 4 verdeutlicht den Einfluss des Gewichtungsparameters  $\alpha$ . Es werden sieben Werte für  $\alpha$  untersucht: 1, 2, 3, 4, 5, 10 und 100. Experimentell hat sich gezeigt, dass  $\alpha = 1$  zu kleine Öffnungen präferiert hat und  $\alpha \geq 3$  zu große Öffnungen erzeugt. Für die praktischen Anforderungen zeigt sich  $\alpha = 2$  als geeignet. Zusätzlich zu zwei Stunden Zeitaufwand zur Vorverarbeitung der Daten wird ein GPU-gestützter Rechenaufwand von ca. 4 Stunden benötigt. Die Berechnungen wurden auf Standard-PCs mit 64-Bit Intel Xeon-Prozessoren (3 GHz) und einer NVIDIA Quadro 4000 Grafikkarte durchgeführt. Die Verlagerung des Ray-Castings auf die GPU beschleunigt die Berechnungen durchschnittlich um den Faktor 7.

## 4 Diskussion

Im Durchschnitt kann mit dem vorgestellten Ansatz eine Verbesserung der Sichtbarkeit unter gleichzeitiger Verkleinerung der Öffnungsgröße erzielt werden. Die Empfehlung von  $\alpha = 2$  für die hier verwendete Fitnessfunktion fußt auf einer Parameterstudie mit den hier verwendeten Datensätzen. Die Betrachtung von Öffnungen für  $\alpha = 1$  kann interessant sein, da die Größenreduktion dann signifikant ist ( $p < 0.05$ ). Jedoch muss noch stärker als für die zu  $\alpha = 2$  ermittelten Öffnungen, die Operierbarkeit vom Arzt kritisch hinterfragt werden. Außerdem wurden keine weiteren anatomischen Randbedingungen betrachtet, so dass vom vorgestellten System nur Vorschläge generiert werden können. Mit der aktuellen Implementierung könnte es auf der kommenden Hardware-Generation nach Generierung der Vorschläge möglich sein, diese interaktiv von einem Chirurgen an den Patienten anzupassen oder unabhängig eigene Szenarien auch mit mehreren Bohrlöchern zu planen.

## 5 Referenzen

- [1] DiMeco, F. et al., Craniotomies without burr holes using an oscillating saw, Acta Neurochirurgica 146(9), Springer Wien, 2004
- [2] Satoru, S. et al., Supratentorial Craniotomy Using a Threadwire Saw, Neurologia medico-chirurgica, 48(4), 2008
- [3] Färber, M., Ehrhardt, J., Handels, H., Live-wire-based segmentation using similarities between corresponding image structures, Comput Med Imaging Graph, 31, S. 549-560, 2007
- [4] Michalewicz, Z., Genetic algorithms + data structures = evolution programs (3rd ed.), Springer-Verlag, 1996
- [5] Preim, B., Bartz, D., Visualization in Medicine, Morgan-Kaufmann-Verlag, 2007
- [6] Ritter, F., Boskamp, T., Homeyer, A., Laue, H., Schwier, M., Link, F., Peitgen, H.-O., Medical Image Analysis: A visual approach. IEEE Pulse; 2(6):60–70, 2011

# Software Tool for the Analysis of the Coagulation Zone from Multipolar Radiofrequency Ablation

C. Rieder<sup>1</sup>, F. Poch<sup>3</sup>, H. Tiesler<sup>1,2</sup>, K. Lehmann<sup>3</sup> and T. Preusser<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Fraunhofer MEVIS, Institute for Medical Image Computing, Bremen, Germany

<sup>2</sup> School of Engineering and Science, Jacobs University Bremen, Germany

<sup>3</sup> Charité - Universitätsmedizin Berlin, Campus Benjamin Franklin, Germany

Contact: christian.rieder@mevis.fraunhofer.de

## Abstract:

*Percutaneous radiofrequency (RF) ablation is becoming a standard minimal invasive procedure for treatment of primary liver tumors. In clinical practice, knowledge about geometry and expected size of the coagulation is essential to prevent local tumor recurrence. Particularly the heat-sink effects of large vessels in the vicinity of the electrode may lead to a smaller size of the coagulation zone.*

*For the evaluation of multipolar RF ablation studies with ex-vivo porcine livers, a novel software tool is presented. The tool supports manual contouring of the coagulation in digital photographs from liver slices. Based on geometric measurements of the RF applicators, deformations of the liver specimens are compensated. Furthermore, the software tool supports automated quantification of a large number of experiments.*

*Keywords: Radiofrequency Ablation, Quantification, Cooling effect, Multipolar RFA*

## 1 Purpose

Image-guided ablation therapies using thermal energy, particularly radiofrequency ablation (RFA), have been developed as a minimal invasive alternative in contrast to the surgical resection of liver tumors<sup>1</sup>. Due to its common technical procedure, low complication rate and low cost, RFA has taken a significant part in clinical practice. The principle of the RFA is the placement of RF electrodes into the tumor. Subsequently, a high-frequency electric field is induced, which causes a local heating and leads to a coagulation necrosis as a result of cell destruction. The choice of an appropriate applicator type and the exact placement of the electrodes is essential to achieve complete destruction of cancer cells with respect to the heat-sink effect of cooling blood vessels, located in the vicinity of the tumor<sup>2</sup>.

To increase the ablation zone, up to three bipolar applicators can be placed close to each other and simultaneously connected to a single generator<sup>3</sup>. In such a multipolar setting, the electrical field is induced in a round-robin fashion between all possible electrode combinations, resulting in an extended ablation zone. Typically, the applicators are placed around the target lesion in order to maximize the combined coagulation zone.

To quantify the cooling effect of hepatic vessels in the liver, ex vivo experiments with bipolar RF applicators in porcine livers have been analyzed<sup>4,5</sup>. However, heat-sink effects from multipolar RFA have not been taken into account. The contribution of this work is a software tool to support comparative quantification of the cooling effects in multipolar ex-vivo experiments.

## 2 Methods

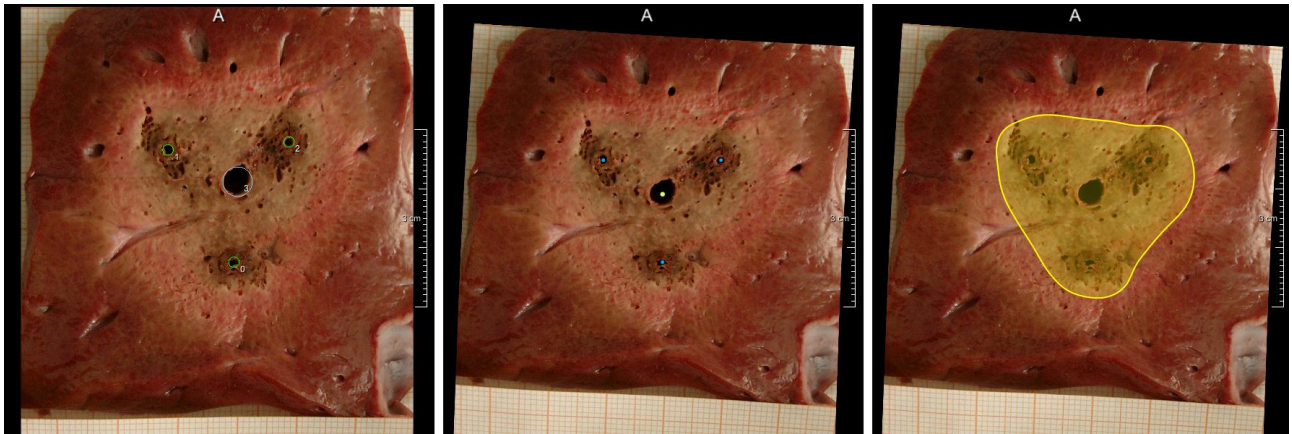
For this software, it is assumed that slice images of the specimen are digitally photographed orthogonal to the applicator needle. Since the real-world pixel size is not stored in images taken with digital cameras, this information has to be added manually in the software. For that, it is required, that the photographs of the specimen also show a scale, for instance a sheet of millimeter paper. The software is parted into two sub-applications: the first application allows to create manual segmentation masks of the ablation zones and to store them in a database, the second application allows to automatically analyze the ablation zones stored in the database with regard to the cooling effects of the vascular system.

In the first step of the software, the photograph of the specimen is loaded and calibrated. For that, a rectangle has to be drawn onto the photographed sheet of millimeter paper and the current size has to be specified. After this step, transformation of pixel scale to world scale is defined, allowing quantification based on the photograph.

In the next step, the positions of the RF applicators as well as the cooling vessel have to be determined in the photograph. For that, circles with the current radii of the applicators and vessel are added by mouse interaction in the image viewer, respectively. Goal of this procedure is to exactly specify the geometric setting of the photograph.

Because the geometric setting of the photograph does not exactly correspond to the original geometric arrangement of the RF applicators and vessel in the experiment, the photograph has to be deformed. Despite the stable geometric arrangement in the experiment, the deformation in the photograph is related to the cutting procedure and the soft tissue property of the liver. To allow comparison of different experiments, all photographs have to be deformed to the original geometric setting. Based on the specified objects in the image and the well-known geometric setting in the experiments, a thin-plate spline landmark registration<sup>6</sup> is used to calculate the transformation. Based on this transformation, the image of the photograph is deformed.

After image deformation, the coagulation necrosis has to be segmented. The goal is to classify the white zone as described in the study by Ng et al.<sup>7</sup>. Findings of this study demonstrate that complete cellular destruction can be achieved within the whole zone of RF ablation to the ablative margins of the white zone. In the software, drawing a contour around the white zone allows to segment the ablation zone. The contour's shape can be changed afterwards by mouse interactions. If the tissue around the vessel could not be ablated due to the heat-sink effect, a second contour may be drawn in order to classify native healthy tissue inside of the ablation zone. The complete procedure from calibration to contouring is repeated for every specimen leading to a large database of segmented ablation zones with corresponding geometric settings. Figure 1 shows the determination of RF applicators and vessel, the deformation and the contouring.



**Fig. 1:** Left: the specified RF applicators and the vessel. Middle: the image after deformation to the original geometric setup. Right: drawn contour around the white zone on top of the deformed photograph.

The second part of the proposed software supports the quantitative and qualitative analysis of the stored ablation zones. Based on the database, every stored experiment can be loaded and analyzed. In order to analyze the heat-sink effects, a ground truth ablation zone mask has to be specified, i.e. an experiment without vascular cooling.

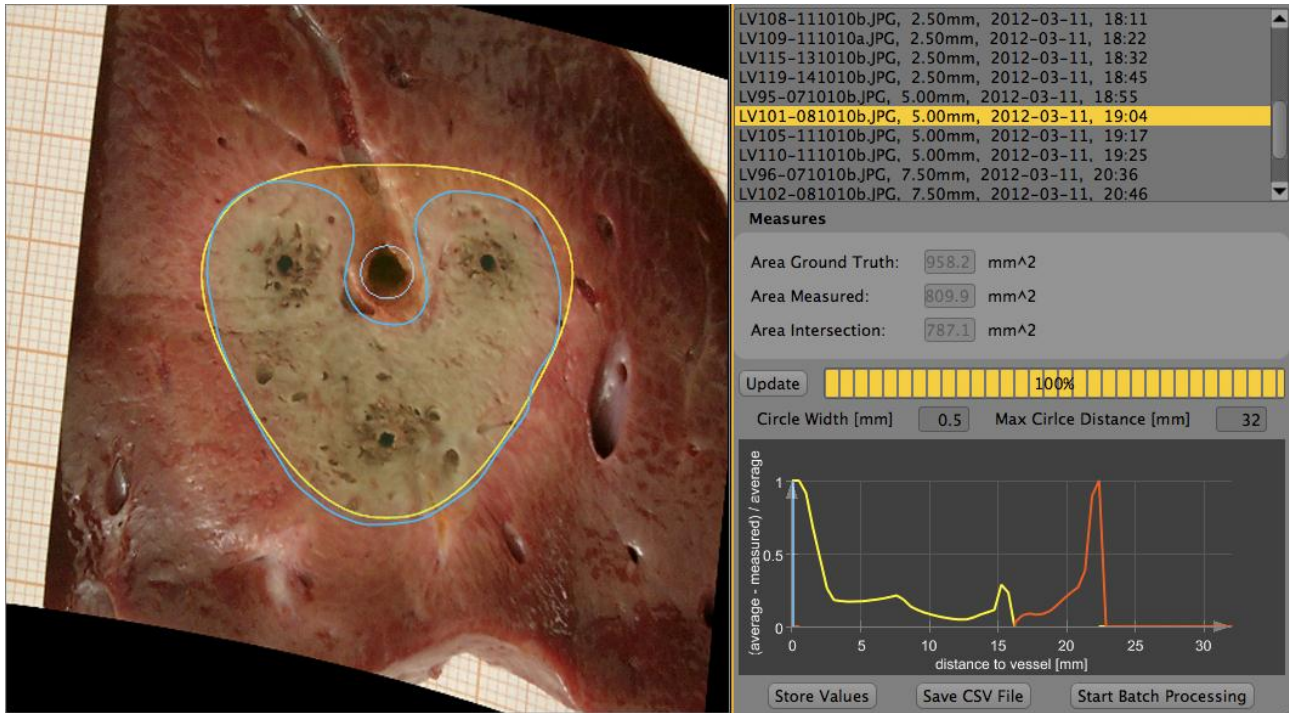
In the first step of the application, arbitrary numbers of experiments without vascular cooling are loaded in order to calculate a robust ground truth mask. The goal is to minimize the variation introduced by the different experiments and resulting segmentation masks. For that, shape-based averaging<sup>8</sup> is used to calculate a robust ground truth mask.

In the next step, any stored experiment can be loaded and compared with the ground truth. Since the geometric setup is also stored in the database, the ground truth and the measured experiment can be visualized together. The ground truth is shown in the viewer as a yellow contour superimposed onto the photograph. The measured ablation zone mask is displayed as a blue contour. Quantitatively, the area of the ground truth is automatically compared with the area of the measured ablation zone. Also, the area of the intersection is calculated. For a qualitative description of the cooling effect, the fraction of the cooling effect regarding the ground truth is represented in dependency to the distance to the vessel. For that, the following formula is evaluated for a specified number of circles around the vessel:  $(GT / AZ) - GT$ , whereas GT denotes the area of ground truth and AZ the area of the measured ablation zone pixels.

Thus, a value of 1 corresponds to tissue with vascular heat sink, i.e. a circle with ground truth but without measured ablation zone, and 0 corresponds to tissue without vascular cooling. The resulting values per circle are displays in a graph. In order to support fully automated processing of the complete database, a batch processing method is integrated. The batch processing automatically loads all photographs and corresponding segmented ablation zones one after the other,



and calculates the above-mentioned analysis. Subsequently, the results are stored in a CSV table, which may be further processed in spreadsheet applications such as Excel. Figure 2 shows a screenshot of the analysis application.



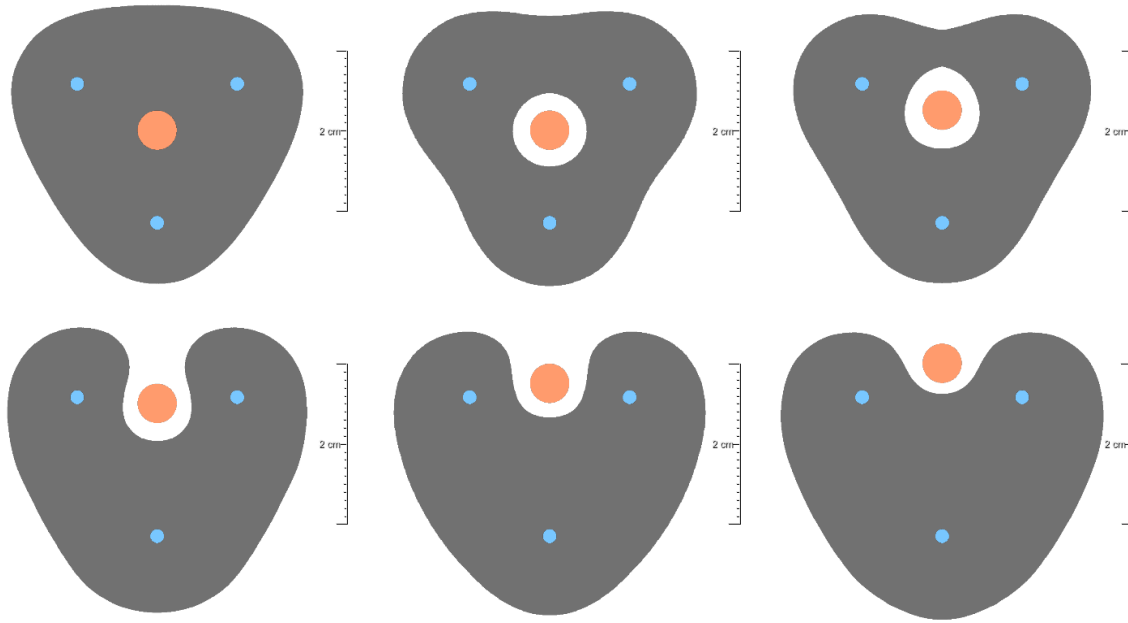
**Fig. 2:** Screenshot of the analysis software. The yellow contour shows the averaged ground truth ablation zone without cooling. The blue contour represents the ablation zone of the selected experiment. Quantitative measures (area in mm<sup>2</sup>) as well as the processed curve are displayed in the graphical user interface.

### 3 Results

The proposed software has been used in an ex-vivo study with porcine livers. Using an aiming device, three RF-applicators were induced in parallel into the liver tissue and a coagulation zone was ablated. A bipolar RFA system was used for the ablation. Three RF applicators with 20 mm distance to each other were used (CelonProSurge 150-T20, Celon AG Medical Instruments, Germany). A power of 60 W was applied until an energy application of 40 kJ was reached. All RF applications were performed at room temperature. In order to simulate large perfused vessels, glass tubes with diameter of 5 mm were utilized. The glass tubes were introduced with the aiming device with following distances to the center of the three applicators: 0, 2.5, 5, 7.5, and 10 mm. A roller pump was connected in order to create flow of saline in the tube. The flow rate was not varied because previous studies already show that the influence of the flow rate can be neglected. After ablation, the livers were cut through at the center of the electrode perpendicular to the applicator.

Using the presented software, the ablation zones of 6 experiments for each geometric setup (in all 30) were manually segmented by a medical expert. The complete processing took approximately 5 minutes per case. Additionally, 5 experiments without cooling, i.e. with disabled pump, were performed. To determine the ground truth, the corresponding ablation zones were averaged as described above. Subsequently, all 30 experiments were automatically analyzed with the batch-processing mode within 9 minutes (circle with: 0.5 mm).

As a preliminary result of the study, the segmented ablation zone masks for each geometric setup are averaged and compared with the ground truth. Figure 3 shows the averaged mask of the ground truth as well as the masks of the cooling experiments with 0, 2.5, 5, 7.5, and 10 mm distance of the glass tube to the applicator's center. In the image, the heat-sink effect around the class tube can be clearly observed. Further quantitative and qualitative results have already been compared and will be published in the near future



**Fig. 3:** Averaged ablation zone masks from ex-vivo experiments with three RF applicators and glass tube. From left to right upper row: ground truth, 0, and 2.5 mm distance of the glass tube to center of probes. From left to right lower row: 5, 7.5, and 10 mm distance.

## 4 Conclusions

In this work, a software tool for contouring of multipolar ablation zones in digital photographs of liver specimens and subsequent quantitative as well as qualitative analysis is presented. The software supports calibration, deformation and contouring of the photograph. Furthermore, a fully automatic analysis based on an averaged ground truth mask is presented. The software has been used in experimental ex-vivo study for analysis of the heat-sink effect for multipolar RFA, but is not restricted to ex-vivo or RFA. In future experiments, in-vivo ablation zones will be analyzed after resection of bovine livers and subsequent photographing of the specimens. A further application of the software tool will be the analysis of multi antenna microwave ablations and the comparison with RF ablation zones.

## 5 References

- [1] Garrean, S., Hering, J., Saied, A., Helton, W., and Espat, N., “Radiofrequency ablation of primary and metastatic liver tumors: a critical review of the literature,” *Am J Surg* 195, 508–520 (Jan 2008).
- [2] Mulier, S. et al. “Experimental and clinical radiofrequency ablation: proposal for standardized description of coagulation size and geometry,” *Ann Surg Oncol* 14, 1381–96 (Apr 2007).
- [3] Frericks, B.B., Ritz, J.P., Roggan, A., Wolf, K.J., Albrecht, T., “Multipolar radiofrequency ablation of hepatic tumors: initial experience“, *Radiology*, 2005 vol. 237 (3) pp. 1056-62.
- [4] Lehmann, K., Ritz, J., Valdeig, S., Knappe, V., Schenk, A., Weihsen, A., Rieder, C., Holmer, C., Zurbuchen, U., Hoffmann, P., Peitgen, H.O., Buhr, H., Frericks, B. “Ex situ quantification of the cooling effect of liver vessels on radiofrequency ablation”, *Langenbeck's Archives of Surgery*, 2009 vol. 394 (3) pp. 475-481.
- [5] Schenk, A., Weihsen, A., Rieder, C., Frericks, B., Valdeig, S., Lehmann, K., Peitgen, H.-O. “Evaluation of radiofrequency ablation lesions: a new software tool for the quantification of heat sink effects,” *Proceedings of CARS*, (2008).
- [6] Rohr, K., Stiehl, H. S., Sprengel, R., Buzug, T. M., Weese, J., Kuhn, M. H. “Landmark-Based Elastic Registration Using Approximating Thin-Plate Splines”, *IEEE Transactions On Medical Imaging*, 2001, vol. 20 (6), pp. 526-34
- [7] Rohlfing, T., Maurer, C.R. “Shape-Based Averaging”, *IEEE Transactions On Image Processing*, 2007, vol. 16 (1), pp. 153-61
- [8] Ng, K.K., Lam, C.M., Poon, R.T., Shek, T.W., Yu, W.C., To, J.Y., Wo, Y.H., Lau, C.P., Tang, T.C., Ho, D.W., Fan, S.T. “Porcine Liver: Morphologic Characteristics and Cell Viability at Experimental Radiofrequency Ablation with Internally Cooled Electrodes”, *Radiology*. 2005 May;235(2):478-86.

# Der LiverAnatomyExplorer: Ein web- und fallbasiertes Trainingssystem für die Anatomieausbildung

Steven Birr<sup>1</sup>, Jeanette Mönch<sup>1</sup>, Karl-Jürgen Oldhafer<sup>2</sup>, Uta Preim<sup>3</sup>, Bernhard Preim<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup> Asklepios Klinik Barmbek, Institut für Allgemein- und Viszeralchirurgie, Hamburg, Germany

<sup>3</sup> Klinikum Magdeburg, Institut für Radiologie, Magdeburg, Germany

Kontakt: [steven.birr@ovgu.de](mailto:steven.birr@ovgu.de)

## Abstract:

Wir präsentieren in diesem Beitrag den LiverAnatomyExplorer – ein plattformunabhängiges, web- und fallbasiertes Trainingssystem für die medizinische Anatomieausbildung. Mehrere onkologische Abdomen-CT-Datensätze wurden in enger Zusammenarbeit mit klinischen Experten 3D-rekonstruiert und zusammen mit Fallhintergrundinformationen, OP-Lehrvideos und Selbstlerntests in ein nutzergeführtes, didaktisches Konzept integriert und online verfügbar gemacht. Aktuelle Webbrowser unterstützen, basierend auf HTML 5/WebGL, die Darstellung interaktiver 3D-Modelle ohne Verwendung zusätzlicher kostenpflichtiger Plugins. Eine erste informelle Evaluierung zeigt, dass die Kombination aus realen patientenindividuellen Falldaten mit interaktiven 3D-Szenen und einem didaktisch aufbereitetem Konzept eine wesentliche Bereicherung in der chirurgischen Aus- und Weiterbildung gegenüber bisherigen E-Learning-Angeboten darstellen kann.

**Schlüsselworte:** Ausbildung, Weiterbildung, Web3D, E-Learning, HTML 5

## 1 Problem

Die Anatomieausbildung von Medizinstudenten erfolgt klassischerweise durch Frontalunterricht in Vorlesungen oder Seminaren, in Präparationskursen an Leichen und durch Illustrationen in medizinischen Lehrbüchern. CD/DVD-basierte multimediale Lernprogramme und elektronische Atlanten werden oft unterstützend zur Wissensgenerierung eingesetzt, erfordern jedoch die Installation auf dem lokalen Rechner, haben meist nur einen begrenzten Funktions- und Interaktionsumfang und ermöglichen keine umfassende Lernerfolgskontrolle. Fallorientierte Systeme wie CASUS [1] und CAMPUS [2] legen den Fokus auf das Stellen einer Diagnose und die Auswahl einer (medikamentösen) Therapie – im Wesentlichen basieren aber beide Systeme auf der Darstellung von Texten und Bildern. Der VOXELMAN [3] ermöglicht durch die Exploration des 3D-Modells eines virtuellen, gesunden Mannes das Lernen der menschlichen Anatomie. Es steht jedoch nur ein einziger Datensatz ohne pathologische Veränderungen zur Verfügung. Die MIRC MEDMA-Falldatenbank (<http://mirc.medma.uni-heidelberg.de>) bietet dem Lernenden eine Vielzahl radiologischer Befunde und Bilddatensätze realer Fälle, enthält jedoch nur schematische Zeichnungen der dreidimensionalen Patientenanatomie oder Screenshots von 3D-Visualisierungen, sodass kein direkter Bezug zu den 2D-Bilddatensätzen herstellbar ist.

Mit dem Ziel, Studenten und Ärzten in Aus- und Weiterbildung aktives Wissen zu vermitteln und auf den praktischen Klinikalltag vorzubereiten, entstanden in den letzten Jahren mehrere medizinische Webportale mit sozialen Netzwerkfunktionen, wie SurgTec (<http://www.surgtec.com>) oder webop (<http://www.webop.de>). Diese Portale enthalten z. B. Expertenvorträge und -interviews, Informationen zu Operationstechniken und Instrumenten oder Videos intraoperativer Eingriffe. Speziell für die Anatomieausbildung existieren auf diesen Plattformen jedoch keine interaktiven 3D-Visualisierungen, die komplexe räumliche Zusammenhänge zwischen Organen, Tumoren und Risikostrukturen, z. B. Blutgefäßen, deutlich machen. Crossingham et al. [4] entwickelten eine flashbasierte Lösung für die Vermittlung der Leberanatomie sowie verschiedener Resektionsvarianten. Hierbei handelt es sich jedoch um eine einzige simulierte, gesunde Leber ohne patientenindividuelle anatomische und pathologische Varianten. Aktuelle Entwicklungen im Bereich WebGL-basierter 3D-Visualisierungen ermöglichen die Darstellung und Interaktion medizinischer 3D-Modelle im Webbrowser ohne die Installation zusätzlicher Software oder Plugins. BioDigital Systems (<https://www.biodigitalhuman.com>) und Zygote Body (<http://www.zygotebody.com>) bieten jedoch nur je zwei virtuelle Modelle ohne krankhafte Veränderungen der Anatomie sowie ohne Bezug zu realen Patientendaten oder aufbereiteten

OP-Videos. Darüber hinaus gibt es keine Nutzerführung für einen Lernenden; Lernziele und Aufgaben müssen selbstständig definiert werden.

Zusammenfassend bieten bisherige webbasierte Lernsysteme oft nur eingeschränkt nutzbare 3D-Visualisierungen mit geringen Interaktions- und Explorationsmöglichkeiten sowie fehlender Nutzerführung. Meist werden speziell modellierte 3D-Objekte verwendet, jedoch keine patientenindividuellen Daten zur Abbildung der realen anatomischen und pathologischen Varianten der Leber. Mit dem Ziel, diese Lücke zu schließen, wird in diesem Beitrag der *LiverAnatomyExplorer* vorgestellt – ein web- und fallbasiertes Lernsystem, speziell ausgerichtet auf die Leberanatomie. Das Trainingssystem basiert auf [5] und enthält interaktive 2D- und 3D-Visualisierungen von realen, onkologischen Datensätzen, chirurgische OP-Videos, Lernerfolgsmechanismen sowie ein Autorensystem für neue Fälle.

## 2 Methoden

Zunächst erfolgte eine Anforderungsanalyse per Onlineumfrage unter 176 Medizinstudenten (103 w / 73 m, Durchschnittsalter: 23, 7.-10. Semester) und 13 Ärzten (2 Assistenz- und 11 Fachärzte, 5 w / 8 m, Durchschnittsalter: 39), z. T. mit der Subspezialisierung Abdominalchirurgie. Die Antworten der Umfrage ermöglichen es uns, das Trainingssystem auf die Bedürfnisse und Wünsche der Zielgruppen bzgl. einer optimierten Aus- und Weiterbildung zu fokussieren. 49 % (86/176) der Studenten würden gern fallbasierte e-Learning-Materialien und interaktive 3D-Modelle zur Prüfungsvorbereitung nutzen. 84 % (11/13) der befragten Kliniker sind in die Lehre involviert und 76 % (10/13) würden gern mehr reale, klinische Fälle zu Aus- und Weiterbildungszwecken und für die Diskussion mit Kollegen nutzen. Die Umfrage zeigt, dass die bisher von den Ärzten verwendeten „elektronischen Zeitschriftenbibliotheken“ und „Online-Atlanten“ oft nur „begrenzte Multimedialität und Interaktivität“ bieten oder „Kostenpflichtigkeit und Nutzungsschwierigkeiten“ von der Verwendung der Tools abhalten. Des Weiteren haben 97 % (171/176) der Studenten und 54 % (7/13) der Ärzte kaum oder gar keine Erfahrungen im Umgang mit interaktiven 3D-Visualisierungen. Daraus folgt, dass den Anwendern einfach zu bedienende User Interfaces und Interaktionstechniken für die freie Exploration (Rotation, Zoom, Translation) der 3D-Szenen zur Verfügung gestellt werden müssen.

In Zusammenarbeit mit klinischen Experten wurden 13 abdominale DICOM CT-Datensätze für das Trainingssystem ausgewählt. Relevante Strukturen, wie die Leberoberfläche und -segmente sowie Gefäßbäume und Tumore wurden mit *MeVisLab* [6] segmentiert und in ein webfähiges Format konvertiert. DICOM-Volumendaten sind für die Nutzung im Web meist zu groß, nicht anonymisiert und erfordern spezielle Plugins. Daher werden die Bilddaten im Vorverarbeitungsschritt mit *MeVisLab* schichtweise in JPG-Bilder umgewandelt und die Segmentierungen als SVG-Dateien (Scalable Vector Graphics) exportiert. Da mit dem Web-Tool keine Diagnosen durchgeführt werden sollen, stellt die Verwendung komprimierter JPG-Bilder kein Problem dar. Um dennoch verschiedene Fensterungseinstellungen zu ermöglichen, werden mehrere vordefinierte Fensterungen bereitgestellt, zwischen denen der Nutzer bei Bedarf wechseln kann. Die segmentierten Strukturen wurden mit *MeVisLab* in 3D-Oberflächen umgewandelt, die Detailgenauigkeit der Szenen für eine effiziente Webnutzung dezimiert und in X3D-Dateien exportiert. X3D [7] ist ein ISO Web3D-Standard, mit dem 3D-Objekte in einem hierarchischen Szenengraph in XML-Codierung repräsentiert werden. JavaScript-APIs und -Frameworks, wie WebGL [8] und X3DOM [9] ermöglichen ein echtzeitfähiges Rendering von X3D-Inhalten im Webbrowser, ohne Verwendung zusätzlicher Plugins. Der Vorteil ist, dass die X3D-Visualisierung der Leber mit den 2D-Daten synchronisierbar ist (Abb. 1). Die interaktive Bewegung einer virtuellen Schicht durch das 3D-Modell und die synchrone Darstellung der betreffenden Strukturen im 2D-Viewer ermöglichen dem Lernenden die Herstellung des direkten Bezugs zwischen 2D- und 3D-Information. Die farbigen Overlays und die Teilstrukturen des 3D-Modells können vom Nutzer interaktiv ein/aus geblendet werden; bei Mouseover werden Labels zur Kennzeichnung der anatomischen Strukturen angezeigt. Die 3D-Szene kann frei im Raum rotiert, translatiert und skaliert werden. Zur Unterstützung des Nutzers bei der Interaktion wird ein 3D-Widget bereitgestellt, mit dem das Modell in 30°-Schritten um eine feste Achse rotiert werden kann. Es ist jederzeit mit einem Klick möglich, zum Ausgangssichtpunkt zurückzukehren. Ein abstraktes Modell eines menschlichen Körpers verdeutlicht zudem den Sichtpunkt auf die Szene (Abb. 1, unten rechts).



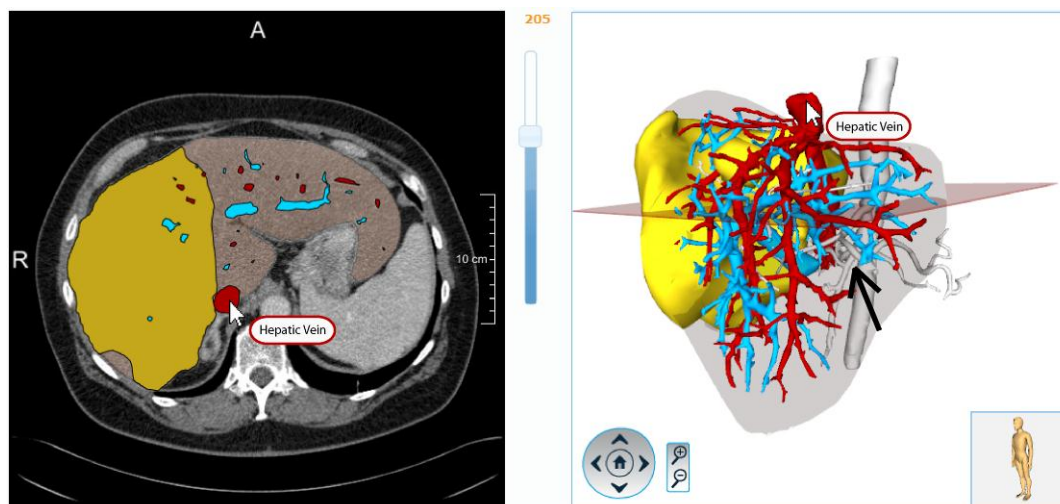


Abb. 1: Webbasierte, synchrone 2D/3D-Darstellung eines Lernfalls. Farbige Overlays kennzeichnen die zuvor segmentierten Strukturen der Leber, z. B. ein großes hepatozelluläres Karzinom (gelb). Interaktive Labels heben den korrekten medizinischen Term des Objektes hervor. Pfeil: Akzessorische rechte Arterie aus der A. mesenterica superior

Der *LiverAnatomyExplorer* basiert auf einem tutoriellen Konzept, in dem der Lernende Schritt-für-Schritt durch die Bearbeitung der 13 aufbereiteten und nach Komplexität gestaffelten Fälle geführt wird. Jeder der Fälle besteht aus fünf linearen Schritten: Lernziele & -aufgaben, (Anonymisierte) Patienteninformationen, 2D/3D Viewer, Quiz & Feedback, OP-Videos & weiterführende Links. Für die Wissensgenerierung und die Kontrolle der individuellen Lernkurve sind direkte Feedbackmechanismen, das Training von Teilaufgaben und unterstützende Informationen unerlässlich [10]. Im Quizmodus werden dem Nutzer mehrere Fragen in verschiedenen Formen präsentiert (Multiple Choice, Selektion von Strukturen im 3D-Modell, Sortieraufgaben). Das Trainingssystem richtet sich gleichermaßen an Medizinstudenten und Ärzte in der Weiterbildung. Der ersten Zielgruppe werden anatomische Grundlagen der Leber sowie Lage- und Größenverhältnisse von Lebergefäßen und -tumoren anhand von realen Fallbeispielen vermittelt. Multiple-Choice-Fragen und 3D-Selektionsfragen (z. B. „Klicken Sie auf das Gefäß, das Segment 7 versorgt!“) dienen der Abfrage und Reflektion des anatomischen Wissens. Die deutlich gekennzeichneten, komplexeren Fallbeispiele richten sich an Ärzte in der klinischen Ausbildung. Multiple-Choice-Fragen dienen hier z. B. der Abfrage von anatomischen Gefäßvarianten und -anomalien (z. B. „Welche anatomische Variante der Leberarterie ist zu sehen?“, Abb.1 rechts, schwarzer Pfeil). Sortieraufgaben sollen den Lernenden darin trainieren, z. B. die notwendigen Arbeitsabläufe während einer Leberresektion richtig zu ordnen. Außerdem hat der Lernende der erfahreneren Zielgruppe die Aufgabe, sich in die Rolle des Chirurgen hineinzuversetzen und aus mehreren Resektionsmöglichkeiten die richtige Option (z. B. eine Erweiterte Hemihepatektomie rechts) auszuwählen. Ein Resektionsvorschlag besteht aus einer 3D-rekonstruierten Darstellung von Remnant, Resektionsvolumen, Resektionsfläche sowie der Tumore, Gefäße und Segmente (Abb. 2, rechts). Der Lernende hat bei der Beantwortung der Resektionsfrage jederzeit die Möglichkeit, die Daten aus der Patientenanamnese oder die farbkodierten 2D-Visualisierungen abzurufen. Unmittelbar auf die Antwort des Nutzers wird die richtige Lösung als Textantwort mit weiterführenden Links und im 3D-Modell präsentiert. Wurden mehr als 75 % der Quiz-Fragen richtig beantwortet, wird der nächste Fall freigeschaltet; andernfalls können die Lernaufgaben selbstständig beliebig oft wiederholt werden. Im letzten Schritt der Bearbeitung eines Falls werden dem Lernenden kommentierte OP-Videos präsentiert, um die klinische Relevanz des Falls hervorzuheben, den realen Eingriff an der Leber zu dokumentieren und dem angehenden Facharzt potentielle Komplikationen oder spezielle Resektionstechniken zu vermitteln.

### 3 Ergebnisse

Für das webbasierte Trainingssystem wurden 13 patientenindividuelle CT-Abdomen-Datensätze von klinischen Experten segmentiert und anschließend mit *MeVisLab* aufbereitet. Die Schichtdaten und die rekonstruierten 3D-Modelle wurden in ein webfähiges Format umgewandelt und in dem Online-Lernmodul integriert. Der Exportvorgang dauert dabei nur wenige Minuten. Ein X3D-Modell ist ca. 5-10 MB groß (enthält ca. 63.000 Polygone) und kann bei flüssiger Bildfrequenz (ca. 20-25fps, getestet auf Intel Core i5, 2.3 GHz, 4GB RAM, Nvidia GeForce GT 540M) mit jedem aktuellen Webbrowser geöffnet werden. Ein prototypisch umgesetztes webbasiertes Autorentool bietet Mentoren außerdem die Möglichkeit, die hochgeladenen Fälle online zu verwalten und eigene fallabhängige Testaufgaben und -Lösungen zu integrieren. Der *LiverAnatomyExplorer* wurde bisher mit einer erfahrenen Radiologin und einem Chirurgen für Allgemein- und Viszeralchirurgie informell evaluiert. Die beiden Experten schätzen v. a. die freie Exploration von detaillierten ana-

tomischen und pathologischen 3D-Modellen als nützlich für die Ausbildung junger Ärzte ein. Die Fallauswahl, die Entscheidung über die Komplexität eines Falls sowie die Reihenfolge der Testaufgaben und -lösungen wurden in enger Zusammenarbeit mit den beiden Fachärzten diskutiert. Die Radiologin empfiehlt außerdem, eine Kollaborationsmöglichkeit für Lernende zu integrieren. Auffällige oder unklare Regionen sollten von den Lernenden annotiert werden können, um sich mit anderen Kollegen oder Experten auszutauschen, z. B. um angemessene Therapiekonzepte zu diskutieren. Es ist geplant, diese Idee in der nächsten Entwicklungsstufe des *LiverAnatomyExplorers* zu implementieren. Weitere Evaluierungen mit klinischen Experten, Assistenzärzten und Medizinstudenten bzgl. der Usability und Akzeptanz sowie des Lernerfolgs werden derzeit vorbereitet.

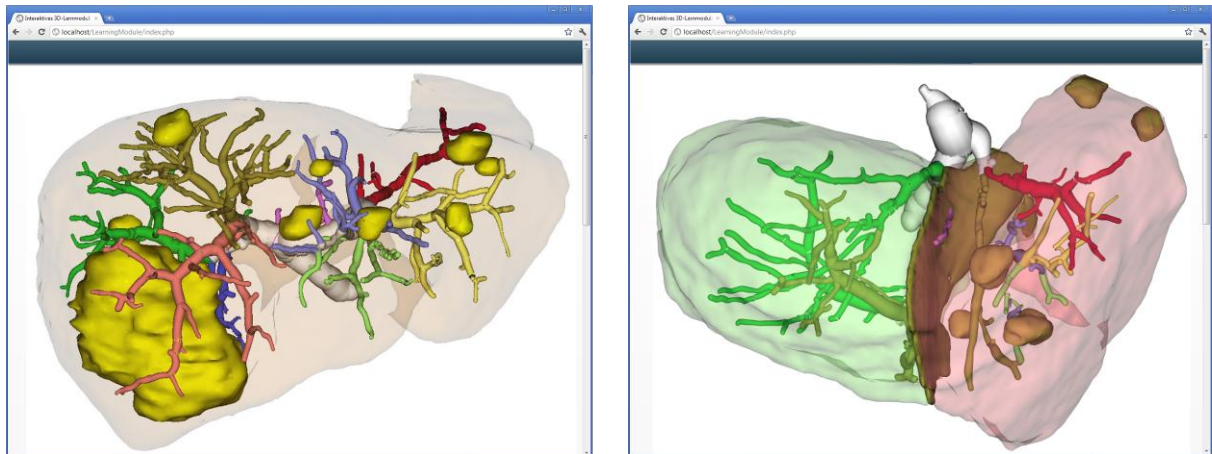


Abb. 2: Links: Detailliertes 3D-Modell eines onkologischen Leberfalls mit mehreren Metastasen. Rechts: 3D-Resektionsvorschlag einer Hemihepatektomie (Grün: Remnant, Rot: Resektionsvolumen, Orange: Resektionsfläche), dargestellt in dem entwickelten 3D-Viewer im Webbrowser Google Chrome 20.

## 4 Diskussion

In diesem Beitrag wurde der *LiverAnatomyExplorer*, ein web- und fallbasiertes Trainingssystem, speziell ausgerichtet auf die Leberanatomie vorgestellt. Im Gegensatz zu bisherigen webbasierten Lösungen bietet das Lernsystem mehrere individuelle klinische Fälle mit unterschiedlichen anatomischen und pathologischen Gegebenheiten, z. B. Gefäßanomalien oder komplexen Metastasierungen. Prinzipiell ist das System nicht auf das Organ *Leber* beschränkt – X3D ist ein freies 3D-Austauschformat und eignet sich ebenso für andere Organsysteme. Die größte Herausforderung liegt derzeit in der Vorverarbeitung der Daten und der Performance im Webbrowser. Die Aufbereitung der Daten (Import, Segmentierung, Datenreduzierung, Export) ist sehr zeitaufwändig und nur mit Hilfe klinischen Fachpersonals und Softwareunterstützung möglich. Um die 3D-Modelle im Web schnell abrufbar zu machen, müssen sie zum Teil stark komprimiert werden. Die Vorteile webbasierter Systeme sind jedoch die standort- und zeitunabhängige Nutzung von Lernmaterialien und die Möglichkeit der plattformunabhängigen Anwendung auf mobilen Geräten, z. B. Smartphones oder Tablets. Neben der Anatomieausbildung können WebGL-basierte 3D-Visualisierungen beispielsweise auf einem Tablet zur Unterstützung eines Patientengesprächs eingesetzt werden. Weiterhin eignen sich webbasierte 3D-Modelle für den Einsatz im OP, da keine zusätzlichen Plugins oder Softwarepakete installiert werden müssen. Hauptkritikpunkte bei e-Learning-Anwendungen sind die Gefahr der sozialen Isolation des Lernenden und die meist fehlende curriculare Einbindung der Tools [10]. Um dem vorzubeugen, wird der *LiverAnatomyExplorer* derzeit im Rahmen eines Forschungsprojektes in eine Web 2.0 Kooperations- und Lernplattform integriert. Lernende können sich auf der Plattform über ein soziales Netzwerk mit anderen Usern über interessante Lernfälle austauschen und z. B. Testergebnisse vergleichen. Außerdem ist die Integration in die Lernplattform *moodle* geplant, die von vielen medizinischen Fakultäten bereits erfolgreich genutzt wird.

## 5 Referenzen

- [1] M. Fischer et al.: Modellversuch CASUS: Ein computergestütztes Autorensystem für die problemorientierte Lehre in der Medizin. Zeitschrift für ärztliche Fortbildung 90, S. 385-389, 1996

- [2] M. Haag: Plattformunabhängige, adaptive Lehr-/Lernsysteme für die medizinische Aus- und Weiterbildung, Universität Heidelberg, Dissertation, 1998
- [3] K. Höhne et al.: Voxel-Man 3D-Navigator: Inner Organs, Springer Electronic Media, 2003
- [4] J. L. Crossingham et al.: Interpreting three-dimensional structures from two-dimensional images: a web-based interactive 3D teaching model of surgical liver anatomy, HPB 11(6), S. 523-528, 2009
- [5] S. Birr et al.: A novel Real-Time Web3D Surgical Teaching Tool based on WebGL, Bildverarbeitung für die Medizin, S. 404-409, 2012
- [6] F. Ritter et al.: Medical Image Analysis: A Visual Approach, IEEE Pulse 6(2), S. 60-70, 2011
- [7] Web3D Consortium, X3D - Open Standards for Real-Time 3D Communication, <http://www.web3d.org/x3d>
- [8] Khronos Group, WebGL - OpenGL ES 2.0 for the Web, <http://www.khronos.org/webgl>
- [9] J. Behr et al.: A scalable architecture for the HTML5/X3D integration model X3DOM, Web3D Proceedings, S. 185-194, 2010
- [10] R. Ellaway & K. Masters, AMEE Guide 32: e-Learning in medical education Part 1: Learning, teaching and assessment, Med Teach. 30(5), S. 455-73, 2008

# Ein webbasiertes Trainingssystem für das Instrumentieren einer Katarakt-Operation

Jeanette Mönch<sup>1</sup>, Christian Vorwerk<sup>2</sup>, Dörthe Küster<sup>3</sup>, Bernhard Preim<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup> Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Klinik und für Poliklinik für Augenheilkunde, Magdeburg, Germany

<sup>3</sup> Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Institut für Pathologie, Magdeburg, Germany

Kontakt: jeanette.moench@ovgu.de

**Abstract:** Für den Bereich der Augenheilkunde haben wir ein webbasiertes Trainingssystem entwickelt, welches die Studierenden optimal auf das OP-Praktikum und das abschließende Instrumentieren einer Katarakt-Operation vorbereiten soll. Das Trainingssystem vermittelt neben den Grundlagen zur Katarakt-Operation auch die notwendigen prä-, intra- und postoperativen Untersuchungen, Arbeitsschritte, die Instrumente und den Ablauf der modernen Kataraktchirurgie mit Implantation einer künstlichen Linse. Im finalen Trainingsschritt können die Lernenden das Instrumentieren einer Katarakt-Operation virtuell durchführen, bis sie sich sicher genug fühlen, diese Aufgabe bei einem realen Eingriff zu übernehmen.

**Schlüsselworte:** Training, e-Learning, Katarakt, Chirurgie, Auge

## 1 Problem

Den Studierenden im Bereich der Medizin fehlen häufig wichtige Soft Skills wie Kommunikations-, Team- und Kooperationsfähigkeit, die Fähigkeit zur diagnostischen und therapeutischen Entscheidungsfindung und zur Entwicklung von Organisations- und Problemlösungsstrategien. Diese Fertigkeiten werden im Rahmen des konventionellen Studiums wenig bis gar nicht vermittelt. Das Projekt „Triathlon im OP - Vom Symptom zur Therapie am eigenen Patienten“, welches im Sommersemester 2012 am Universitätsklinikum Magdeburg gestartet ist, soll den Studierenden ab dem dritten Studienjahr genau diese Fertigkeiten vermitteln. Sie werden unmittelbar in den Operationsbetrieb und die Patientenbetreuung einbezogen. Es werden so Wissen und Basisfertigkeiten im OP während eines Operations-Praktikums vermittelt. Außerdem lernen die Studierenden Grundprinzipien eines interdisziplinären Behandlungskonzeptes bei der persönlichen Betreuung eines Patienten kennen. Für den Bereich der Augenheilkunde haben wir ein Trainingssystem entwickelt, welches die Studierenden optimal auf das OP-Praktikum und das abschließende Instrumentieren bei einer Katarakt-Operation vorbereiten soll.

Die Katarakt (grauer Star) ist eine Veränderung der Linse des Auges. Es kommt zu einer Trübung der Linse und somit zum Verlust der Sehschärfe. Die getrübbte Linse kann unter Betäubung entfernt und durch eine künstliche Linse ersetzt werden. Bevor der Eingriff stattfinden kann, muss der Operateur/ die OP-Schwester sicherstellen, dass alle notwendigen Untersuchungen und Einwilligungen des Patienten vorliegen. Dazu zählen beispielsweise die Refraktionsbestimmung (Bestimmung des Brechwertes zur optischen Korrektur), biometrische Daten des Auges zur Bestimmung der geeigneten Intraokularlinse und eine ausführliche Anamnese sowie die klinische Untersuchung des Patienten.

Der Ablauf der Implantation einer künstlichen Linse ist bei einem normalen Verlauf des Eingriffs immer gleich. Durch diesen standardisierten Ablauf ist dieser Eingriff für Studierende sehr gut geeignet, um erste eigene Handgriffe im OP durchzuführen und Abläufe im OP beispielhaft zu erlernen. Die Katarakt-Operation lässt sich in mehrere Schritte unterteilen:

1. Anästhesie (Intubationsnarkose, Retrobulbäranästhesie, Parabulbäranästhesie, Tropfanästhesie)
2. Parazentese, Auffüllen der Vorderkammer mit Viskoelastikum
3. Kapsulorhexis
4. Anlegen eines clear cornea Zugangs
5. Hydrodissektion (Trennung des Linsencortex vom Linsenkern)
6. Phakoemulsifikation des Linsenkerns
7. Saug-/Spülung (Absaugung des Cortex, Politur der Hinterkapsel)
8. Kunstlinsenimplantation
9. Hydrotamponade der Parazentesen und des Clear Cornea Zugangs

Die instrumentierende OP-Schwester reicht dem Operateur während des Eingriffs ohne dessen Ansage die richtigen Instrumente in die richtige Hand zum richtigen Zeitpunkt. Derzeit werden häufig die Arbeitsschritte der instrumentierenden Operationsschwester nicht an angehende, operativ tätige Ärzte vermittelt, sondern nur in der Ausbildung der OP-Schwester berücksichtigt. Für ein umfassendes Verständnis der Operation und die Abläufe im Operationssaal ist es jedoch sehr wichtig, auch ihre Arbeitsschritte genau zu kennen. Im Unterschied zum Operateur muss sie häufig in Bruchteilen von Sekunden vor dem Operateur den nächsten Schritt kennen, um exakt zum richtigen Zeitpunkt bereits das richtige Instrument reichen zu können. Die operative Ausbildung der Augenärzte erfolgt oft in einzelnen Schritten, die durch häufige Wiederholung trainiert werden (speziell in der Augenheilkunde oft an Phantommodellen oder Schweineaugen) und dann je nach Ausbildungsstand am Patienten unter Supervision eines erfahrenen Operateurs durchgeführt werden.

Für den Bereich der Augenheilkunde gibt es e-Learning Systeme und Fallsammlungen, die Grundlagen und Erkrankungen des Auges vermitteln. Häufig handelt es sich um Bilddatenbanken, die bestimmte Krankheitsbilder [1,3], Untersuchungstechniken und Therapien [4] vermitteln. Genutzt werden dazu hauptsächlich Bilder und Texte, in einigen Fällen Videos [4] und Quizfragen oder Bilder zur Überprüfung des Gelernten [3,4]. Im System „Die Wiener Augenfälle“ werden mit zahlreichen Fotos angereicherte virtuelle Patienten für Studenten und für Fachärzte präsentiert. Den Lernenden wird der Patient mit seinen Beschwerden vorgestellt und sie müssen die Anamnese durchführen. Auf vorgegebene Fragen bekommen sie auf Anforderung die Antworten bzw. Untersuchungsergebnisse präsentiert und müssen auf dieser Basis die Diagnose und Therapieentscheidung treffen (Multiple-Choice-Auswahl) [2]. Der Eye-Simulator [5] vermittelt die Funktion und den Einfluss der Augenmuskeln und Nerven auf die Augenbewegung und Pupillenreaktion. Die Funktion der einzelnen Strukturen kann ein- und ausgeschaltet und die Auswirkungen an einem virtuellen Augenmodell beobachtet werden. Auch für die Ophthalmologie existieren Chirurgesimulatoren, die beispielsweise für Katarakt-Operationen risikofrei die Hand-Auge-Koordination trainieren [6]. Uns ist kein System bekannt, welches die Abläufe und notwendige Instrumente für operative Eingriffe am Auge vermittelt und trainiert.

Der von uns entwickelte *Katarakt-OP-Trainer* lehrt neben den Grundlagen einer Katarakt-Operation auch die notwendigen prä-, intra- und postoperativen Untersuchungen und Arbeitsschritte, die Instrumente und den Ablauf der modernen Kataraktchirurgie mit Implantation einer künstlichen Linse. Im finalen Trainingsschritt können die Lernenden das Instrumentieren virtuell trainieren, bis sie sich sicher genug fühlen, diese Aufgabe bei einem realen Eingriff zu übernehmen. Durch das Übernehmen der Aufgaben einer instrumentierenden Operationsschwester sollen die Studierenden den Ablauf, die Instrumente und den Workflow an einer realen Operation kennenlernen. Das Trainingssystem kann auch für die Ausbildung von Operationsschwester eingesetzt werden.

## 2 Methoden

Webbasiertes Training bietet den Lernenden eine Reihe von Vorteilen. Sie können den Ort und die Zeit des Lernens frei bestimmen. Es ist lediglich eine Internetverbindung notwendig. Die Installation einer Software ist auf klinikinternen Rechnern aus sicherheitstechnischen Gründen oftmals schwierig. Für den webbasierten Einsatz des *Katarakt-OP-Trainers* erfolgt die Umsetzung mit Flash/Actionscript 3. Die didaktische Konzeption basiert auf dem tutoriellen Konzept. Die Lernenden werden schrittweise durch die Lerninhalte und Aufgaben geführt und so langsam an das Endziel des Instrumentierens bei einer Katarakt-Operation herangeführt.

Wir haben uns für eine *aktive* Wissensvermittlung entschieden, um die Generierung von trägem Wissen zu vermeiden. Träges Wissen kann nur schwer oder gar nicht im Alltag umgesetzt werden [7]. Die Art der Umsetzung des aktiven Lernens im *Katarakt-OP-Trainer* ist an das problemorientierte Lernen angelehnt, das in der Mediziner Ausbildung zunehmend eingesetzt wird. Hierbei spielen authentische Problemstellungen, eine tutorielle Betreuung und der individuelle Wissenserwerb eine große Rolle [8].

Die Lernenden werden im *Katarakt-OP-Trainer* aktiv gefordert und sollen im letzten Trainingsschritt bei einer virtuellen Operation das Instrumentieren übernehmen. Der Einsatz des Systems ist an die Präsenzveranstaltungen im Rahmen des Projektes „Triathlon im OP“ gekoppelt. Es steht somit zu jeder Zeit eine tutorielle Betreuung durch Experten der Augenheilkunde zur Verfügung. Auch Kontakte zu anderen Lernenden, der Austausch mit ihnen und das Lernen in kleinen Gruppen werden möglich. Dennoch ist der Lernende für die Planung seines Lernprozesses und den Fortschritt selber verantwortlich (Selbstlernkonzept).

Der Lernende bekommt beim ersten Kontakt mit dem System einen Eindruck davon, was ihn erwarten wird. Auf dem Startbildschirm werden dem Lernenden die Inhalte und (kognitiven) Lernziele des Moduls vermittelt:

- Kenntnis der anatomischen und pathologischen Grundlagen der Katarakt,
- Kenntnis der notwendigen Voruntersuchungen, deren Ablauf und Hintergrund,
- Beherrschen des Ablaufs bzw. der Einzelschritte einer Katarakt-Operation,
- Erkennen der benötigten Instrumente bei einer Katarakt-Operation und
- schnelles und richtiges Reichen der Instrumente an den Operateur während des Eingriffs.

Um die Situation des Instrumentierens so realitätsnah wie möglich zu gestalten, wurde eine reale Katarakt-Operation aufgezeichnet und als Grundlage für die Trainingsschritte eingesetzt. Bei der Anordnung des virtuellen OP-Settings wurde ebenfalls die Anordnung im OP von Patient, Operateur und Instrumentierendem beibehalten.

### 3 Ergebnisse

Es wurde ein erster Prototyp des Katarakt-Operation-Trainers entwickelt, der vier Trainingsschritte beinhaltet. Die Schritte werden im Folgenden näher beschrieben.

**Grundlagen der Katarakt.** Im ersten Schritt werden die anatomischen und pathologischen Grundlagen der Katarakt wiederholt. Das beinhaltet physiologische Aspekte der Linsenalterung und damit verbundene Veränderungen der optischen Eigenschaften des Gesamtsystems Auge bei Linsentrübung. Dabei wird ebenfalls auf verschiedene Operations- und Narkosemöglichkeiten eingegangen. Ein Multiple-Choice-Quiz fragt die wichtigsten Aspekte der Erkrankung ab, die für die weiteren Trainingsschritte relevant sind.

**Vermittlung der notwendigen Voruntersuchungen.** Anschließend werden die Untersuchungen beschrieben, die im Vorfeld des Eingriffs vorgenommen werden müssen. Es wird deren Durchführung kurz beschrieben und ihre Notwendigkeit erläutert. Beispiele von Originaldokumenten werden gezeigt, um eine größtmögliche praktische Relevanz zu erreichen. Die vorgestellten Untersuchungen dienen dazu, die OP bestmöglich vorzubereiten und beispielsweise das geeignete Linsenimplantat zu bestimmen. Somit wird die Operation des grauen Stars (Katarakt) im Kontext einer ophthalmologischen Behandlung und Betreuung eines Patienten möglichst realitätsnah simuliert. Es soll bei den Lernenden ein besseres Verständnis und das Vermeiden und Verstehen möglicher Fehlerquellen erreicht werden.

**Vermittlung des Ablaufs und der Instrumente des Eingriffs.** Vor dem finalen Trainingsschritt des virtuellen Instrumentierens bekommen die Lernenden die Möglichkeit, die einzelnen Schritte der Katarakt-Operation zu verinnerlichen. Es wird ein in Abschnitte unterteiltes Video des Eingriffs präsentiert. Synchron dazu werden in einer Übersicht die Bezeichnung des aktuellen Schrittes und eine kurze Beschreibung hervorgehoben. Die einzelnen Abschnitte des Eingriffs können direkt aufgerufen und so beliebig oft angeschaut werden. Außerdem bekommt der Lernende die Möglichkeit, sich mit den benötigten Instrumenten vertraut zu machen. Sie werden anhand von Fotos präsentiert und mit ihrem korrekten Namen bezeichnet.

**Virtuelles Instrumentieren.** Für das virtuelle Instrumentieren wurde die Anordnung der Personen im OP nachgebildet (siehe Abb.1). Der Patient (im Fall des Trainingssystems das Video des Eingriffs) befindet sich links oben, darunter der operierende Chirurg (durch seine linke und rechte Hand präsentiert). Die instrumentierende OP-Schwester und damit das Instrumententablett sind an seiner rechten Seite platziert. Um dem Lernenden die Orientierung auf dem relativ umfangreich bestückten Instrumententablett zu erleichtern, wurde eine Instrumentenvorschau umgesetzt. Beim Bewegen der Maus über das Tablett erscheint das darunterliegende Instrument in einer vergrößerten Darstellung und mit seiner genauen Bezeichnung im Vorschaubereich.

Um mit dem virtuellen Eingriff zu beginnen, startet der Lernende das Video. An Stellen, an denen der Operateur ein neues Instrument benötigt, wird das Video automatisch gestoppt und es müssen die richtigen Instrumente in die richtige Hand gereicht oder von dort abgenommen werden. Dem Lernenden wird sofortige Rückmeldung über die Korrektheit seiner Aktionen geliefert und er bekommt die Möglichkeit, sich zu korrigieren. Erst bei einer komplett richtigen Instrumenten- und Handwahl wird das Video wieder gestartet und zeigt die Aktionen, die mit diesen Instrumenten ausgeführt werden.

### 4 Diskussion

Der erste Prototyp wurde in enger Zusammenarbeit mit einem chirurgischen Experten entwickelt. In mehreren Gesprächen wurden das Konzept und die erste Umsetzung ausführlich diskutiert. Die möglichst realitätsnahe Übertragung der OP-Situation und die Vermittlung der notwendigen Grundlagen sind die wichtigsten Aspekte, die aus diesen Diskussionen hervorgegangen sind und umgesetzt wurden. Die anfängliche Idee, den Lernenden die Schritte und Instrumente einer Katarakt-Operation zu vermitteln, wurde so nach und nach erweitert und es entstanden die vorgestellten Trainingsschritte. Die Anforderung, die OP-Situation möglichst realistisch nachzubilden, schränkte die Möglichkeiten der Gestal-



tung der Benutzeroberfläche stark ein. Beispielsweise sollten die Instrumente, wie im OP, auf einem Tablett zur Verfügung stehen. Aufgrund des eingeschränkten Platzes und der daraus resultierenden geringen Größe sind sie jedoch im System nur für einen Experten oder geübten Lernenden erkennbar. Deshalb wurde die Instrumentenvorschau als Hilfestellung eingeführt.

Ziel der zukünftigen Arbeiten ist die Fertigstellung des Systems und eine detaillierte Evaluierung. Im Rahmen einer Evaluierung sollen neben der Usability und Akzeptanz vor allem der Lernerfolg evaluiert werden. Es muss untersucht werden, ob die Lernenden mit Hilfe des Systems einen signifikanten Wissenszuwachs erreichen können. Dafür kann der Wissensstand der Testpersonen vor und nach dem Training mit dem System erfasst und verglichen werden. Alternativ kann ein Vergleichstest mit zwei Gruppen durchgeführt werden. Eine Gruppe bekommt vor dem Instrumentieren bei einer realen Katarakt-Operation die Möglichkeit des Trainings mit *dem Katarakt-OP-Trainer* und die andere nicht. Ihre Leistungen im OP werden anschließend auf Basis vorher definierter Kriterien verglichen.

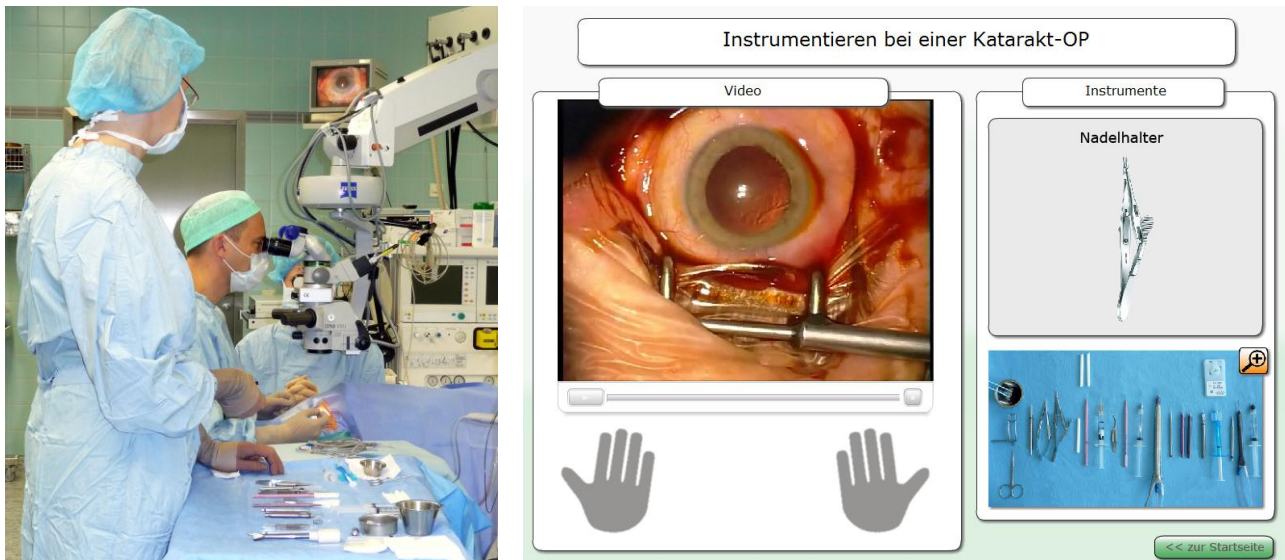


Abb. 1: *Links:* reale OP-Situation. Der Operateur operiert mit Hilfe des Mikroskops das Auge des Patienten. Die OP-Schwester (im vorderen Bildbereich) reicht ihm die Instrumente. *Rechts:* die Übertragung der realen OP-Situation in das Trainingssystem für das virtuelle Instrumentieren.

## 5 Referenzen

- [1] R. Machemer u.a., Atlas of Ophthalmology, <http://www.atlasophthalmology.com>, Zugriff 12.07.2012
- [2] O. Findle, Die Wiener Augenfälle – Ein Lernprogramm für Augenärzte und Medizinstudenten, <http://www.meduniwien.ac.at/augen/>, Zugriff 12.07.2012
- [3] F. Körner u.a., CliniSurf - Ophthalmologie, <http://e-learning.studmed.unibe.ch/clinisurf/htmls/ophtha.html?clinisurf/ophtha>, Zugriff 12.07.2012
- [4] A. Gruber, J. Faulborn, Augenheilkunde, <http://e-learning.studmed.unibe.ch/augenheilkunde/index.html>, Zugriff 12.07.2012
- [5] R. Lasslo u.a., Eye Simulator / Virtual Patient Simulator <http://cim.ucdavis.edu/EyeRelease/Interface/TopFrame.htm>, Zugriff 12.07.2012
- [6] K.S. Choi u.a., A virtual training simulator for learning cataract surgery with phacoemulsification, Computers in Biology and Medicine, 39(11):1020-1031, 2009
- [7] J. Zumbach, Kapitel Goal-Based Scenarios. In: E-Learning: Die Revolution des Lernens gewinnbringend einsetzen. Klett-Cotta, S. 67–82, 2002
- [8] J. Zumbach, Kapitel Problembasiertes Lernen: Überlegungen und Ansatz für eine lernerzentrierte Didaktik. In: Zumbach, J.: 245-260. Hogrefe, 2006

# SurgeryNet – Eine Kooperationsplattform zur individuellen Aus- und Weiterbildung in der Chirurgie

S. Franken, N. Jeners

RWTH Aachen, Informatik V, Aachen, Deutschland

Kontakt: {sebastian.franken,nils.jeners}@rwth-aachen.de

## Abstract:

*Aktuelle Methoden zur Aus- und Weiterbildung von Chirurgen bestehen überwiegend aus Selbststudium mit Fachzeitschriften oder zertifizierten Fortbildungsveranstaltungen. Zunehmend bereichern webbasierte Angebote die bestehenden Möglichkeiten. Diese beschränken sich derzeit meist auf digitalisierte Fachbücher und fördern weder den Austausch der Benutzer untereinander noch die Erzeugung benutzergenerierter Inhalte. Hier wird die Web2.0-Plattform SurgeryNet für die Chirurgie beschrieben. Diese Plattform überträgt Kernfunktionen sozialer Webdienste in die chirurgische Aus- und Weiterbildung. Benutzer können chirurgierelevantes Datenmaterial für andere Benutzer zur Verfügung stellen und selbst vom Wissen anderer Benutzer profitieren. Dies fördert den direkten, fachlichen Austausch räumlich verteilt arbeitender Kollegen. Gleichmaßen profitieren Chirurgen in der Aus- und Weiterbildung von den zur Verfügung stehenden Inhalten: Sie können sich unter Berücksichtigung von individuellen Schwerpunkten weiterbilden.*

*Schlüsselworte: Chirurgische Weiterbildung, E-Learning, Web2.0-Plattform*

## 1 Einleitung und Hintergrund

Die theoretische Ausbildung in der Medizin wird von klassischen Formen, wie z.B. der Lektüre von Fachliteratur, Vorlesungen oder Seminaren beherrscht. In der praktischen Ausbildung kommen Kurse (z.B. zum Erlernen von Soft Skills), Bedside-Teaching und kleine Lerngruppen zum Einsatz [1]. Die Organisation und Durchführung dieser praktischen Kurse ist aufwändig und teuer. Aufgrund der hohen Anzahl an Medizinstudenten und knapper Ressourcen ist die Realisierung dieser Kurse problematisch. Ansätze zur kostengünstigen Verfügbarmachung von praxisrelevantem Fachwissen sind daher gefragt.

Der erfolgreiche Einsatz von webbasierten Angeboten für die medizinische Aus-, und Weiterbildung in den letzten Jahren zeigte das Potential für den Einsatz solcher Plattformen in der chirurgischen Praxis [2, 3]. Wesentliche Vorteile von medizinischen Online-Plattformen sind: Der selbstgesteuerte, zeit- und ortsunabhängige Zugriff auf Lernmaterialien, die Möglichkeit zur kontinuierlichen Aktualisierung der Inhalte sowie eine Vielzahl an Kommunikationsmöglichkeiten zwischen Lehrenden und Lernenden [4]. Betrachtet man speziell den Bereich der Chirurgie, so existieren einige elektronische OP-Lehren, die von Pape-Köhler analysiert wurden [5]. Sie betrachten online und offline Angebote. Die offline Angebote beziehen sich jedoch ausschließlich auf digitalisierte Lehrbücher und machen somit keinen Gebrauch von multimedialen Techniken, wie zum Beispiel Video- oder Audioinhalten. Daneben werden fünf Online-Plattformen betrachtet, die der Vorbereitung des realen Einsatzes im OP dienen sollen, unter ihnen z.B. webOP (www.webop.de), SurgyTech (www.surgytch.com) oder WebSurg (www.websurg.com). Die Plattformen enthalten zumeist Videos und Texte zu chirurgischen Eingriffen, seltener Experteninterviews oder 3D-Animationen. Insgesamt bemerkt Pape-Köhler, die Online-Angebote „erfüllen derzeit in keiner Weise den Anspruch auf die Vollständigkeit oder die Komplexität herkömmlicher, gedruckter Lehrwerke“. Dies ist einerseits noch dem recht jungen Alter der Plattformen und der Unerfahrenheit mit neuen Medien geschuldet, andererseits dem Ansatz, dass vier der fünf Plattformen ihre Inhalte durch eine Redaktion erhalten. Die Redaktion bereitet die Inhalte einheitlich und nach ihren Standards auf. Daher kann die Entwicklung der Plattformen nur langsam voranschreiten, da die Handlungsfähigkeit der Redaktion durch Zeit und Kosten limitiert ist. So entsteht ein Rückstand gegenüber den bewährten, gedruckten OP-Lehren. Der Einsatz einer Redaktion verhindert jedoch auch die aktive Beteiligung der Benutzer an den Inhalten der Plattform, die darin eine Chance sehen können, ihr Wissen und ihre Expertise im Rahmen der Gemeinschaft der Chirurgen verfügbar zu machen.

Im Rahmen eines vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) und Europäischen Sozialfonds (ESF) geförderten Projekts ist in Zusammenarbeit mit dem Universitäten Aachen (RWTH) und Magdeburg, dem Universitätsklinikum Schleswig-Holstein (UKSH) und den Kliniken der Universität Witten/Herdecke die Plattform SurgeryNet (projekt.surgerynet.de) entstanden. Die Plattform zielt auf die Realisierung einer innovativen Web2.0 Weiterbildungsplattform für die Chirurgie und soll unter anderem die Online-Bereitstellung klinischer Falldaten und den kooperativen Aus-



tausch von Expertenwissen über das Internet ermöglichen. Zentrales Paradigma ist dabei die Integration von Lernen und täglichen Arbeitsprozessen durch zeit- und ortsunabhängige Bereitstellung von aktuellem Anwenderwissen. Dieses soll sich über gering strukturierte Plattforminhalte in einer großen Bandbreite von Formaten von der Live-Operation über variierende Falldarstellungen bis zu thematischen Fachbeiträgen in Analogie zu wissenschaftlichen Konferenzbeiträgen erstrecken. SurgeryNet umgeht damit die beschriebenen Schwachpunkte anderer Plattformen, indem die Benutzer aufgefordert werden, Beiträge zur Verfügung zu stellen und ihr Wissen für andere Chirurgen verfügbar zu machen. Benutzer werden dadurch motiviert, sich innerhalb der Gemeinschaft der Chirurgen als Experten zu profilieren. Gleichzeitig können in der Plattform Beiträge entstehen, die verschiedene Varianten eines Eingriffs zeigen. Die Qualitätskontrolle der Inhalte wird durch die Benutzer selbst in Form von Bewertungen und Kommentaren erreicht. Um eine Plattform erfolgreich in bestehende Lehrpläne und Weiterbildungsordnungen zu integrieren, muss zu Beginn der Entwicklung eine detaillierte und empirische Bedarfs- und Nutzeranalyse durchgeführt werden. Dazu erfolgte bereits eine Analyse des Arbeitsumfeldes und der Nutzung von Web2.0 Technologien und sozialer Netzwerke durch Chirurgen [6]. Darin wurde herausgefunden, dass sich Chirurgen im Klinikalltag häufig Hardware in sehr unterschiedlicher Qualität mit Kollegen teilen müssen, jedoch Erfahrung mit Technologien wie Email, Facebook, Youtube oder Skype besitzen. Interviews ergaben, dass interessante Online-Inhalte jedoch oft nach Dienstende konsultiert werden und dass bei ausreichender Qualität und Bedienbarkeit eine aktive Teilnahme der Chirurgen zu erwarten ist.

Aus der Analyse von Theorien und verschiedenen offenen und geschlossenen sozialen Systemen ergeben sich sechs notwendige Grundfunktionalitäten für soziale Web2.0 Plattformen [7]. SurgeryNet lehnt sich an diese Funktionalitäten an, um ein möglichst umfassendes Funktionsspektrum für die Benutzer zu garantieren und um die Vorteile bestehender sozialer Systeme zu nutzen.

## 2 Konzeption und Implementierung

SurgeryNet basiert auf der Groupware BSCW ([www.bscw.de](http://www.bscw.de)), die durch die Implementierung eines Funktionsportfolios zu einem sozialen Netzwerksystem erweitert wurde. Das hier vorgestellte Funktionsportfolio orientiert sich an den sechs notwendigen Grundfunktionen von sozialen Netzwerkplattformen: Austausch, Identitätsmanagement, Expertenfindung, Kontext-Awareness, Kontaktmanagement und Netzwerk-Awareness [7]. Zunächst werden die Grundfunktionalitäten kurz erläutert, dann wird ihre Umsetzung in SurgeryNet detailliert beschrieben.

- **Austausch** kombiniert alle Möglichkeiten des direkten Informationsaustauschs. Die Reduktion von Kommunikationsbarrieren ist zentral für den erfolgreichen Austausch von Wissen [7]. Der Austausch von Inhalten bildet das zentrale Element der Plattform. Dazu stehen verschiedene Kanäle zur Verfügung. Beiträge sind durch Reiter strukturierbare Dokumente, die durch den Benutzer in die Kategorien der chirurgischen Weiterbildungsordnung eingeordnet werden. In ihnen kann beliebiges Datenmaterial hochgeladen werden, zum Beispiel Texte, Bilder, Videos, PDF's, Schichtbilddaten oder 3D-Modelle. Qualität und Anonymisierung liegen dabei in der Hand der Benutzer. Die Daten werden direkt im Beitrag angezeigt. Benutzer legen die Beiträge in ihrem privaten Bereich an, können dann beliebig lange an einem Beitrag arbeiten und ihn dann für die Allgemeinheit zur Verfügung stellen. Andere Benutzer können den Beitrag mit allen Inhalten ansehen und kommentieren. So sind Diskussionen über den Beitrag oder mit dem Autor möglich. Gleichmaßen können Autoren auch Beiträge anlegen und Fragen an die Gemeinschaft der Chirurgen richten, die dann von Kollegen durch Kommentare beantwortet werden können. Austauschordner übertragen ein Konzept der Groupware in den Bereich der Chirurgie. Ein Benutzer legt einen Austauschordner an und lädt in diesen Ordner weitere Benutzer der Plattform ein. Zum Ordner haben dann nur der Eigentümer und die eingeladenen Benutzer Zugriff. Sie können darin Materialien hochladen und gemeinsam bearbeiten. So wird zum Beispiel die Erstellung von Konferenzveröffentlichungen in größeren Arbeitsgruppen wesentlich vereinfacht, indem die in vielen Fällen stattfindende Emailkommunikation durch eine gemeinsame Arbeitsbasis ersetzt wird, aber auch studentisches Arbeitsmaterial kann so für genau abgegrenzten Gruppen weitergegeben werden.
- **Identitätsmanagement** umfasst die Preisgabe und Sichtbarkeit persönlicher Informationen in sozialen Netzwerksystemen. Es gliedert sich in die Teilbereiche Nutzerprofile und Zugriffsrechte. Benutzer füllen ihr SurgeryNet Profil, das ihre Kontaktdaten, Interessen und Fähigkeiten öffentlich zugänglich macht. Auf der Profilseite werden Personen angezeigt, zu denen beide Benutzer (Betrachteter und Betrachter) eine Beziehung haben, sowie die gemeinsamen Austauschordner und die vom Benutzer veröffentlichten Beiträge. Das Profil eines Benutzers informiert also über die persönlichen Daten und die Schnittmenge der Beiträge in SurgeryNet. Das Profil bietet eine Bühne, Expertise und Fähigkeiten aus dem klinischen Alltag in die Plattform zu übertragen, um so innerhalb der Online-Gemeinschaft als Experte erkannt zu werden. Die Zugriffsrechte werden in SurgeryNet möglichst einfach gesetzt: Angemeldete Benutzer können die Profile einsehen, nicht angemeldete Nutzer nicht. So wird unnötige Verwirrung über die Sichtbarkeit persönlicher Information vermieden.



Abb. 1: Zwei Austauschordner mit ihren Mitgliedern

- Expertenfindung.** Das Finden und Kontaktieren von Experten bildet einen zentralen Baustein sozialer Netzwerke. Hier wird zwischen benutzerinitiierten und systeminitiierten Prozessen unterschieden. Bei benutzerinitiierten Prozessen sucht der Benutzer aktiv nach anderen Benutzern, deren Kompetenzen im Profil gespeichert sind. Systeminitiierte Prozesse gehen darüber hinaus, in dem sie Benutzer mit ähnlichen Interessen vorschlagen. Auf der Plattform wird das durch implizite Netzwerke realisiert, die im eigenen Profil die Benutzer zeigen, mit denen man Austauschordner teilt oder deren Beiträge man (häufig) aufgerufen hat. Die Plattform schlägt so Benutzer vor, mit denen man wahrscheinlich fachliche Überschneidungen besitzt. Erfahrene Mediziner tauchen so in vielen Profilen auf und können als Experte erkannt werden. Die Teilnahme an Diskussionen bietet ebenfalls die Möglichkeit, die eigene Expertise zu zeigen. Gleichmaßen ist die Suche nach Benutzern möglich, da im Profil Interessen und Forschungsgebiete angegeben werden können.
- Kontext-Awareness** ist das Bewusstsein, mit bestimmten Personen durch einen gemeinsamen Kontext verbunden zu sein. Dies können z. B. gemeinsame Interessen, Standorte oder gemeinsam bearbeitete Dokumente oder Ordner sein. Innerhalb der Plattform zeigen die chirurgischen Teilbereiche den aktuellen Kontext an (z. B. Viszeralchirurgie). Fotos der Verfasser der Beiträge machen bewusst, wer die Beiträge erstellt hat. In der Übersicht und innerhalb der Austauschordner werden jeweils die Benutzer angezeigt, die auf den Austauschordner Zugriff haben. So bleibt der Benutzer informiert, mit wem er einen Arbeitskontext teilt.
- Kontaktmanagement** umfasst alle Funktionen, die den Aufbau und Unterhalt eines digitalen, persönlichen Netzwerks ermöglichen. Diese Funktionen umfassen ein persönliches Adressbuch und die Empfehlung von Kontakten. Mit Austauschordnern lassen sich Personen zu Gruppen zusammenfassen, zum Beispiel um mit Kommilitonen wichtige Fragen zu klären oder um Konferenzen vorzubereiten. Die Suche nach bestimmten Profileigenschaften erleichtert den Aufbau eines persönlichen Expertennetzwerks, das Kollegen eines Fachbereichs oder einer Klinik beinhaltet.
- Netzwerk-Awareness** ist das Bewusstsein, Teil eines aktiven Netzwerkes zu sein und über Entwicklungen des Netzwerks und die Aktivitäten der Mitglieder informiert zu werden. Auf SurgeryNet wird Netzwerk-Awareness durch die Anzeige der aktuellsten Beiträge, den Kalender und die Präsenzanzeige erzeugt. Neue Beiträge werden zuerst angezeigt, und auch die Bewertungen eines Beitrags durch den Benutzer erzeugt eine Aktualisierung. So bleiben frequent bewertete Beiträge im Bewusstsein der Benutzer. Der Kalender nimmt eigene Termine auf, die dann in den gemeinsamen SurgeryNet-Kalender veröffentlicht werden können. So kann jeder Benutzer zur Information der Gemeinschaft beitragen, zum Beispiel durch die Ankündigung von Konferenzen. Die Präsenzanzeige informiert darüber, ob die Mitglieder des Netzwerks eines Benutzers derzeit online sind oder nicht.

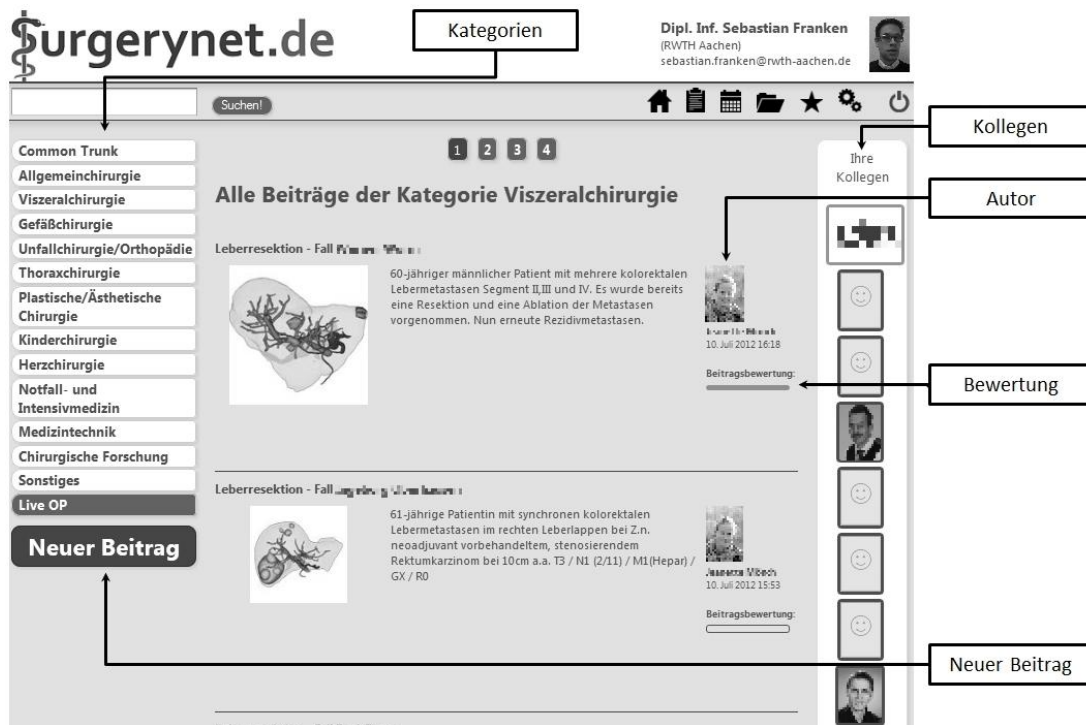


Abb. 2: Die neuesten Beiträge aus der Kategorie Viszeralchirurgie.

### 3 Aktueller Stand & Ausblick

SurgeryNet befindet sich derzeit (Stand 07/2012) in der Beta-Testphase und wird mit ausgewählten medizinischen Testpersonen evaluiert. Die meisten der oben beschriebenen Funktionen sind derzeit realisiert. Eine erste Evaluation zeigt positive Resonanz und den Bedarf an einer solchen Plattform. In der Zukunft wird der Funktionsumfang, um das kollaborative Erstellen von Beiträgen und ActivityStreams erweitert und für beliebige Benutzer geöffnet. Der ActivityStream generiert aus den Aktionen der Benutzer Textmitteilungen, die über die Aktivitäten auf SurgeryNet informieren. Sie sind werden für den jeweiligen Plattformbereich gefiltert, sodass man im Bereich der Viszeralchirurgie nur Aktivitäten aus diesem Bereich sieht.

Interessierte Benutzer können sich auf der Website [projekt.surgerynet.de](http://projekt.surgerynet.de) als Beta-Nutzer registrieren.

### 4 Referenzen

- [1] Janicik, R. & Fletcher, K. (2003). Teaching at the bedside: a new model. *Medical Teacher*, 25(2), 127-130.
- [2] Ruf, D., Berner, M. M., Kriston, L., Härter, M. (2009). E-Learning – eine wichtige Unterstützung in der medizinischen Aus-, Fort- und Weiterbildung? *Bundesgesundheitsblatt* 51(9), 1061-1069.
- [3] Dießl, S., Verburg, F. A., Luster, M., und Reiners, C. (2010). E-Learning in der Medizin am Beispiel der Nuklearmedizin, *Schattauer*, no. 4, pp. 125–127.
- [4] Haller, U. & Adé-Damilano, M. (2011). Lernen per Mausklick – Kompetenz per Mausklick *Frauenarzt* 52(8), 774-780.
- [5] Pape-Köhler, C., Chmelik, C., Heiss, M. M., Jauch, K. W. (2010). Elektronische Operationslehren und Blogs. *Der Chirurg* 81(1), 14-18.
- [6] Franken, S. & Jeners, N. (2011). Challenges of Social Software in Clinical Environments. *Social Media at Work Workshop at ECSCW 2011*.
- [7] Richter, A. & Koch, M. (2008). Functions of Social Networking Services. *COOP '08*. S.87-98.

# Einfluss einer Navigated Control-Unterstützung auf die Qualität des Operationsergebnisses bei einer simulierten Mastoidektomie

M. Luz<sup>1</sup>, D. Manzey<sup>2</sup>, S. Müller<sup>3</sup>, A. Dietz<sup>3</sup>, J. Meixensberger<sup>3</sup>, G. Strauß<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Graduiertenkolleg prometei, Zentrum Mensch-Maschinen-Systeme, Technische Universität Berlin, Berlin, Deutschland

<sup>2</sup> Technische Universität Berlin, Institut für Psychologie und Arbeitswissenschaft, Berlin, Deutschland

<sup>3</sup> ICCAS Innovation Center Computer Assisted Surgery, Leipzig, Deutschland

Kontakt: mluz@zmms.tu-berlin.de

## Abstract:

*In der vorliegenden Studie wurde untersucht, inwieweit das Navigated Control (NC)-System, ein bildbasiertes Navigationssystem mit einer zusätzlichen Sicherheitsfunktion, zu besseren Operationsergebnissen bei einer simulierten Mastoidektomie führen kann. Die Mastoidektomie ist ein risikoreicher chirurgischer Eingriff, bei dem es darauf ankommt einerseits infiziertes Gewebe möglichst vollständig zu entfernen und dabei andererseits wichtige und empfindliche anatomische Strukturen nicht zu verletzen. 14 Untersuchungsteilnehmer führten eine simulierte Operation mit und ohne NC-System durch. Die gefrästen Phantome wurden mit dem Laser objektiv vermessen, und es wurde durch Vergleich mit einem Normmodell bestimmt, inwieweit das während der Operation entfernte Gewebe vom diesem Normmodell abweicht. Die Analyse zeigte einen bedeutenden Vorteil des Einsatzes des Systems im Hinblick auf Überschreitungen der Referenzoberfläche, die ein erhöhtes Verletzungsrisiko darstellen. Jedoch wurde in der systemunterstützten Bedingung auch deutlich mehr infiziertes Gewebe stehen gelassen, das unter realen Umständen zu einer erneuten Infektion führen könnte. Da der letztere Effekt zahlenmäßig geringer ausgefallen ist, spricht das Studienergebnis insgesamt für einen mit dem Einsatz des NC-Systems verbundenen klinischen Vorteil.*

*Schlüsselworte: computer-assistierte Chirurgie, Navigated-Control, bildbasierte Navigation*

## 1 Problem

Bildbasierte Navigationssysteme werden seit etwa 20 Jahren an Patienten in der Wirbelsäulen-, Schädelbasis- sowie HNO-Chirurgie routinemäßig angewendet. Durch die Darstellung der CT-Bilder des Patienten in drei Schnittebenen und der chirurgischen Instrumente auf einem Bildschirm kann sich der Chirurg besser in der Anatomie des Patienten orientieren und die anatomischen Strukturen des Patienten einfacher identifizieren. Folglich können unerwünschte negative Operationsergebnisse wie Verletzungen kritischer Strukturen besser vermieden werden, die Patientensicherheit steigt und die Chirurgen sind zufriedener [1, 2, 3].

Eine Weiterentwicklung der bildbasierten Navigationssysteme stellt eine sogenannte Navigated Control (NC) Assistenz dar, die neben einer kontinuierlichen Verfolgung des chirurgischen Instruments noch eine zusätzliche Sicherheitsfunktion bietet: das chirurgische Instrument wird an den Grenzen der präoperativ definierten Arbeitsbereiche automatisch abgeschaltet, um so außerhalb dieses Bereiches liegende anatomische Strukturen vor unbeabsichtigten Verletzungen zu schützen [4]. Dadurch wird die Ausführung eines chirurgischen Eingriffs zusätzlich durch den Computer überwacht. Das Prinzip des NC-Systems ist bei solchen Operationen oder Operationsschritten besonders sinnvoll, bei denen festes Gewebe mit einem potenziell abschaltbaren Instrument (z.B. chirurgische Fräse) abgetragen wird, wie es beispielsweise in der Wirbelsäulenchirurgie oder bei der im folgenden betrachteten Mastoidektomie der Fall ist.

Die Mastoidektomie ist ein risikoreicher chirurgischer Eingriff, bei dem zahlreiche anatomische Strukturen wie z.B. Nervus facialis, Sinus sigmoideus u.a. verletzt werden können [5]. Deshalb besteht das Vorgehen bei einer Mastoidektomie darin, diese Strukturen durch Freilegen aufzufinden, um sie nicht versehentlich zu verletzen. Auf der anderen Seite ist bei einer Mastoidektomie zur Behandlung von Mastoiditis wichtig, das infizierte Knochengewebe möglichst vollständig zu entfernen und alle von der Infektion betroffenen Mastoidzellen zu eröffnen. Andernfalls ist das Risiko einer erneuten Entzündung und folglich der Bedarf eines erneuten Eingriffs sehr hoch. Primärer Fokus der NC-Unterstützung liegt auf dem Schutz von Risikostrukturen. Manzey et al. [6] konnten zeigen, dass dieses Ziel tatsächlich erreicht wurde. Offen ist allerdings die Frage, ob mit dieser Art der computerbasierten Assistenz Probleme dahingehend auftreten, dass mit Einsatz des NC-Systems möglicherweise zu wenig infiziertes Gewebe abgetragen wird.

Mit der Fragestellung im Hinblick auf die abgetragene Gewebemenge haben sich bereits Strauss et al. [5] im Rahmen der Mastoidektomie und Grunert et al. [7] im Rahmen der Wirbelsäulenchirurgie auseinandergesetzt. Beide Studien verglichen die entfernte Gewebemenge mit der geplanten Gewebemenge (d.h. dem unter Nutzung des NC-Systems präoperativ segmentierten Bereich) als Normmodell. Strauss et al. [5] untersuchten die technische Umsetzbarkeit des NC-Systems bei simulierten chirurgischen Eingriffen und bezogen sich auf die absoluten Volumina. Da sich die Unterschreitungen und Überschreitungen des segmentierten Bereichs heraus mitteln können, wurden in dieser Untersuchung ergänzend die minimalen Entfernungen der ausgefrästen Oberflächen zu einzelnen Risikostrukturen gemessen, die eine direkte Schlussfolgerung auf ihre Verletzungen erlauben. Grunert et al. [7] untersuchten unter anderem die Fräsgenauigkeit bei Eingriffen mit Unterstützung des NC-Systems und Entfernungen zwischen dem Normmodell und der jeweiligen Oberfläche in bestimmten Bereichen der Wirbelsäule. Beide Studie zeigen, dass die Untersuchungsteilnehmer nicht vollständig an die Grenzen des segmentierten Bereich gehen: bei Strauß et al. [5] frästen die Chirurgen durchschnittlich 34 bis 40 % insgesamt weniger Gewebe ab als vorher segmentiert wurde. Bei Grunert et al. [7] ließen die Chirurgen durchschnittlich 2,08 bis 2,66 mm Gewebe über der segmentierten Fläche stehen. Diese Tatsache weist darauf hin, dass der segmentierter Bereich keine Qualitätsnorm für ein gutes Operationsergebnis darstellt, sondern den maximalen noch sicheren Bereich definiert. Wesentlicher erscheint damit eine Untersuchung der Frage, wie sich die Nutzung einer NC-Assistenz auf die abgetragene Gewebemenge im Vergleich mit einem klinisch als optimal eingestuften Vergleichsmodell auswirkt und ob sich dabei Vor- oder Nachteile im Vergleich zum manuellen Vorgehen ergeben.

Dieser Frage wurde in der vorliegenden Studie nachgegangen. 14 Untersuchungsteilnehmer führten eine simulierte Mastoidektomie einmal auf herkömmlicher Weise (manuell) und einmal mit Unterstützung des NC-Systems durch. Im Unterschied zu Arbeiten von Strauss et al. [5] und Grunert et al. [7] wurde dabei nicht der segmentierte Bereich als Normmodell zur Beurteilung des chirurgischen Ergebnisses herangezogen, sondern das jeweilige Fräsergebnis mit einem Normmodell verglichen, das von einer erfahrenen HNO-Chirurgin für klinisch sehr gut erachtet wurde. Diese Entscheidung wurde vor dem Hintergrund getroffen, dass auch im Klinikalltag, sowohl für Ärzte, noch mehr für Patienten, nur der endgültige Behandlungserfolg von Bedeutung ist. Ferner wurde bei der Unterschiedsbetrachtung zwischen der gefrästen Oberfläche und dem Normmodell die dreidimensionale räumliche Information genutzt. Die durchschnittliche positive Gewebemenge (bei Überschreitung der Oberfläche des Normmodells) und die durchschnittliche negative Gewebemenge (bei Unterschreitung der Oberfläche des Normmodells) wurden getrennt voneinander in Abhängigkeit vom Einsatz des NC-Systems statistisch verglichen. Angenommen werden kann, dass auf der Grundlage der Tatsache der Begrenzung durch die Segmentierung, die positive Abweichung vom Normmodell in der NC-Bedingung geringer ausfällt als in der manuellen Bedingung. Die negative Abweichung sollte konstant bleiben, da es keine Begrenzungen in diese Richtung gibt.

## 2 Methoden

Für die Simulation des medizinischen Eingriffes wurde ein künstlicher Schädel mit austauschbaren Felsenbeinphantomen (Fa. KARL STORZ) genutzt. Als Basis für die Erstellung der Felsenbeinphantome wurden CT-Bilder eines realen Patienten angefertigt und mit Hilfe eines 3D-Druckers umgesetzt. Diese Modelle enthalten alle Risikostrukturen dieses Bereiches wie Dura Mater, Sinus Sigmoideus, Nervus Facialis, lateraler Bogengang und Gehörknöchelchenkette. Es existieren fünf Anatomievarianten der Phantome. Um die Anatomievariabilität der Patienten zu simulieren, wurde beim praktischen Training der Untersuchungsteilnehmer die Anatomievariante „normal pneumatisiert“ und beim eigentlichen Experiment der „vorgelagerter Sinus sigmoideus“ verwendet. Innerhalb jeder Anatomievariante waren die Phantome exakt gleich mit nur minimalen Produktionsvarianzen.

14 fortgeschrittene Medizinstudierende (5 Männer, 9 Frauen) nahmen an der Untersuchung teil. Sie waren durchschnittlich 26 Jahre alt (21-28). Keiner von ihnen hatte praktische chirurgische Erfahrungen. Für Ihre Teilnahme erhielten die Probanden eine Aufwandsentschädigung i. H. v. 25 €. Im Vorfeld der Untersuchung erhielt jeder Proband eine ausführliche schriftliche Beschreibung des Vorgehens bei einer Mastoidektomie zum Selbststudium. Nach dem Selbststudium erfolgte ein zweimaliges praktisches Training der Mastoidektomie im Felsenbeinlabor der Universitäts-HNO-Klinik Leipzig. Die Probanden übten unter Anleitung eines simulationserfahrenen Trainers die Mastoidektomie und erhielten von ihm ein detailliertes Feedback zu ihrer Leistung. Das Training wurde durchgeführt, um grobe Lerneffekte während des eigentlichen Experiments zu vermeiden. Das eigentliche Experiment fand im Endoskopie-Operationssaal der Klinik an zwei unterschiedlichen Tagen unter realistischen Bedingungen statt. Die Hälfte der Teilnehmer operierte beim ersten Mal manuell (Kontrollbedingung) und beim zweiten Mal mit Unterstützung des NC-Systems. Die andere Hälfte führte die simulierte Mastoidektomie in umgekehrter Reihenfolge durch. Vor der Nutzung des NC-Systems erfolgte eine Einweisung der Probanden in seine Funktionsweise. Die Segmentierung wurde durch einen der Koautoren (S.M.) durchgeführt und stellt, wie von den Entwicklern des Gerätes konzipiert, den maximalen noch sicheren Bereich dar und war für alle Untersuchungsteilnehmer einheitlich.

Die Vermessung der Phantomoberflächen wurde durch das Unternehmen Phacon GmbH ausgeführt. Die Oberfläche der ausgefrästen Felsenbeinphantome ( $n$ ) wurde zunächst per Laser vermessen und mit einem Normmodell verglichen. Das Normmodell ist ein optimal gefrästes Phantom ( $opt$ ), das aus der Stichprobe stammte und von einer sehr erfahrenen unparteiischen HNO-Chirurgin der Klinik im Doppelblindverfahren als solches nach der Datenerhebung identifiziert wurde. Es war ein mit dem NC-System gefrästes Phantom. Die Abweichung der Oberflächen der ausgefrästen Phantome von der ausgefrästen Oberfläche des optimalen Phantoms kann sowohl positiv als auch negativ sein und kann als ein dreidimensionaler Raum mit einem bestimmten Volumen beschrieben werden. Die positive Volumenabweichung  $V_{pos_n}$  entsteht, wenn zu viel Gewebe abgetragen wird.  $V_{pos_n}$  wird aus der Differenz zwischen dem absoluten Volumen der jeweiligen Phantome ( $V_n$ ) und der Schnittmenge zwischen dem optimal gefrästen Phantom und dem jeweiligen Phantom ( $V_{opt \wedge n}$ ) berechnet:

$$V_{pos_n} = V_n - V_{opt \wedge n}$$

Die negative Volumenabweichung  $V_{neg_n}$  entsteht, wenn zu wenig vom infizierten Gewebe abgetragen wird.  $V_{neg_n}$  wird aus der Differenz zwischen dem absoluten Volumen des optimal gefrästen Phantoms ( $V_{opt}$ ) und der Schnittmenge zwischen dem optimal gefrästen Phantom und dem jeweiligen Phantom ( $V_{opt \wedge n}$ ) berechnet:

$$V_{neg_n} = V_{opt} - V_{opt \wedge n}$$

Die Berechnung der absoluten Volumina ( $V_n$ ) für das jeweilige Phantom ( $n$ ) sowie die Volumina der Schnittmenge ( $V_{opt \wedge n}$ ) zwischen den jeweiligen Phantomen und dem optimal gefrästen Phantom ( $opt$ ) erfolgte mit der Software PolyWorks 10.0 (32-bit) von InnovMetric Software Inc. In Abbildung 1 sind die Zusammenhänge der Oberflächenabweichungen verdeutlicht. Der Einfluss des Einsatzes des NC-Systems auf die negative und positive Volumenabweichungen wurde mit Hilfe von T-Test für abhängige Stichproben statistisch ausgewertet.

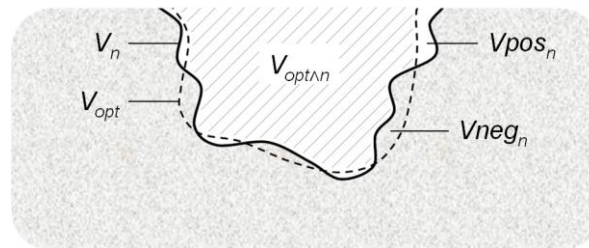


Abb. 1: Zustandekommen der positiven und negativen Volumenabweichungen (die durchgezogene Linie beschreibt das absolute Volumen eines ausgefrästen Phantoms  $n$ , die gestrichelte Linie beschreibt das Volumen des optimal gefrästen Phantoms  $opt$ )

### 3 Ergebnisse

In der manuellen Bedingung wurde durchschnittlich  $1793 \text{ mm}^3$  und in NC-Bedingung  $464 \text{ mm}^3$  Gewebe zu viel entfernt (Abb. 2). Dieser Unterschied war statistisch hochsignifikant,  $T(13) = 6.26$ ,  $p < .001$ ,  $\eta^2 = .75$ . Dies bedeutet, dass das Operieren mit Unterstützung des NC-Systems das Risiko für Verletzungen von kritischen anatomischen Strukturen signifikant verringert hat. Die positive Volumenabweichung in der NC-Bedingung konnte durch den Unterschied zwischen dem segmentierten Volumen, der den maximalen noch sicheren Bereich definiert, und den qualitativ als optimal betrachteten Volumen, entstehen.

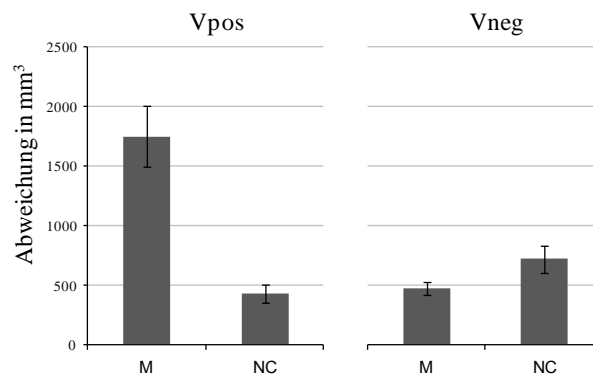


Abb. 2: Unterschiede in positiven und negativen Volumenabweichungen zwischen dem manuellen und NC-unterstützten chirurgischen Eingriffen.

Auf der anderen Seite wurden in der manuellen Bedingung auch durchschnittlich 449 mm<sup>3</sup> und in der NC-Bedingung 688 mm<sup>3</sup> Gewebe stehen gelassen, welches entfernt hätte werden müsste. Dieser Unterschied war ebenfalls statistisch signifikant,  $T(13) = -2.63$ ,  $p = .02$ ,  $\eta^2 = .35$ . Dies bedeutet, dass bei mit dem NC operierten Patienten das Risiko einer erneuten Infektion deutlich höher liegen würde.

## 4 Diskussion

Die Betrachtung der Volumenabweichungen zeigte eine vorteilhafte Auswirkung des Einsatzes des NC-Systems auf die positive Volumenabweichung. Die geringere Menge an zu viel entferntem Gewebe beim Operieren mit der Unterstützung des NC-Systems weist auf geringeres Verletzungsrisiko der kritischen anatomischen Strukturen hin. Dieser Befund wird durch die geringere Anzahl der tatsächlich aufgetretenen Verletzungen, die in dem gleichen Experiment registriert wurden, bestätigt [6]. Manzey et al. [6] stellten bei drei von 14 simulierten manuellen Eingriffen Verletzungen des Sinus sigmoideus fest. Dagegen gab es in der NC-Bedingung keine einzige Verletzung.

Der Vorteil in Bezug auf die positive Volumenabweichung ist entgegen der Annahme mit einem deutlichen Kosteneffekt verbunden, der sich bei der negativen Volumenabweichung zeigt. Das bedeutet, dass unter NC-Assistenz an einigen Stellen zu wenig infiziertes Gewebe abgetragen wurde und einige Mastoidzellen geschlossen blieben, was das Risiko einer erneuten Infektion erhöht. Ob tatsächlich mehr Infektionen nach dem NC-unterstützten Eingriff auftreten, kann leider nicht in einer Simulation überprüft werden. Der gefundene Effekt hängt vermutlich mit der hohen Anzahl von „falschen Alarmen“ zusammen, d. h. Stopp-Ereignissen auf Grund von massiven *line-of-sight*-Problemen während der Datenerhebung [6], und nicht auf Grund von tatsächlicher Nähe zu den Grenzen des segmentierten Bereichs. Die Probanden haben vermutlich das Stoppen der Fräse in einigen Fällen falsch interpretiert und vorzeitig entschieden an bestimmten Stellen nicht weiter zu fräsen.

Der festgestellte Vorteil des NC-Systems überwiegt in der vorliegenden Untersuchung zahlenmäßig deutlich den möglichen Nachteil: die durchschnittliche Differenz zwischen den Bedingungen betrug bei  $V_{pos}$  1329 mm<sup>3</sup> und 239 mm<sup>3</sup> bei  $V_{neg}$ . Dies kann so interpretiert werden, dass der mögliche Vorteil des Einsatzes des NC-Systems hinsichtlich des geringeren Verletzungsrisikos deutlich höher ausfällt als der Nachteil hinsichtlich einer erneuten Infektionsgefahr. Da sich dieser Nachteil zudem möglicherweise durch eine technische Verbesserung des Systems hinsichtlich des Auftretens „falscher Alarme“ noch reduzieren lässt, spricht das Studienergebnis insgesamt für einen mit dem Einsatz der NC-Assistenz verbundenen klinischen Vorteil.

Ein Nachteil der vorliegenden Studie kann darin gesehen werden, dass die Teilnehmer chirurgisch unerfahren waren und somit möglicherweise die positiven Abweichung in der manuellen Bedingung überschätzt wurden. Die Überprüfung der gefundenen Ergebnisse mit HNO-Chirurgen wäre demzufolge der nächste sinnvolle Schritt, der in Zukunft von den Autoren angestrebt wird.

## 5 Referenzen

- [1] Tabaei, A., Hsu, A. K., Shrim, M. G., Rickert, S. & Close, L. G. (2006). Quality of life and complications following image-guided endoscopic sinus surgery. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 135, 76–80.
- [2] Metson, R. B., Cosenza, M. J., Cunningham, M. J. & Randolph, G. W. (2000). Physician Experience With an Optical Image Guidance System for Sinus Surgery. *The Laryngoscope*, 110, 972–976.
- [3] Eliashar, R., Sichel, J-Y, Gross, M., Hocwald, E., Dano, I., Biron, A., Ben-Yaacov, A., Goldfarb, A. & Elidan, J. (2003) Image guided navigation system—a new technology for complex endoscopic endonasal surgery. *Postgraduate Medical Journal*, 79, 686–690.
- [4] Strauss, G., Koulechov, K., Richter, R., Trantakis, C., Dietz, A., & Lueth, T. (2005). Navigated control in functional endoscopic sinus surgery. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 1, 31–41.
- [5] Strauss, G., Koulechov, K., Hofer, M., Dittrich, E., Grunert, R., Moeckel, H., Müller, E., Korb, W., Trantakis, C., Schulz, T., Meixensberger, J., Dietz, A. & Lueth, T. (2007). The Navigation-Controlled Drill in Temporal Bone Surgery: A Feasibility Study. *The Laryngoscope*, 117 (3), 434–441.
- [6] Manzey, D., Luz, M., Mueller, S., Dietz, A., Meixensberger, J. & Strauss, G. (2011). Automation in Surgery: The Impact of Navigated-Control Assistance on Performance, Workload, Situation Awareness, and Acquisition of Surgical Skills. *Human Factors*, 53(6), 584–599.
- [7] Grunert, R., Korb, W., Jannin, P., Dengl, M., Möckel, H., Neumuth, T., Strauß, G., Trantakis, C. & Meixensberger, J. (2010). Systematic user-based assessment of "Navigated Control Spine" / Systematische, nutzerzentrierte Evaluation von "Navigated Control Spine". *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering*, 55(6), 351–359.



# Ein Framework zur Datenintegration in der HNO-Tumorthherapie

S. Bohn<sup>1</sup>, J. Meier<sup>1</sup>, T. Neumuth<sup>1</sup>, A. Dietz<sup>2</sup>, A. Boehm<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Universität Leipzig, Innovation Center Computer Assisted Surgery, Leipzig, Germany

<sup>2</sup> Universitätsklinikum Leipzig, Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Leipzig, Germany

Kontakt: stefan.bohn@medizin.uni-leipzig.de

## Abstract:

*Der Prozess der HNO-Tumorthherapie wird heute von einer Vielzahl klinischer Informationssysteme zur Befundung, Dokumentation und dem Review unterstützt. Maßgebliches Defizit dabei ist jedoch die Verteilung logisch zusammenhängender Informationen über mehrere Systeme verschiedener Hersteller. Der Gesamtprozess ist dadurch von Medienbrüchen sowie zeitaufwändigen Mehrfacheingaben und inkonsistenter Speicherung geprägt. Durch das vorgestellte Framework sollen die Defizite der verteilten Informationen ausgeglichen werden, indem eine Plattform realisiert wird, welche den Gesamtprozess abbildet und konsistent elektronisch begleitet. Das Dokumenthandling für klinische Anforderungen, die Panendoskopie und die OP werden einheitlich unterstützt. Das Framework bindet ferner den Prozessschritt der Therapieentscheidung im Tumorboard durch das neue Konzept der Treatment Planning Unit nahtlos elektronisch in den Gesamtprozess mit ein.*

*Schlüsselworte: Integrierter klinischer Prozess, Tumorboard, HNO Tumorchirurgie, Tumor Therapy Manager*

## 1 Problem

Der Behandlung von Tumoren der Kopf-Hals-Region folgt einem Schema definierter Prozessschritte bestehend aus Anamnese und Diagnostik, Panendoskopie, Therapieentscheidung im Tumorboard, OP Planung, Eingriff sowie Nachsorge. Die Leistungen dieser Prozessschritte werden von mehreren klinischen Abteilungen am individuellen Patienten erbracht. Dabei wird eine Vielzahl von Informationen über den Patienten generiert oder benötigt (z.B. Bildgebung, Diagnosen, Panendoskopiebefunde, molekularbiologische Eigenschaften der Tumore, OP-Berichte, Nachsorgeberichte) [1, 2]. Der Gesamtprozess wird unterstützt von einer Vielzahl von Diagnose- und Planungswerkzeugen, klinischen IT-Systemen, sowie verschiedenen Systemen der computerassistierten Chirurgie (CAS). Demgegenüber steht eine mangelnde IT-Infrastruktur, welche diese Systeme in geeigneter Weise integriert. Charakteristisch ist insbesondere, dass die heterogenen Daten in verschiedenen IT-Systemen (KIS, RIS, PACS) und Papierakten voneinander losgelöst lagern. Zwar sind diese Systeme mit den Standards DICOM und HL7 zu einem gewissen Grad interoperabel, jedoch wird der tatsächliche Arbeitsablauf nur unzureichend abgebildet. Die Folge sind Mehrfach-Logins und wiederholte Eingaben, Papieranforderungen, sowie zum benötigten Zeitpunkt schwer oder nicht auffindbare Informationen. Diese Medienbrüche führen neben dem logistischen Aspekt zu einer gesteigerten Fehleranfälligkeit für die Verwechslung von Patientendaten oder Inkonsistenzen in klinischen Informationssystemen.

Das Ziel dieser Arbeit ist das Design und die Entwicklung eines Frameworks, welches den gesamten Datenfluss der Tumorthherapie einheitlich elektronisch gestaltet. Ein neu zu entwickelndes IT-System „oncoFlow“ soll den Diagnose- und Therapieprozess begleiten und durch die Integration aller dem Prozess zugrundeliegenden Daten konsistent unterstützen. Während die Integrationsbemühungen der vergangenen Jahre maßgeblich auf den Operationssaal fokussieren [3], sollen hier die Systeme der präoperativen Diagnostik in der Panendoskopie sowie die OP-Planung mit dem Prozessschritt der Therapieentscheidung im Tumorboard nahtlos in die elektronische IT-Infrastruktur eingebettet werden. Darüber hinaus beinhaltet die Planung neben den chirurgischen Schritten auch Planungen für Chemo- und Radiotherapien.

In der wissenschaftlichen Literatur sind bisher nur wenige technische Lösungen für eine strukturierte Datenhaltung und Aufarbeitung beschrieben [4, 5]. Lösungen wie das für das Comprehensive Cancer Center Ulm in Eigenentwicklung programmierte CREDOS-System (Cancer Retrieval Evaluation and DOcumentation System) bieten eine Vielzahl von Funktionalitäten auf Basis im KIS IS-H\*med vorliegender Daten. Neben der Lösung zur Tumorboardunterstützung der Steiermärkischen Krankenhausgesellschaft [6] bietet das ULTIMA 2 (Ulmer Tumorboard Informations- und Managementsystem) [7] eine sehr umfangreiche Entwicklung auf Basis des KIS IS-H\*med. Generell sind die entwickelten Lösungen jedoch eng auf die konkreten Prozesse der jeweiligen Einrichtung zugeschnitten. Das vorgestellte Framework soll demgegenüber ein generisches Design besitzen und langfristig für verschiedene Fachdisziplinen einsetzbar sein.

## 2 Methoden

Ausgehend von der Problemstellung und den Anforderungen wurde der klinische Workflow untersucht und die bestehenden Systeme mit den ausgetauschten Daten analysiert und dokumentiert. Zur Integration wurde eine funktionale Softwarearchitektur (FSA) in Form eines verteilten Systems entwickelt, welches die Daten der bestehenden Systeme sowie neu entwickelter Komponenten strukturiert, konsistent speichert und austauscht.

Das vorgestellte System oncoFlow bildet eine Kernkomponente der FSA und realisiert die zentrale Benutzeroberfläche für den klinischen Anwender. Das System ist in einer 3-Tier Architektur gestaltet und besteht aus Datenbank- und Applikationsserver, welche zentral in einer virtualisierten Umgebung des Rechenzentrums arbeiten. Die Präsentationsschicht besteht aus einer Rich-Internet-Applikation und verwendet die Technologien AJAX, HTML5 und JavaScript, um den Benutzer eine leistungsfähige und dem Stand der Technik entsprechende Applikation für die Verarbeitung der multidimensionalen Daten und Dokumente der Tumorthherapie bereitzustellen. Das System oncoFlow ist klinikweit via Web-Browser zugänglich (Abb. 1) und die Kommunikation mit dem Applikationsserver via HTTPS abgesichert. Zwischen oncoFlow und den bestehenden klinischen Informationssystemen (IS-H\*med) wurden bidirektionale Schnittstellen errichtet, über die Patientenstammdaten, Diagnosen und Befunde ausgetauscht werden. Ferner wurde ein Werkzeug zur Planung und 3D-Visualisierung (Dornheim Neck Segmenter) mit einem TNM Klassifikationswerkzeug (Tumor Therapie Manager) über eine Schnittstelle integriert, so dass aus DICOM-Serien erzeugte 3D Patientenmodelle ausgetauscht werden können (Abb. 1).

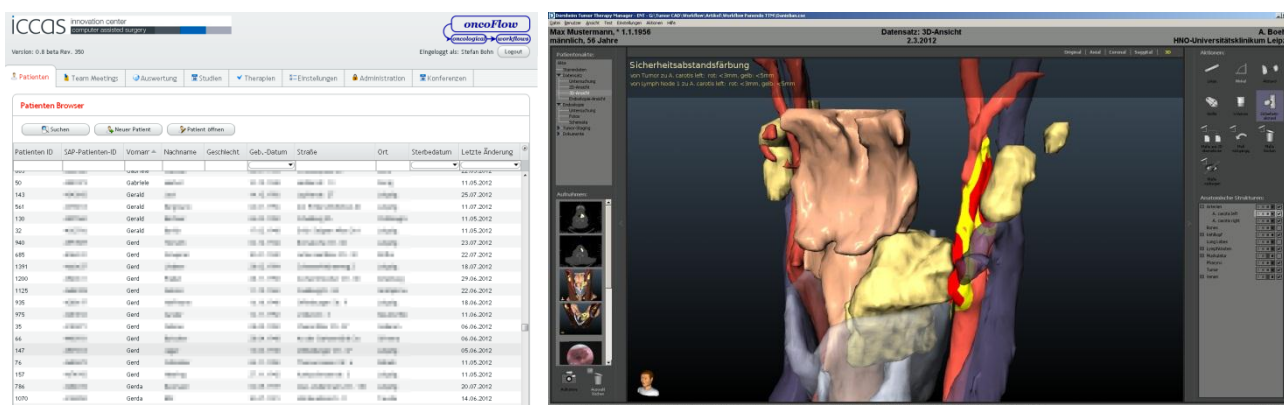


Abb. 1 links: Benutzeroberfläche des entwickelten oncoFlow IT-Systems; rechts: Dornheim Neck Segmenter zur Erstellung patientenindividueller 3D-Modelle für die Therapieentscheidung und OP-Planung.

oncoFlow aggregiert die elektronisch verfügbaren Daten zu einem patientenindividuellen Modell, welches im Verlauf des klinischen Prozesses immer weiter mit Informationen angereichert wird und verschiedene Sichten sowie strukturierte Abfragen ermöglicht. Der Gesamtprozess wird unterstützt, indem klinische Aufträge mit vorhandenen Informationen vorausgefüllt und automatisch erstellt werden (Version 1 auf Papier, später elektronisch). Dies umfasst insbesondere die Panendoskopie mit dem Auftrag zur histologischen Untersuchung und der automatischen Übernahme der histopathologischen Ergebnisse und der TNM-Klassifikation der Tumoren als Eingabe an die Therapieentscheidung und Planung.

Der Prozessschritt der Therapieentscheidung im klinischen Team-Meeting im Tumorboard ist in das Gesamtsystem eingebunden, indem die Anmeldung und die Verwaltung der Patienten für das Tumorboard in oncoFlow realisiert sind. Die Einladungen für das Tumorboard werden automatisch an die Teilnehmer versendet. Die Einladungs-E-Mail enthält einen Link, unter dem alle relevanten Informationen durch die Teilnehmer vorab in oncoFlow gesichtet werden können.

Die räumliche Umgebungssituation im Tumorboard soll durch neue Konzepte, wie z.B. veränderte Anordnung der Sitze hin zu kollaborativeren Formen, neuen Präsentationstechnologien für das Patientenmodell, die Art des Therapieentscheid und die Interaktion der Teilnehmer mit den Daten verbessert werden (Abb. 2). Durch ein elektronisches Abstimmssystem mit Abstimmeinheit für jeden Teilnehmer soll die Therapieentscheidung digital erfasst und automatisch protokolliert werden. Dies soll den Prozess der Entscheidungsfindung im Tumorboard transparent gestalten.

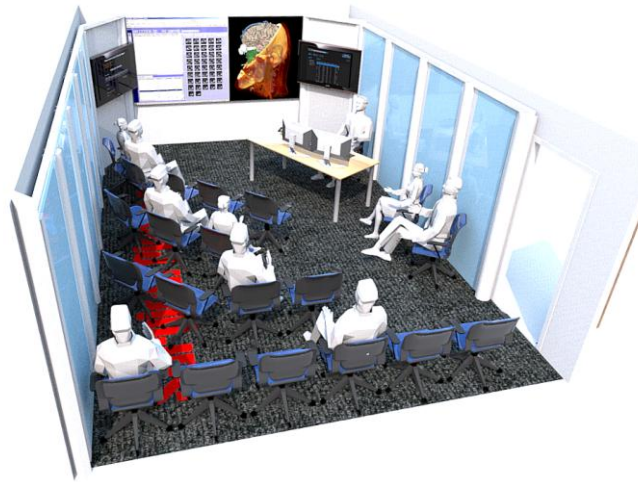


Abb. 2: Konzeptuelles Design des Tumorboards als integrierter, digitaler Besprechungsraum „Treatment Planning Unit“ (TPU).

### 3 Ergebnisse

Der erste kurz vor der klinischen Anwendung stehende Prototyp von oncoFlow kombiniert bestehende Patientendaten aus den klinischen Informationssystemen mit individuellen 3D-Modellen der Tumorregion. Bisher verteilte und papierbasierte Dokumente sind zentral elektronisch verfügbar und werden automatisch vorausgefüllt, um sowohl die Effizienz im klinischen Arbeitsablauf als auch die Konsistenz in den Informationssystemen zu steigern. Der Schritt der Panendoskopie wird durch die elektronische Laboranforderung und digitale Dokumentation unterstützt (Abb. 3), indem die Endoskopbilder über eine Netzwerkschnittstelle (Karl STORZ, AIDA) digital zur Auswahl vorliegen.

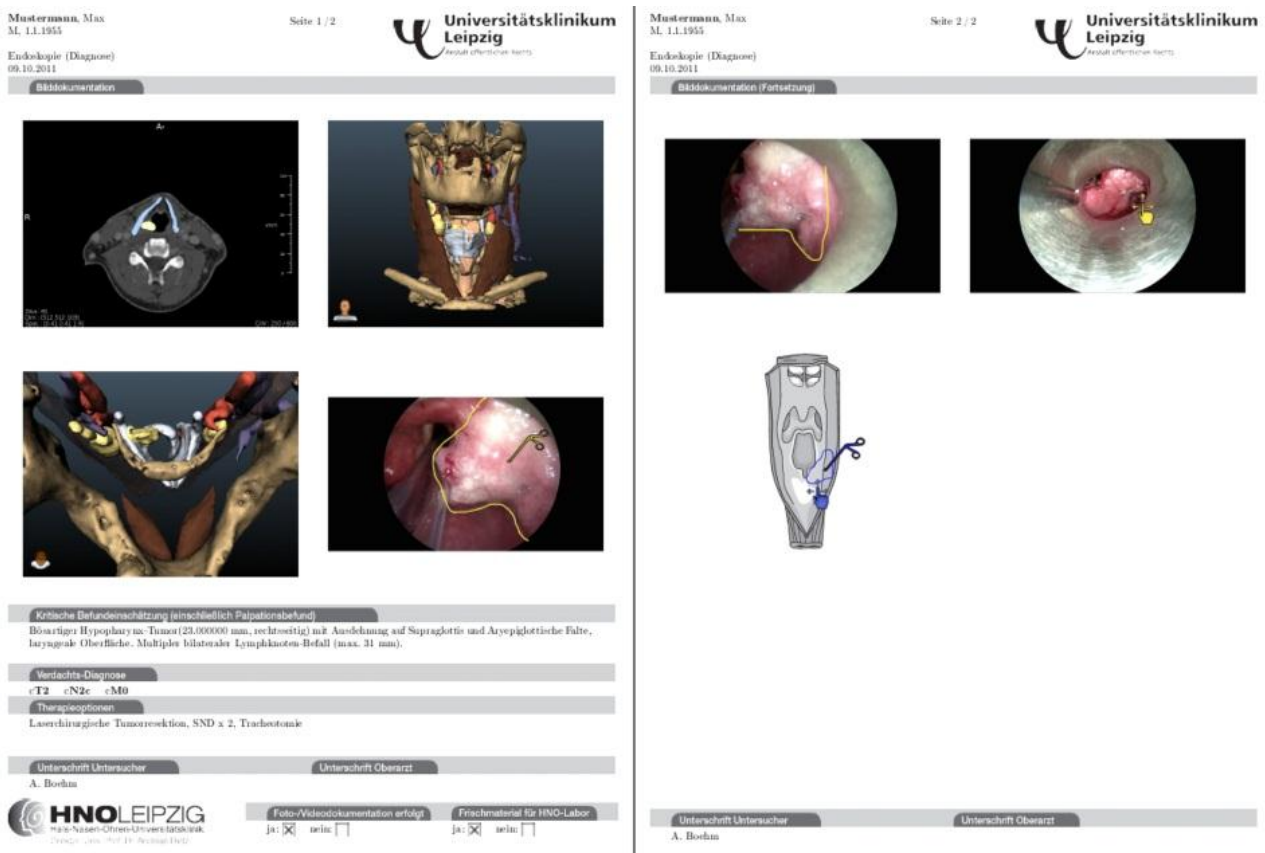


Abb. 3 Der integrierte digitale Panendoskopiebogen stellt die multidimensionalen Daten und histopathologischen Ergebnisse der Panendoskopie kompakt zusammen.

Das oncoFlow-System unterstützt das klinische Team-Meeting und die Therapieentscheidung im Tumorboard, indem alle relevanten Daten elektronisch verfügbar sind und den Teilnehmern in der Treatment Planning Unit auf geeigneten Displays angezeigt werden können. Dieser Prozessschritt wird durch die automatische Patientenanmeldung und das elektronische Tumorboardprotokoll papierlos gestaltet.

Das Konzept der Treatment Planning Unit bildet ferner einen Rahmen für Forschung und Entwicklung, um den kollaborativen Entscheidungsprozess durch neue Konzepte der Benutzerinteraktion und räumlichen Umgebungsbedingungen zu verbessern.

## 4 Diskussion

Das vorgestellte Integrations-Framework mit dem System oncoFlow und der Treatment Planning Unit bildet die Basis, um den bestehenden Prozess der Tumorbehandlung konsistent elektronisch zu unterstützen. Alle relevanten Patientendaten aus den heterogenen Einzelsystemen werden zu einem einheitlich strukturierten Patientenmodell aggregiert, welches klinikweit in der Applikation oncoFlow via Web-Browser zugänglich ist.

Die Entwicklung von oncoFlow erfolgt in enger Zusammenarbeit mit Ärzten der HNO, um die Anforderungen der klinischen Routine optimal abzubilden. Aktuell unterstützt das System neben der Patientenverwaltung wesentliche Prozessschritte wie die Panendoskopie und das Tumorboard. Das Feedback der Kliniker zu diesen Funktionen ist außerordentlich positiv. Durch das modulare Design der Softwarearchitektur können künftig weitere Module rasch hinzugefügt und das Framework um neue Funktionen, wie z.B. Strahlentherapieplanung, Biopsiestellen, Nachsorge sowie Komplikations- und Qualitätsmanagement, erweitert werden. Ein wesentlicher Entwicklungsschwerpunkt dabei ist die Erzeugung einer kompakten Darstellung wichtiger Patienteninformationen. Dieses „Treatment Summary“ soll einen raschen Überblick über den Status des Patienten ermöglichen, indem relevante Daten zusammengefasst dargestellt und nicht relevante (ältere) Daten ausgeblendet werden (jedoch bei Bedarf weiterhin einsehbar sind).

Parallel zu diesen Entwicklungen wird aktuell an einem Studiendesign zur klinischen Evaluation des Frameworks gearbeitet. Die Evaluation soll den Mehrwert und Nutzen der vorgestellten Arbeit durch Workflow-Vergleichsstudien, Fragebögen und Zeitmessungen zeigen.

## 5 Referenzen

- [1] Dietz A, Boehm A, Horn IS, Kruber P, Bechmann I, Golusinski W, Niederwieser D, Dollner R, Remmerbach TW, Wittekind C, Dietzsch S, Hildebrandt G, Wichmann G. Assay-based response evaluation in head and neck oncology: requirements for better decision making. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2010; 267(4):483-94.
- [2] Dietz A, Wichmann G. Head and neck cancer: effective prevention and predictive diagnostics for personalised treatment strategies according to biological differences. *EPMA Journal* 2011;2:241-249.
- [3] Lemke H, Berliner LF. DOR Maturity Levels (2005-2025 and beyond): Evolutionary growth path. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. 2011; No. 6 (Supplement 1):144 – 145.
- [4] Bumm R, Siess M, Lange M, Siewert JR. Notwendige Voraussetzungen für die Funktion eines onkologischen Kompetenzzentrums - Informationstechnologie, Befunddokumentation und Telekommunikation -. *DMW - Deutsche Medizinische Wochenschrift*. 2002 Apr;127:907-12.
- [5] Boehm A, Müller S, Pankau T, Strauß G, Bohn S, Fuchs M, u. a. Computergestützte Assistenz zur Verbesserung der Therapie-Planung in der Kopf-Hals-Onkologie. *Laryngo-Rhino-Otologie*. 2011 Dez 8;90(12):732-8.
- [6] Eisner M. IT-Unterstützung für Tumorkonferenzen. Version vom 12. September 2012  
[http://www.schaffler-verlag.com/gw\\_artikel\\_dl/110714.pdf](http://www.schaffler-verlag.com/gw_artikel_dl/110714.pdf),
- [7] Universitätsklinik Ulm, ULmer Tumorboard Informations Management System (ULTIMA), Version vom 12. September 2012,  
<http://www.uniklinik-ulm.de/struktur/zentren/cccu/home/fuer-mediziner/tumorboards-ultima/anwendung-ultima.html>

# Bestimmung relevanter Einflussfaktoren auf die Unsicherheit minimalinvasiver Operationen am Beispiel der Otobasis

## Wissenschaftlicher Beitrag

### für die 11. CURAC Jahrestagung 2012

R. Schmitt<sup>1</sup>, M. Nau<sup>1</sup>, S. Pollmanns<sup>1</sup>, S. Hansen<sup>2</sup>, J. Schipper<sup>2</sup>

<sup>1</sup> RWTH Aachen, Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik und Qualitätsmanagement, Aachen, Germany

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

Kontakt: m.nau@wzl.rwth-aachen.de

#### Abstract:

*Die Qualifizierung computerassistierter Chirurgie für minimalinvasive Eingriffe an der Otobasis ist das Ziel der DFG-geförderten Forschergruppe MUKNO (FOR1585). Eingriffe an der Otobasis können nur minimalinvasiv durchgeführt werden, wenn das Risiko für den Patienten vertretbar ist. Um dies zu quantifizieren, werden im ersten Schritt Faktoren erfasst und bewertet, die die Prozessunsicherheit von der Planung bis zur Durchführung der Operation beeinflussen. Hierzu werden Verfahren aus dem industriellen Qualitätsmanagement, wie die Fehlerbaumanalyse und die Risikoprioritätszahl, herangezogen. Für den definierten Prozess haben die Bildgebung und Bildverarbeitung sowie die Vorrichtung zur Einstellung von Position und Orientierung des Bohrers den größten Einfluss. Darauf aufbauend können im nächsten Schritt die Unsicherheitsbeiträge dieser Faktoren ermittelt und Eignungskennwerte abgeleitet werden, was zur Quantifizierung des Risikos für den Patienten beiträgt.*

*Schlüsselworte: Einflussfaktoren, Risiko, Unsicherheit, minimalinvasive Operation*

## 1 Problem

Die bildgeführte Navigation chirurgischer Eingriffe hat sich in den letzten Jahren in verschiedenen Bereichen der Humanmedizin erfolgreich etabliert. Forscher arbeiten derzeit daran, dieses Verfahren für weitere, hochpräzise Eingriffe zu qualifizieren. Mögliche Einsatzgebiete sind die Cochlear Implantation sowie die Probenengewinnung und Entfernung sämtlicher Krankheitsprozesse der seitlichen Schädelbasis wie Tumore oder chronische Entzündungen. Weiterhin sind zukünftig auch Anwendungen denkbar, die zur Zeit noch experimentell sind, wie die Stammzelltherapie oder die Applikation von spezifischen Antikörpern, Nanopartikeln oder Wachstumsfaktoren für den Bereich der regenerativen Medizin.

Bildgeführte, minimalinvasive Eingriffe an der Otobasis sind aktuell in klinisch experimentellen Untersuchungen nur als sog. single port möglich [1], etwa um die Cochlea für eine Cochlea-Implantation zu erreichen. In der konventionellen Chirurgie der Otobasis werden sämtliche sensiblen neurovaskulären Strukturen explorativ freigelegt, um diese dann über die visuelle Kontrolle des Operateurs schonen zu können. Bei allein navigationsgestützter Anlage von multiplen Bohrkämen ohne direkte Sichtkontrolle des Operateurs bedarf es einer umso exakteren Analyse möglicher Fehlerquellen, um eine Gefährdung sensibler Strukturen zu minimieren.

Um solche Eingriffe in Zukunft minimalinvasiv durchführen zu können, muss sichergestellt sein, dass das Risiko für den einzelnen Patienten vertretbar ist. Das Risiko wird maßgeblich von den Unsicherheiten des Prozesses, von der Planung bis zur Durchführung der Operation, bestimmt. Voraussetzung für die Quantifizierung der Prozessunsicherheit und damit für die Quantifizierung des Risikos ist die Bestimmung und Bewertung von Einflussfaktoren auf den Prozess. So werden zum einen die Faktoren ermittelt, die die größten Beiträge zur Unsicherheit des Prozesses leisten, zum anderen können so aber auch Prozessrisiken identifiziert werden, die sich durch geeignete Maßnahmen reduzieren lassen.

Für Medizinprodukte ist die Risikoanalyse zwingend vorgeschrieben. Basis dafür sind das Gesetz für Medizinprodukte (MPG) [2] und die DIN EN ISO 14971 [3]. Diese gelten somit auch für alle Hard- und Software zur medizinischen Navigation. Verschiedene Firmen bieten in diesem Bereich sogar Softwarelösungen an, die beim Risikomanagement unterstützen. Eine Evaluierung verschiedener Produkte aus diesem Bereich präsentierten Machno et al. [4]. Der Fokus liegt

dabei aber auf dem Medizinprodukt, auch wenn der Übergang zwischen Produkt und Prozess bei der medizinischen Navigation fließend sein kann.

In diesem Beitrag werden die Einflussfaktoren auf die Unsicherheit einzelner Prozessschritte betrachtet, mit dem Ziel, im nächsten Schritt die Unsicherheitsbeiträge der relevanten Einflussfaktoren auf den Operationsprozess nach messtechnischen Standards zu bestimmen und daraus eine Aussage über die Eignung des Verfahrens und das Risiko für den Patienten abzuleiten.

Für die Bewertung neuer Operationsverfahren gibt es in der Literatur unterschiedliche Ansätze, aber nur wenige berücksichtigen den gesamten Prozess. McCulloch et al. [5] beschreiben eine 5-stufige Vorgehensweise zur Evaluierung chirurgischer Innovationen. Der Fokus liegt dabei aber auf der Etablierung neuer Operationsverfahren, also auf der Phase, in der das Verfahren schon angewendet wird. Hingegen kann die in diesem Beitrag beschriebene Vorgehensweise auch Grundlage für die Validierung der frühen experimentellen Phasen sein.

## 2 Methoden

Im ersten Schritt wird der Prozess der Planung und Durchführung einer minimalinvasiven Operation an der Otobasis in einem interdisziplinären Expertenteam analysiert, indem eine angepasste Fehlerbaumanalyse, basierend auf der DIN 25424-1 [6], durchgeführt wird.

Der in der Fehlerbaumanalyse betrachtete Prozess beinhaltet die folgenden Schritte:

- Basierend auf der Diagnose erfolgt eine erste Abschätzung durch den behandelnden Arzt, ob der Patient für eine minimalinvasive Operation an der Otobasis in Frage kommt.
- Ist dies der Fall, wird nach Beginn der Narkose eine Grundplatte mit Referenzstrukturen (Marker) am Schädel angebracht, woraufhin eine hochauflösende CT-Aufnahme folgt.
- Die aufgenommenen CT-Daten fließen in eine Software, die die Datenverarbeitung, die Segmentierung definierter Kollisionsstrukturen und die Planung möglicher Bohrkanaäle durchführt.
- Die Übertragung der berechneten Parameter für die Bohrungen auf die OP-Situation erfolgt mithilfe der Referenzstrukturen am Schädel und einer mechanischen Vorrichtung. Die mechanische Vorrichtung verfügt über 2 Linear- und 2 Rotationsachsen. Sie wird mit der am Schädel fixierten Grundplatte verbunden und ermöglicht so die Einstellung von Position und Orientierung des Bohrers sowie dessen Führung. Die Einstellung der Parameter für Linear- und Rotationsachsen erfolgt manuell.
- Der Fortschritt des Bohrprozesses kann punktuell mithilfe eines C-Bogens überwacht werden. Es erfolgt jedoch keine kontinuierliche Überwachung.
- Sind die Kanäle angelegt, kann die eigentliche Versorgung des Patienten erfolgen.

Es wird vorausgesetzt, dass der betrachtete Operationsprozess in steriler Umgebung, in einem gut ausgestatteten OP von geschultem Personal durchgeführt wird. Fehler, die aus der Missachtung dieser Grundsätze resultieren, werden im Folgenden nicht betrachtet.

Neben der Definition der betrachteten Prozessschritte muss auch der Fehlerbaumausgang, also das „unerwünschte Ereignis“, festgelegt werden. Dieses ist für den betrachteten Fall eine nicht-erfolgreiche Operation, wobei eine Operation für diese Analyse schon als nicht-erfolgreich deklariert wird, wenn sie nicht analog der Planung verläuft, was bedeutet, dass entweder das Zielgebiet nicht erreicht wird, oder dass definierte Kollisionsstrukturen verletzt werden. Ereignisse, die dazu führen, werden in verschiedenen Ebenen des Fehlerbaums erfasst. Anschließend werden (in diesem Fall) die Fehler auf der 3. Ebene des Fehlerbaums vom Expertenteam bewertet. Bewertungskategorien sind die Bedeutung bzw. die Schwere des Fehlers (B), die Wahrscheinlichkeit, dass dieser Fehler auftritt (A) und die Wahrscheinlichkeit, dass der Fehler erkannt wird (E). Für jede Kategorie werden 1 bis 10 Punkte vergeben. Diese Bewertungen sind die Grundlage zur Ermittlung der Risikoprioritätszahl (RPZ) nach DIN 60812 [7]. Die RPZ wird durch die Multiplikation der Werte für B, A und E berechnet.

Mithilfe der Ergebnisse der Fehlerbaumanalyse und der RPZ werden die Faktoren ermittelt, die den größten Einfluss auf die Unsicherheit des Prozesses und somit auch den größten Beitrag zum Patientenrisiko haben.

### 3 Ergebnisse

In der ersten Ebene des Fehlerbaums (Tabelle 1) wird als Ursache für eine nicht-erfolgreiche Operation zwischen einer fehlerhaften Planung und einer fehlerhaften Durchführung der Operation unterschieden. Eine fehlerhafte Durchführung kann bedingt sein durch die Positions- und Orientierungsabweichung der gebohrten von der geplanten Trajektorie oder durch eine Abweichung des Bohrungsdurchmessers. Eine fehlerhafte Planung kann dadurch bedingt sein, dass die Abstandsreserve zu Kollisionsstrukturen zu klein ist oder dadurch, dass die in der Planungssoftware ausgewählte und realisierte Trajektorie nicht zum Zielgebiet führt.

Die Fehlerursachen auf der dritten Ebene des Fehlerbaums sind vielfältig. Sie werden einzeln wie beschrieben bewertet, so dass aus dieser Bewertung die Risikoprioritätszahl ermittelt werden kann. Je höher die RPZ, desto höher ist das Risiko. Im Folgenden werden lediglich Faktoren betrachtet, die eine RPZ größer als 150 haben. Diese Faktoren lassen sich entweder der Bildgebung und Bildverarbeitung (z.B. fehlerhafte Erkennung von Kollisionsstrukturen/anatomischen Strukturen im CT) oder der mechanischen Vorrichtung zur Positionierung und Führung des Bohrers zuordnen.

2. Ebene des Fehlerbaums	3. Ebene des Fehlerbaums	Risikoprioritätszahl RPZ
fehlerhafte Durchführung	falsche präoperative Positionierung der Grundplatte der mechanischen Vorrichtung	10
	Übertragungsfehler von Sollvorgaben aus der Planung (Winkel + Position können durch falsche Einstellung der Linear- und Rotationsachsen der mechanischen Vorrichtung abweichen)	60
	Biegung der Bohrführung bei Kraftaufbringung	200
	Erkennung des Verlaufs der Trajektorie im CT fehlerhaft (z.B. Bestimmung einer falschen Orientierung der Trajektorie)	160
	falscher Bohrdurchmesser verwendet	20
	zu großer Durchmesser der gebohrten Trajektorie durch Schwingen des Bohrers	18
fehlerhafte Planung	Wahl eines zu geringen Vertrauensniveaus (k-Faktor)	10
	unscharfes CT-Bild	18
	Registrierungsfehler (Abgleich virtuell – real)	250
	Erkennung der Kollisionsstrukturen im CT fehlerhaft (z.B. Kollisionsstrukturen sind größer, als sie im CT-Bild erscheinen)	270
	zeitliche Änderung des Patientenstatus (Arbeit auf veralteten Bilddaten, z.B. aufgrund von Tumorwachstum)	6
	Auswahl falscher Trajektorien im Planungstool	1
	Einstellung falscher Parameter in der OP-Planung (Bedienungsfehler)	10
	Erkennung anatomischer Strukturen im CT fehlerhaft (z.B. Fehler bei der Positionsbestimmung anatomischer Strukturen)	270
	anatomische Strukturen fehlerhaft dargestellt (z.B. durch Glättung)	5

**Tabelle 1: Zusammenfassung der Ebenen 1 bis 3 des Fehlerbaums mit der Bewertung der 3. Ebene anhand der Risikoprioritätszahl**

### 4 Diskussion

Zur Bestimmung relevanter Einflussfaktoren auf die Unsicherheit minimalinvasiver Operationen an der Otobasis wurden Vorgehensweisen aus dem industriellen Qualitätsmanagement herangezogen und angepasst. Die Fehlerbaumanalyse „dient der systematischen Suche nach denkbaren Ursachen für einen vorgegebenen Fehler“ [6] und wird z.B. in der Entwicklung komplexer Produkte eingesetzt, um Ausfallkombinationen, also die Ursachen für den Ausfall eines technischen Systems, zu bestimmen [8]. Die Fehlerbaumanalyse wird daher auch im Rahmen des Risikomanagements für Medizinprodukte eingesetzt.



Hier wurde dieses Verfahren auf den Prozess der Operationsplanung und -durchführung für minimalinvasive Operationen an der Otobasis übertragen. Die systematische Vorgehensweise eignet sich jedoch auch hier, da das Ziel darin besteht, frühzeitig potentielle Komplikationen vorherzusagen, indem Ursachen für eine nicht-erfolgreiche Operation identifiziert werden. So besteht die Möglichkeit, Risikofaktoren zu reduzieren und die Patientensicherheit zu verbessern. Limitiert werden die Ergebnisse durch die vorangegangene Definition des betrachteten Prozesses und die beschriebenen Randbedingungen, also der Eingrenzung des Betrachtungsraums. Außerdem spielt die Detaillierungsebene der Fehlerbaumanalyse eine wichtige Rolle. Aufgrund der Komplexität des Prozesses wurde die dritte Ebene für die Bewertung gewählt, da diese schon Unterschiede in den Ursachen aufzeigt, aber auch eine Gruppierung der Faktoren zulässt. Die durchgeführte Bewertung der Einflussfaktoren basiert auf DIN 60812 [7], wobei für die Bewertungskategorien Skalen von 1 bis 10 verwendet werden. Die Bewertung erfolgt auf Basis des Erfahrungswissens der beteiligten Experten, was beinhaltet, dass diese Bewertung zum Teil subjektiv ist. Da die Bewertung aber von mehreren Medizinerinnen, Informatikern und Ingenieuren zusammen durchgeführt wurde, wird die subjektive Sicht des Einzelnen relativiert. Es konnte gezeigt werden, dass sich die angewandte Vorgehensweise eignet um relevante Faktoren zu identifizieren, die einen Einfluss auf das Risiko minimalinvasiver Operationen an der Otobasis haben. Die gewählte normbasierte Vorgehensweise und eine Standardisierung von Prozeduren tragen weiter zur Verbesserung der Patientensicherheit bei. Im nächsten Schritt werden die Unsicherheitsbeiträge der als relevant identifizierten Faktoren bestimmt, um das Risiko für den Patienten zu quantifizieren. Verfahren und Vorgehensweisen zur Unsicherheitsbestimmung sind in geltenden Normen der Messtechnik, wie z.B. der ISO 98-3 [9] oder der DIN EN ISO 15530-3 [10], beschrieben. Auch zur Bestimmung der Prozesseignung gibt es in der Mess- und Produktionstechnik zahlreiche Verfahren, wie z.B. die Bestimmung von Fähigkeitskennwerten nach ISO 22514-7 [11]. Diese Untersuchungen der Unsicherheitsbeiträge und die Bestimmung geeigneter Kennzahlen sind Bestandteil folgender Forschungsarbeiten.

## 5 Referenzen

- [1] J.M. Fitzpatrick, J.B. West, C.R. Maurer, Predicting error in rigid-body point-based registration, In: IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.17, No.5, 1998.
- [2] Bundesministerium der Justiz, Gesetz für Medizinprodukte (Medizinproduktegesetz MPG), 2011.
- [3] Deutsches Institut für Normung, DIN EN ISO 14971, Medizinprodukte – Anwendung des Risikomanagements für Medizinprodukte, Beuth, Berlin, 2009.
- [4] A. Machno et al., Evaluierung von Risikomanagementtools für die Analyse der Mensch-Maschine-Interaktion in der computerassistierten Chirurgie, In: Biomed Tech, Vol.55, Suppl.1, 2010.
- [5] P. McCulloch et al., No surgical innovation without evaluation: the IDEAL recommendations, In: Lancet, Vol.374, 2009.
- [6] Deutsches Institut für Normung, DIN 25424-1, Fehlerbaumanalyse, Beuth, Berlin, 1981.
- [7] Deutsches Institut für Normung, DIN 60812, Analysetechniken für die Funktionsfähigkeit von Systemen - Verfahren für die Fehlzustandsart- und -auswirkungsanalyse (FMEA), Beuth Verlag GmbH, Berlin, 2006
- [8] R. Schmitt, T. Pfeifer, Qualitätsmanagement. Strategien, Methoden, Techniken, 4th ed., Carl Hanser Fachbuchverlag, 2010
- [9] International Organization for Standardization, ISO 98-3, Uncertainty of measurement - Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM: 1995), Geneva
- [10] Deutsches Institut für Normung, DIN EN ISO 15530-3, Geometrische Produktspezifikation und -prüfung (GPS) - Verfahren zur Ermittlung der Messunsicherheit von Koordinatenmessgeräten (KMG) - Teil 3: Anwendung von kalibrierten Werkstücken und Normalen, Beuth Verlag GmbH, Berlin, 2012
- [11] International Organization for Standardization, ISO 22514-7, Statistical methods in process management - Capability and performance - Part 7: Capability of measurement processes, Beuth Verlag GmbH, 2010

# Bestimmung und Visualisierung von Abstandsmaßen für die interaktive Chirurgesimulation

S. Adler<sup>1</sup>, I. Rössling<sup>2</sup>, M. Fröhlich<sup>3</sup>, C. Wex<sup>3</sup>, L. Dornheim<sup>2</sup>, R. Mecke<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup> Dornheim-Medical-Images GmbH, Magdeburg, Deutschland

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

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

## Abstract:

*Die Etablierung neuer Operationsmethoden hängt unter anderem davon ab, welche chirurgischen Eingriffe mit dieser Methode erfolgen können und Vorteile für den Patienten bieten. Eine zentrale Fragestellung bei minimalinvasiven Verfahren ist, ob das Operationsgebiet von einem geplanten Zugang aus erreicht werden kann und ob die dann dort verbleibenden Freiheitsgrade die notwendigen Prozeduren ermöglichen. Dieser Beitrag beschreibt eine Methode, mit der kritische Abstände zwischen Instrumenten und anatomischen Strukturen in Echtzeit bestimmt und quantitativ visualisiert werden können. Das Verfahren bildet einen Teil einer virtuellen Testumgebung, mit der Chirurgen zukünftig bei der Erprobung neuer Operationsmethoden und -instrumenten unterstützt werden sollen.*

**Schlüsselworte:** Chirurgesimulation, Visualisierung, Abstandsberechnung

## 1 Problem

Bei der minimal-invasiven Chirurgie (MIC) werden grundlegende fachliche Qualifikationen durch Fortbildungen erlangt, bei denen der Chirurg einem Experten bei MIC-Eingriffen assistiert. Sowohl der Experte als auch der Chirurg in der Fortbildung sind während dieser Zeit im Krankenhausalltag eingebunden. Die Fortbildungszeit hängt damit von geeigneten MIC-relevanten Fallzahlen, aber auch von den Verfügbarkeiten des lernenden Chirurgen und des lehrenden Experten ab. Durch Computersimulatoren kann der Lernfortschritt gemessen und automatisiert bewertet werden [1]. Hierdurch kann die Fortbildungszeit verkürzt werden, da das Training motorischer Fähigkeiten patientenfern und vom Experten unabhängig erfolgen kann.

Der primäre Trend in der MIC besteht in der Verringerung von Traumata, wodurch die Genesungszeit verkürzt und das kosmetische Ergebnis verbessert werden. Bei der Single-Port Technik (SPT) werden, im Vergleich zur klassischen MIC, das Endoskop sowie die erforderlichen Instrumente nebeneinander durch einen Zugang (meist im Bauchnabel des Patienten) eingeführt. Bisher gibt es zur SPT vor allem Berichte einzelner Kliniken, wobei für eine weite Etablierung die Machbarkeit und die Vorteile für Patienten wissenschaftlich untersucht werden müssen [2]. Ein wesentlicher Aspekt ist hierbei, ob durch einen geplanten Zugang das Zielgebiet der Operation erreicht werden kann und ob die dort verbleibenden Freiheitsgrade ausreichen um die notwendigen Prozeduren durchzuführen. Bisher wird dies durch sukzessive Erweiterung bereits etablierter Operationen beantwortet, wobei die SPT ohne Verfahrenswechsel in eine konventionelle MIC oder in einen offen-chirurgischen Eingriff konvertiert werden kann.

Um das Testen von Zugängen, alternativen Zugangswegen und Operationen mit neuen Methoden zu unterstützen, wird eine VR-Simulation als Testumgebung entwickelt. Die Testumgebung soll den Chirurg bei der Beantwortung derartiger Fragestellungen unterstützen und dabei potentielle Sicherheitsrisiken aufzeigen.

In der Simulation besteht unter anderem die Möglichkeit, vorhandene Instrumente zu variieren, so dass der Chirurg prüfen kann, ob Anpassungen vorhandener Instrumente Vorteile für eine Operation bringen oder diese erst ermöglichen. Zu Beginn kann der Chirurg in der Testumgebung Zugänge in einer Volumendarstellung der diagnostischen Bilddaten definieren und vergleichen. Die reine Volumendarstellung wird in weiteren Schritten mit 3-D Modellen der anatomischen Strukturen ergänzt. Nach der Definition des Zugangs kann anhand statischer Modelle die Navigation in das Zielgebiet erprobt werden, um kritische Bereiche während der Navigation zu identifizieren. Hierfür wird für die Instrumente ein kritischer Abstand definiert. Beim Unterschreiten dieses Abstandes soll die noch verbleibende Distanz bis zu einem Kontakt in Echtzeit bestimmt und auf den Oberflächen der betroffenen anatomischen Strukturen visualisiert werden. Zur Bestimmung der Abstände eignen sich keine Verfahren der Kollisionserkennung, da eine Annäherung von Eintreten

eines Kontaktes ermittelt werden muss. Im Bereich medizinischer Anwendungen sind nur wenige Arbeiten bekannt, die die Berechnung von Abständen zwischen triangulierten Modellen fokussieren. Preim et al. [3] verwenden eine Approximation mit hierarchischen Kugelvolumina, wobei das Verfahren nicht dynamische und in der Position unveränderliche Modelle fokussiert. Rössling et al. [4] nutzen Quader als hierarchische Hüllkörper, die im Masseschwerpunkt (Baryzentrum) der beinhalteten Primitive unterteilt werden, als Suchbäume. Solche Verfahren erfordern jedoch Vorberechnungen der hierarchischen Strukturen, die bei dynamischen Modellen (affine Transformation und Deformation) aktualisiert werden müssen, wodurch die Echtzeitfähigkeit nicht mehr garantiert werden kann.

## 2 Methoden

Die vorgestellte Methode adressiert interaktive Simulationen mit statischen und dynamischen virtuellen Modellen. Statische Modelle können interaktiv durch affine Transformationen manipuliert werden. Dynamische Modelle (Organe, Gefäße) können zusätzlich einer Gewebesimulation unterliegen, so dass auftretende Kräfte während Interaktionen zu Formveränderungen führen können. Die Methodik wurde für die beschriebene Testumgebung entwickelt und eignet sich auch für den Einsatz in Trainingssimulationen.

Für jedes Instrument  $I$  der Simulation wird ein Mindestabstand  $d_{MIN}^I$  definiert, den es zu anatomischen Strukturen einhalten sollte. Außerhalb dieses Abstandes gilt die Annäherung des Instrumentes als unkritisch. Für die Oberflächenmodelle der Organe und Gefäße wird in Echtzeit ermittelt, ob ein Instrument diesen Mindestabstand unterschritten hat. Diese Berechnung erfolgt auf Basis der Eckpunkte der Organ- und Gefäßmodelle. Um eine interaktive Simulation auch bei mehreren komplexen Modellen zu gewährleisten, wird in Abschnitt 2.1 ein Verfahren zur Verteilung der Berechnung auf mehrere Simulationsschritte beschrieben. Organ- und Gefäßmodelle haben unterschiedliche Modelleigenschaften, die in den Abschnitten 2.2 und 2.3 zur effizienten Berechnung der Abstandsmaße differenziert betrachtet werden.

### 2.1 Verteilung der Abstandsdetektion

Um Abstandsberechnungen für Modelle mehrerer anatomischer Strukturen (z.B. Abdomen) in Echtzeit zu ermöglichen, wird die Berechnung auf mehrere Zeitschritte aufgeteilt. Dennoch muss eine möglichst geringe Latenz zur Detektion eines unterschrittenen Mindestabstandes gewährleistet werden. Hierfür wird der maximale Mindestabstand  $d_{MAX} = \max(d_{MIN}^I)$  aller Instrumente ermittelt, ab dem eine Distanz für alle Instrumente unkritisch ist. Für jedes anatomische Modell werden die Eckpunkte mittels Mersenne-Twister [5] in Objekt-Listen  $L_i^O$  randomisiert. Befindet sich die Oberfläche eines Instrumentes  $I$  zum Eckpunkt  $p_k^O$  eines Organs  $O$  in einer kritischen Distanz  $d(p_k^O) \leq d_{MIN}^I$  erfolgt die Risikoeinstufung  $r_k^O = d(p_k^O)/d_{MIN}^I$ , anhand derer der Eckpunkt in die gemeinsame Risiko-Liste  $L^R$  als *kritischer Eckpunkt* einsortiert wird.

In jedem Simulationsschritt wird das Zeitintervall zur Abstandsberechnung vorgegeben. Die Berechnung erfolgt in zwei Phasen (Abb. 1). Die erste Phase nutzt maximal die Hälfte der vorgegebenen Zeit zur Aktualisierung kritischer Abstände in  $L^R$ . Ausgehend vom kritischsten Eckpunkt werden die Abstände und die Risikoeinstufungen aktualisiert. Gilt der Abstand nicht mehr als kritisch, wird der Punkt aus  $L^R$  entfernt und an die zugehörige Liste  $L_i^O$  angefügt.

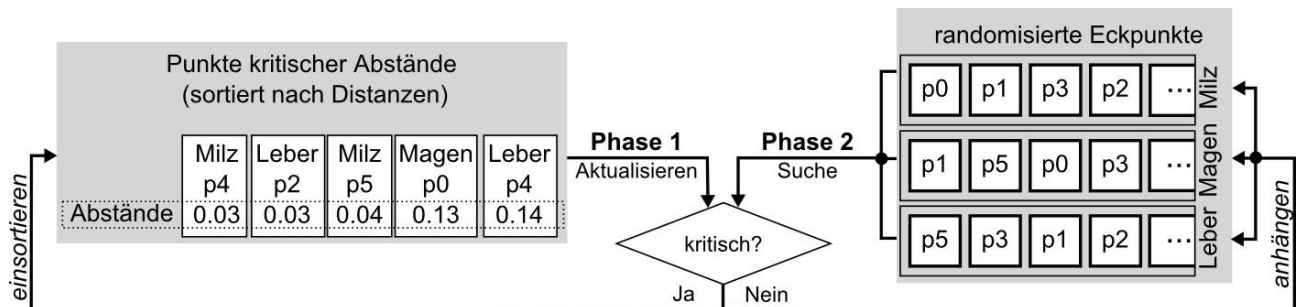


Abb. 1: In Phase 1 werden Punkte kritischer Abstände aktualisiert. In Phase 2 werden neue kritische Abstände gesucht.

In der verbleibenden Zeit des Zeitintervalls werden neue kritische Abstände in der zweiten Phase ermittelt. In jeder Berechnung wird ein Eckpunkt einer Objekt-Liste  $L_i^O$  untersucht. Die Liste wird über eine Zufallsfunktion (Gewichtung abhängig von der Eckpunktanzahl) ausgewählt. Liegt ein neuer kritischer Abstand vor, wird der Endpunkt in  $L^R$  verschoben. Ansonsten wird der Punkt wieder in  $L_i^O$  angefügt.

Durch die Verteilung der Berechnung auf mehrere Simulationsschritte und den randomisierten Test der Eckpunkte wird eine geringe Latenz erreicht. Da in den Simulationsschritten ein festes Zeitintervall zur Ermittlung kritischer Bereiche verwendet wird, ist auch eine Integration in komplexe Simulationsumgebungen möglich.

## 2.2 Abstandsdetektion für Organe

Modelle der Organe werden durch triangulierte Oberflächennetze repräsentiert, bei denen je Eckpunkt  $p_i^O$  eine Oberflächennormale  $\vec{n}_i^O$  definiert ist. Beim Suchen nach kritischen Eckpunkten (Abb. 1, Phase 2) erfolgt ein Schnittest zwischen einem Strahl in Richtung der Normalen mit  $r_i = p_i^O + d_{MAX} \vec{n}_i^O$  und den Instrumentenoberflächen (Abb. 2, A). Durch die Verwendung hierarchischer Hüllkörper sowie die Begrenzung der Strahlenlänge auf  $d_{MAX}$  kann ein Schnittpunkt frühzeitig ausgeschlossen werden (early reject).

Für jeden Schnittpunkt auf einem Instrument wird der Abstand zum Eckpunkt  $d(p_i^O)$  ermittelt. Ist dieser Abstand geringer als der mit dem Instrument assoziierte Sicherheitsabstand  $d_{MIN}^I$  gilt der Eckpunkt als potentiell kritisch und wird für die weitere Aktualisierung vorgesehen. Bei der Aktualisierung der kritischen Abstände (Phase 1, Abb. 1) wird um den potentiell kritischen Eckpunkt  $p_i^O$  ein Kugelvolumen mit dem Radius  $d_{MAX}$  gebildet. Für jedes Instrument werden die Schnittpunkte  $p_j^{SI}$  mit dem Kugelvolumen bestimmt (Abb. 2, B).

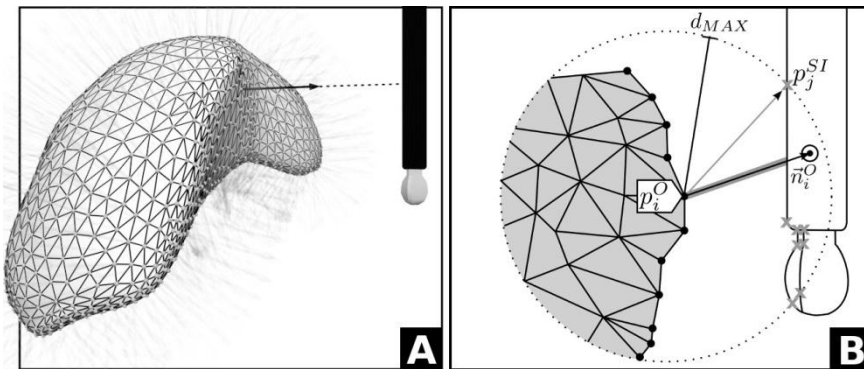


Abb. 2: Je Eckpunkt des Organmodells wird ein Strahl entlang seiner Oberflächennormale gebildet (A). Existiert ein Schnittpunkt mit einem Instrument, wird eine Kugel um den Eckpunkt gebildet. Die Risikobewertung erfolgt anhand der Schnittpunkte zwischen Instrument und Kugel.

Der kürzeste auf die Oberflächennormale projizierte Abstand zwischen Schnitt- und Eckpunkt  $\min((p_j^{SI} - p_i^O) \cdot \vec{n}_i^O)$  wird als Annäherung des Instrumentenabstandes verwendet. Liegt bei Suche oder Aktualisierung des Eckpunktes ein kritischer Abstand vor, werden ebenfalls dessen topologische Nachbarn für die Aktualisierung (Abb. 1, Phase 1) vorgesehen und in  $L^R$  einsortiert.

## 2.3 Abstandsdetektion für Gefäße

Oberflächenmodelle von Gefäßen sind durch Krümmungen und variierende Radien relativ zur Ausdehnung gesehen komplexer als die von Organen. Um aufwendige Berechnungen dennoch effizient durchzuführen, werden Gefäße häufig durch ihre Mittellinie repräsentiert, bei der mit jedem Linienpunkt  $p_i^L$  eine Radiusangabe  $r_i^L$  assoziiert ist. Im Gegensatz zu einer Repräsentation als Oberfläche kann hierdurch das Gefäßvolumen mit weniger als 10% der Punkte implizit beschrieben werden [6].

Für die Linienpunkte einer Mittellinie ist allerdings keine Oberflächennormale definiert. Zur Suche kritischer Linienpunkte (Phase 2, Abb. 1) wird daher, ähnlich der Aktualisierung bei Organmodellen, ein Kugelvolumen mit dem Radius  $d_{MAX} + r_i^L$  um den Linienpunkt  $p_i^L$  gebildet (Abb. 3, A). Liegen Schnittpunkte zwischen einem Instrument und dem Kugelvolumen vor, wird dieser nun kritische Linienpunkt zur Aktualisierung vorgesehen. Bei der Aktualisierung wird eine Kontaktebene (und –normale) durch die drei Schnittpunkte mit dem geringsten euklidischen Abstand zum Linienpunkt gebildet. Der Instrumentenabstand entspricht nun dem Abstand der Kontaktebene zum Linienpunkt (Abb. 3, B).

Zur Visualisierung des Gefäßes ist weiterhin ein Dreiecksnetz der Oberfläche erforderlich. Jeder Eckpunkt des Oberflächenmodells  $p_j^O$  wird mit mindestens einem Linienpunkt assoziiert. Die Menge der mit  $p_j^O$  verbundenen Linienpunkte  $p_k^L$  wird im Folgenden als  $P^L(j)$  bezeichnet. Zur Visualisierung des Abstandes in einem Oberflächenpunkt werden die

berechneten Abstände der Punkte in  $P^L(j)$  auf den Oberflächenpunkt übertragen. Hierbei wird der zusätzliche Abstand des Oberflächenpunktes zu seinen Linienpunkten durch  $d(p_j^O) = \min(d(p_k^L) - (p_j^O - p_k^L) \cdot \vec{n})$  mit einbezogen, wobei  $\vec{n}$  der Kontaktnormalen entspricht (Abb. 3, C). Die aufwendige Abstandsberechnung (Suche und Aktualisierung) erfolgt damit stets auf den Linienpunkten, während Risikobewertung und -visualisierung bei der Visualisierung des Oberflächenmodells erfolgen. Durch die Berücksichtigung des zusätzlichen Abstandes der Oberflächenpunkte zu den Linienpunkten erfolgt die Risikobewertung richtungsabhängig, wodurch für die dem Instrument zugewandten Bereiche der Oberfläche von den abgewandten Bereichen in der Visualisierung unterscheidbar ist.

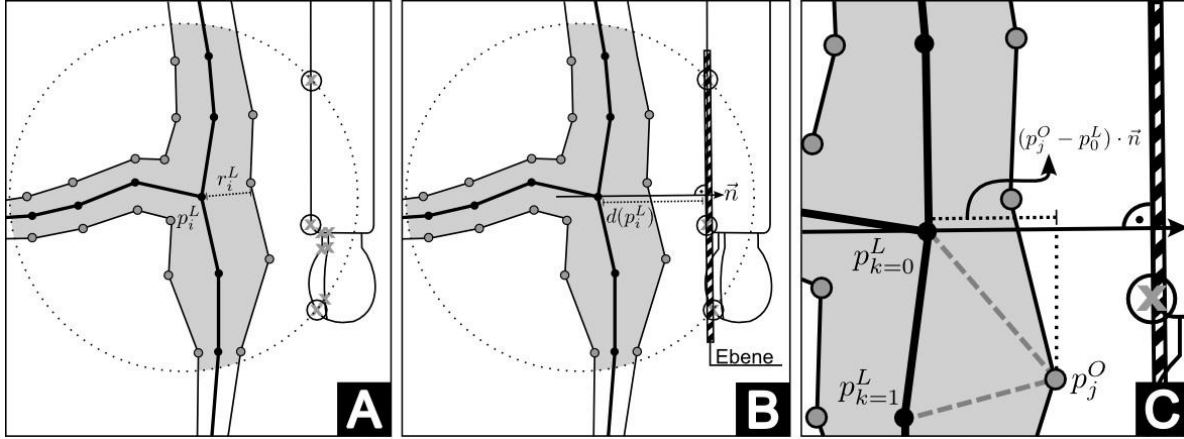


Abb. 3: Abstandsberechnung für Gefäße anhand der Mittellinie (A). Der Abstand eines Linienpunktes  $p_i^L$  entspricht dem Abstand der Kontaktebene, die aus drei Schnittpunkten einer umgebenden Kugel mit der Oberfläche eines Instrumentes gebildet wird (B). Zur Visualisierung wird der Abstand zwischen Oberflächenpunkten  $p_j^O$  zu Linienpunkten entlang der Kontaktnormale einbezogen (C).

### 3 Ergebnisse

Zur Auswertung wurde eine generisch definierte Mittellinie verwendet (Abb. 4, oben) sowie ein auf Basis der diagnostischen Bildgebung generierter Datensatz der Milz (Abb. 4, unten).

**Genauigkeit:** Für den Vergleich der Genauigkeiten wurden die Abstände zwischen dem Modell eines Instrumentes und dem generischen Gefäßmodell mit dem *Tumor Therapy Manager (TTM)* [7] bestimmt. Der TTM, ein kommerzielles Planungssystem, ermöglicht unter anderem die Bestimmung von Abständen zwischen Tumoren und anatomischen Strukturen zur Unterstützung des Tumorstaging. Das dort verwendete Verfahren garantiert für Oberflächennetze geometrisch exakte Ergebnisse [4]. Aufgrund der aufwendigen Berechnungen ist es jedoch nicht für Echtzeitumgebungen mit dynamischen Modellen geeignet.

Für die Vergleichbarkeit wurde mit dem TTM die kürzeste Distanz jedes einzelnen Eckpunktes der Oberfläche des generischen Gefäßmodells zur Oberfläche des Instrumentes bestimmt. Für das Instrument wurde ein Sicherheitsabstand von  $d_{MIN}^I = 2cm$  verwendet. Im Vergleich zu den Messungen des TTM wurde im Mittel eine Abweichung von  $\mu = 1.2mm$  (Standardabweichung  $\delta = 0.8mm$ ) erreicht.

**Performance<sup>1</sup>:** Die Berechnungen erfolgten mit einem Intel-I7 System mit mehreren Prozessoren, wobei sich die folgenden Angaben auf die Nutzung eines Prozessors ohne Parallelisierung beziehen. Eine Übersicht über die Modelle und der erforderlichen Berechnungszeiten ist in Tabelle 1 aufgeführt. Das Testgefäß mit einer Oberfläche aus 219 Punkten ist in Abb. 4 (oben) und das Modell der Milz ist in Abb. 4 (unten) dargestellt.

Für die Kontaktberechnung wurden in jedem Simulationsschritt 2ms vorgegeben. Für das Instrument wurde ein Sicherheitsbereich  $d_{MIN}^I = 2cm$  definiert und besteht aus 170 Eckpunkten (326 Dreiecke).

<sup>1</sup> Hardware: Intel i7 960, 3.2 GHz, 12 GB Ram, NVIDIA GeForce GTX 295

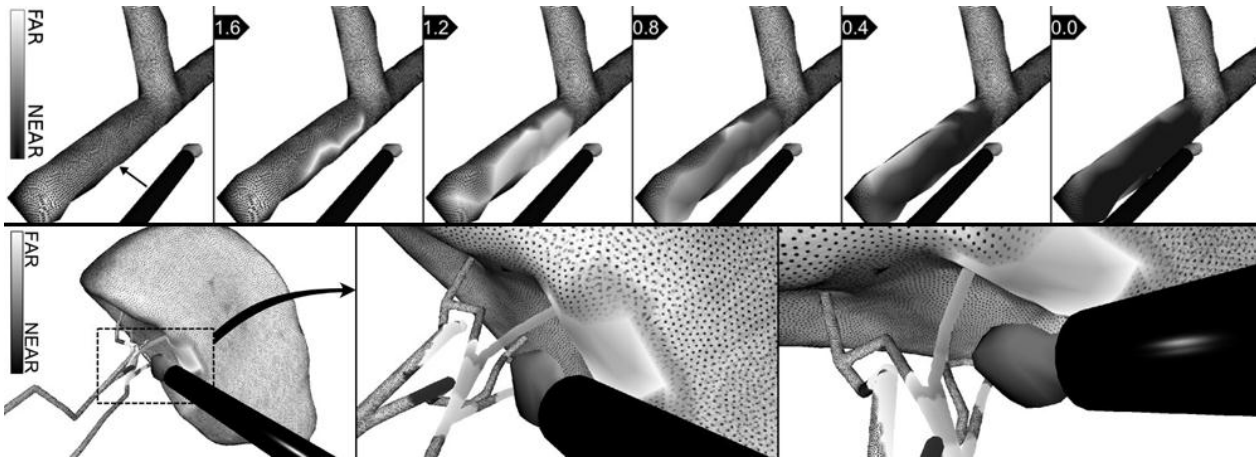


Abb. 4: Oben: Instrument wird an ein Gefäß angenähert. (Sicherheitsabstand 2cm, Positionsänderung von 4mm je Schritt). Unten: Beispielvisualisierung einer Sonde nahe dem Milzhilus mit Milzgefäßen.

Bei den Gefäßmodellen ist in Tabelle 1 zusätzlich die erforderliche Zeit angegeben, um anhand der Distanzmaße der Oberfläche die Risikobewertung auf dem assoziierten Oberflächenmodell durchzuführen und damit das Oberflächenmodell hinsichtlich der Mittellinie zu synchronisieren. Dieser Aufwand skaliert mit der Anzahl der Oberflächenpunkte linear, aber kann in hohem Maße parallelisiert werden, da die Punkte voneinander unabhängig bewertet werden können.

	Testgefäß		Portalvene		Milz	Magen
Linienpunkte	7		349			
Oberflächenpunkte	219	1039	8793	66743	1100	3391
Suchen (Ø ms)	0,0104		0,0107		0,0096	0,011
Aktualisieren (Ø ms)	0,182		0,078		0,056	0,056
Synchronisieren (Ø ms)	1,3	4,2	51,1	<b>391,1</b>		

Tabelle 1: Ergebnisse der Performancemessungen. Für Gefäße wurden jeweils zwei Oberflächennetze verwendet, für die zusätzlich die Zeit zur Synchronisation mit der Mittellinie angegeben wurde.

Die Suche nach neuen kritischen Abständen erfordert weniger Zeit als die Aktualisierung und Bestimmung der Abstände. Bei der Zeitvorgabe von 2ms für die Kontaktberechnung, von der mindestens 1ms zur Suche nach neuen kritischen Abständen verwendet wird, können etwa 100 Eckpunkte Simulationsschritt überprüft werden, wobei durch das randomisierte Prüfen der Eckpunkte eine große Flächenabdeckung erreicht wird. Werden die zur Visualisierung erforderlichen 50Hz Aktualisierungsrate zu Grunde gelegt, können somit 5000 Eckpunkte je Sekunde auf ein potentielles Sicherheitsrisiko geprüft werden.

## 4 Diskussion

Die vorgestellte Methode ermöglicht die Berechnung und Visualisierung kritischer Abstände in Echtzeit und kann insbesondere für Simulationen mit dynamischen Modellen eingesetzt werden. Da der Schwerpunkt der Berechnungen in interaktiven Simulationen mit dynamischen Modellen häufig bei der Gewebesimulation liegt (FEM, Feder-Masse Modelle, Kollisionserkennung, Haptik), werden die erforderlichen Abstandsberechnungen über mehrere Simulationsschritte verteilt. Durch die Verwendung einer Zufallsfunktion bei der Suche nach potentiell kritischen Abständen kann dennoch gewährleistet werden, dass in wenigen Simulationsschritten eine große Flächenabdeckung erreicht wird. Wurde ein kritischer Abstand gefunden, wird in diesem lokalen Umfeld priorisiert gesucht, indem benachbarte Punkte ebenfalls bei Aktualisierungen einbezogen werden. Kritische Abstände werden in jedem Zeitschritt entsprechend ihrer Risikoeinstufung aktualisiert, so dass Bereiche mit potentiell hohem Risiko eine geringe Latenz aufweisen.

Die erreichte Genauigkeit ist für eine quantitative Darstellung potentieller Risiken für Simulationen des Abdomen geeignet. Die hohe Performance bei der Berechnung wird vor allem dadurch ermöglicht, dass alle Instrumente ab einem

maximalen Abstand ( $d_{MAX}^l$ ) kein Risiko mehr darstellen, wodurch die Strahlen- und Schnitttests mit den Kugelvolumina räumlich beschränkt werden können.

Für Gefäße, bei denen Oberflächendreiecksnetze eine hohe Komplexität aufweisen, wurde ein Verfahren entwickelt, das ihre besonderen geometrischen Eigenschaften berücksichtigt. Durch die Verwendung der auch in Planungssystemen üblichen Mittellinie können Sicherheitsabstände effizient bestimmt werden. Bei der Visualisierung des assoziierten Oberflächenmodells ist eine Synchronisierung mit der Gefäßmittellinie erforderlich. Diese Synchronisierung kann für sehr komplexe Oberflächenmodelle ein Performanceproblem darstellen und sollte parallelisiert werden.

Die Risikobewertung wird bisher als Farbgradient abgebildet. Für die bessere visuelle Abgrenzung der Risikobewertung vom eigentlichen Gewebe, sind alternative Darstellungen empfehlenswert. Die Risikobewertung sowie deren Visualisierung erfolgt anhand der Modelleckpunkte. Für Dreiecksnetze (Organe) wird die Visualisierung über die Dreiecksfläche trilinear interpoliert, so dass eine möglichst homogene Modelltopologie erforderlich ist.

Die Evaluierung der vorgestellten Methode durch Chirurgen ist mit der Evaluierung der Testumgebung geplant, die sich aktuell noch in der Entwicklung befindet.

## 5 Referenzen

- [1] P. Lamata, P. Sánchez-González, I. Oropesa, A. Cano, F. Sánchez-Margallo und E. Gómez, „Simulation, Planning and Navigation in Laparoscopic Surgery: Current Status and Challenges,“ in *Surgical Simulation and Training - Surgery - Procedures, Complications, and Results*, J. L. Huang, Hrsg., Nova Science Publishers, 2010, pp. 29-58.
- [2] T. Carus, „Single-Port Technik in der laparskopischen Chirurgie,“ *Der Chirurg*, Nr. 5, pp. 431-440, 2010.
- [3] B. Preim, C. Tietjen, M. Hindennach und H.-O. Peitgen, „Integration automatischer Abstandsberechnungen in die Interventionsplanung,“ *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, pp. 259-263, 2003.
- [4] I. Rössling, C. Cyrus, L. Dornheim, A. Boehm und B. Preim, „Fast and Flexible Distance Measures for Treatment Planning,“ *International Journal for Computer Assisted Radiology and Surgery*, Bd. 5, pp. 633-646, 2010.
- [5] M. Matsumoto und T. Nishimura, „Mersenne Twister. A 623-dimensionally Equidistributed Uniform Pseudorandom Number Generator,“ *ACM Transactions on Modelling and Computer Simulation*, Nr. 8, pp. 3-30, 1998.
- [6] S. Adler, T. Mönch und R. Mecke, „Physics-Based Simulation of Vascular Trees for Surgery Simulations,“ *2nd International Workshop on Digital Engineering (IWDE)*, pp. 24-30, 2011.
- [7] I. Rössling, J. Dornheim, L. Dornheim, B. Preim und A. Boehm, „The Tumor Therapy Manager -- Design, Refinement and Clinical Use of a Software Product for ENT Surgery Planning and Documentation,“ in *Information Processing in Computer-Assisted Interventions*, Springer Berlin / Heidelberg, 2011, pp. 1-12.

## Danksagung

Die vorgestellten Arbeiten wurden durch das Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) im Rahmen des Projektes ViERforES II gefördert (Förderkennzeichen 011M100002A, <http://www.vierfores.de>).



# Impact of Model-based Risk Analyses for Liver Surgery Planning

C. Hansen<sup>1</sup>, S. Zidowitz<sup>1</sup>, B. Preim<sup>2</sup>, K. J. Oldhafer<sup>3</sup>, H. K. Hahn<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> Fraunhofer MEVIS, Institute for Medical Image Computing, Bremen, Germany

<sup>2</sup> Otto-von-Guericke Universität Magdeburg, Magdeburg, Germany

<sup>3</sup> Asklepios Hospital Barmbek, Hamburg, Germany

Contact: Christian.Hansen@mevis.fraunhofer.de

## Abstract:

The success of an oncological resection of the liver depends, among other factors, on the width of safety margins around tumors. Therefore, methods for determination of optimal safety margin are described in literature. These methods visualize the surgical risk for a specific safety margin based on a geometric model of the liver.

To prove whether and how these methods facilitate the process of liver surgery planning, an explorative user study with 10 liver experts was conducted in this work. The purpose was to compare and analyze their decision making. The results of the study show that model-based risk analysis enhances the awareness of surgical risk in the planning stage. Participants preferred smaller resection volumes and agreed more on the safety margins width in case the risk analysis was available. In addition, time to complete the planning task and confidence of participants was not increased when using the risk analysis.

This work shows that the applied model-based risk analysis may influence important planning decisions in liver surgery. It lays a basis for further clinical evaluations and points out important fields for future research.

*Keywords: Computer-assisted Planning, Visualization, Liver Surgery, Evaluation*

## 1 Purpose

The determination of optimal safety margin widths around liver tumors is a challenging surgical task. Type, number, volume, and location of tumors and their relation to vessels are all important factors when deciding whether a R0 resection can be achieved. Thereby, surgeons have to find a compromise between the safety margin width and the estimated postoperative liver volume.

To this end, methods for model-based risk analysis in liver surgery are described [1-4]. Using a recent approach by our group [2], the dependency of vascular territories from safety margins around tumors can be explored. Robustness and sensitivity of vascular risk in the liver is visualized within a volume-margin function (Fig. 1, upper right). The volume-margin function visualizes the affected liver volume as a function of the safety margins width. In addition, interactive 3D renderings of the liver that illustrate the impaired liver volume for the portal vein (Fig. 1, upper left), and the hepatic vein (Fig. 1, upper middle) can be provided.

To prove whether and how model-based risk analyses facilitate the process of liver surgery planning, an explorative user study was conducted. In our previous work [2], this aspect was not studied in detail. The purpose of the study presented in this paper was to compare and analyze the decision making of liver surgeons and radiologic technicians.

## 2 Method

To generate evaluable data during the experiments, meaningful reference criteria need to be defined. These criteria should provide the basis for an objective comparison between the proposed method and a reference system. Three reference criteria were derived from questions that typically arise during the planning of surgical liver interventions:

- (C1) Resectability
- (C2) Resection strategy
- (C3) Safety margins widths around tumors

These criteria are based on subjective assessments by study participants. In addition, reference criteria which can be derived from this decision-making process are defined:

- (C4) Total time to analyze a case

- (C5) Amount of user interaction per case  
 (C6) Degree of subjective confidence in decision-making

### Experiment Design

The study consisted of two separate experiments, called experiment A and experiment B. Each participant completed both experiments.

In experiment A, a reference system was presented. The reference system consists of a conventional 2D/3D viewer application for planning data (cf. Fig. 1a). While the 2D viewer visualizes the radiologic slice data, the 3D viewer visualizes the 3D models of vascular structures (hepatic vein, portal vein), the liver surface, and tumors. In addition, the application provides measurement tools for the assessment of distances within the dataset.

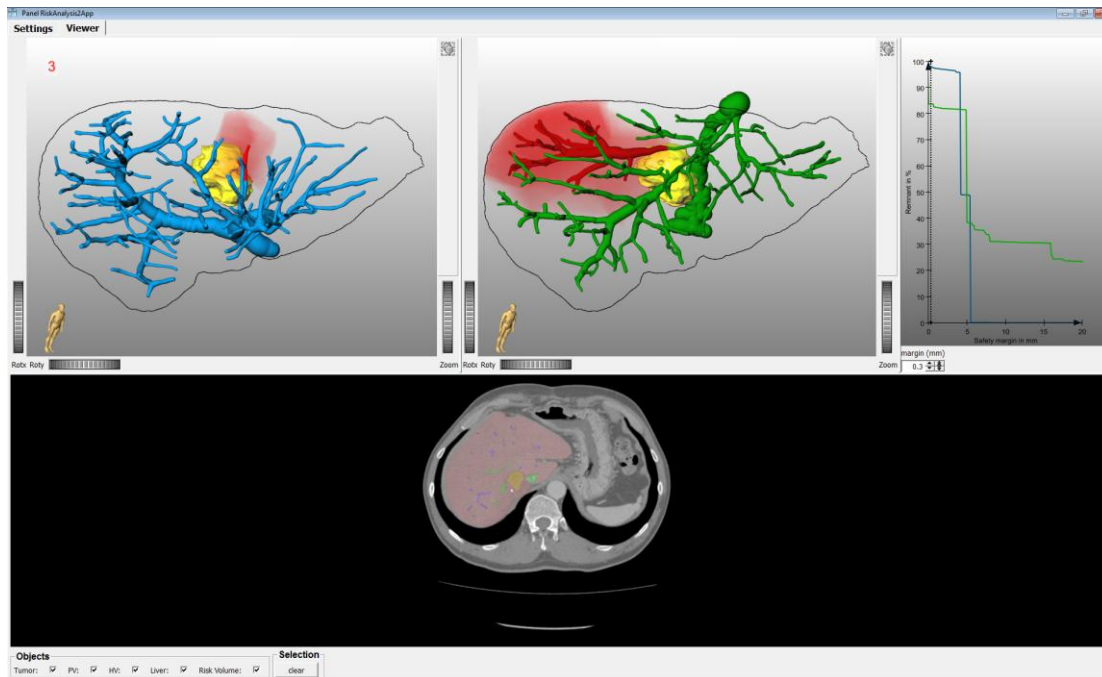
In experiment B, the utilized software application contained all functionalities that were included in the reference system. In addition, a volume-margin function of the dataset was visualized together with an interactive 3D visualization of vessels at risk and territories at risk (cf. Fig. 2b).

In each experiment, participants were asked to analyze six CT datasets of the liver. The same six dataset were used in each experiment. For each dataset, participants had to perform specific planning tasks by using the software application. These planning tasks consisted of:

- Determination of a virtual resection surface
- Selection of critical vessel structures which should be preserved
- Selection of potential areas of impaired inflow and outflow

In addition, participants completed a questionnaire for each dataset. The questionnaire directly addresses the comparison criteria (C1-C3) defined above. In the header of each questionnaire, a report on diagnostic findings for the dataset was given and the desired postoperative liver volume was specified ( $> 35\%$ ).

Each experiment was conducted as follows. First, participants were informed that the experiment takes between 60 and 90 minutes and that the time is measured during the experiment. Second, the software application was presented and its graphical user interface was explained. Third, a training dataset was loaded and participants conducted the planning tasks for this dataset and filled out a questionnaire. The test supervisor ensured that all questions and planning tasks were understood. Finally, five test datasets were loaded in random order. Participants were informed that the experiment starts and that time is measured from now on. Analogous to the training phase, participants performed surgical planning tasks and filled out a questionnaire for each dataset. Verbal comments were transcribed during the experiment.



**Fig 1:** Screenshot of the software application used in experiment B. The graphical user interface is identical to experiment A, except that the risk analysis is provided here. A volume-margin function [2] is presented in the upper right viewport, territories at risk for the portal vein in the upper left, and for the hepatic vein in the upper middle viewport. The radiologic data and associated overlays of the 3D models can be accessed in the lower viewport.

The experiments were performed in the context of two clinical workshops at Asklepios Clinic Barmbek, Hamburg, Germany. Because not all surgeons could take part at both workshops, several separate meetings took place. The distance between experiment A and B was always at least 3 weeks in order to minimize memory effects.

### Medical Datasets

The case database consisted of six abdominal CT datasets (1 training dataset, 5 test datasets). For each dataset, 3D models of the liver, hepatic vein, portal vein, and intrahepatic tumors were generated. The test datasets were selected according to the following criteria:

- Presence of colorectal liver cancer
- Solitary metastases that are located adjacent to mayor hepatic vessels
- No presence of cirrhosis

### Participants

Medical knowledge and experience in liver surgery planning are necessary to perform the planning tasks and to give meaningful answers in the questionnaire. For that reason, the subject pool consisted of 10 liver experts (3 females, 7 males), including 4 chief physicians, 1 senior physicians, 2 assistant physicians, 3 radiology technicians. The mean age of the participants was 41.45 years ( $\pm 4.7$ ). The mean number of years of surgical experience were 15.6 ( $\pm 5.3$ ), excluding the radiology technicians.

## 3 Results

Comparison of given assessments concerning patient (C1) resectability revealed that participants showed better agreement of answers in experiment B. In addition, the results show that participant's decisions were much more cautious and less optimistic when using the risk analysis.

The analysis of changes in the resection strategy (C2) revealed that subjects changed their resection strategy in many cases. This is unsurprising, because it can be expected that when repeating experiment A (or B) several times with the same participants, the preferred resection strategy will not be constant (test-retest variability). However, the changes observed in this study follow a clear trend towards the choice of smaller resection volumes in case the model-based risk analysis is available. This supports the above statement that the proposed methods enhance the awareness of surgical risk.

The analysis of selected safety margins widths (C3) showed that the variation of values was lower for all cases in experiment B. Thus, subjects agree more when the safety margin is chosen with the proposed risk analysis (experiment B) than with the reference system (experiment A). A selected safety margin width depends on the chosen resection strategy. Thus, the measured trend to choose smaller resection volumes in experiment B seems to have an influence on the width of safety margins, or vice versa.

The comparison of times (C4) taken to complete the test tasks revealed that there are no significant differences between experiments A and B. However, the way surgeons used the provided 2D/3D visualization techniques was different in each experiment. In experiment A, the CT slices were more often accessed than in experiment B. The numbers are many times higher in experiment A. An analysis of user interaction (C5) during the experiments also showed that interaction with the 2D slice data is required less when the risk analysis is extensively used.

The questionnaire asked participants to rank their confidence (C6) in decision-making on an ordinal scale from 1 to 4 (1 = very sure, 2 sure, 3 = less sure, 4 = not sure). An analysis of the data revealed that there exist no significant differences between experiment A and B. However, the mean values indicate that participants felt more confidence in experiment A. An interesting observation in this context was that several participants mentioned that it is even more difficult to make a final decision when considering the additional information provided by the risk analysis. Two surgeons mentioned that they selected "less sure" or "not sure" in experiment B because they would prefer to discuss the resection strategy with colleagues before making a final decision. Such verbal comments were not made in experiment A. The results of the user study can be summarized as follows:

- The applied model-based risk analysis enhances the awareness of surgical risk in the planning stage (assessment of resectability, determination of resection strategy)
- Subjects prefer smaller resection volumes in case the risk analysis is available.
- Subjects agree more on the safety margins width in case the risk analysis is utilized.
- Subjects do not take more time when analyzing a dataset using the risk analysis. In this context, 2D slices were less accessed in case the risk analyses were available.
- Confidence in decision-making is not higher when using the risk analyses.

## 4 Discussion

Previous studies in the field of liver surgery planning evaluated only the impact of 3D visualization [5] and virtual resection planning [6]. Thereby, the planning data was always evaluated against a presentation of 2D CT images. The study performed in this work investigated the usefulness of model-based risk analysis for liver surgery planning. The results of the study show that the proposed risk analysis may influence important planning decisions for liver surgery.

An interesting result of the study is that confidence in decision-making was not higher when using the risk analysis. The mean confidence values are even higher without the risk analysis. There are several possible explanations for this result. First, all participants were quite familiar with the 3D planning models and the exploration of 2D slice data available in experiment A. Thus, the level of trust in the new risk analyses was probably lower than in the established 2D/3D exploration techniques. This might have had an effect on the level of confidence. It is expected that the level of confidence will increase after subjects are more familiar with the approach. Second, the additional information in experiment B enhanced the awareness of surgical risk and could explain why participants rated this as less confident. Thus, the subjective confidence in decision-making might correlate with risk awareness of subjects.

The mean time to complete the planning tasks was not significantly lower when using the risk analysis. It would be interesting to measure if this were also true if participants received more training. Another reason for this could be the increase in risk awareness that opened up new questions during the planning process. Thus, additional time was required. It is also assumed that the high difficulty of the selected cases influenced the confidence of participants and the measured time.

The methods were evaluated under controlled conditions within two separate experiments. Because experiment A always took place before experiment B, a potential bias in favor of experiment B in terms of time was introduced. Thus, the results should be interpreted by taking these circumstances into account. For the future, it would be desirable to prove the benefit of the proposed risk analysis by evaluating them in clinical routine. This would require a clinical study with a randomized decision regarding the utilization of the results of the risk analysis and the subsequent evaluation of clinical criteria, such as complication rate, tumor recurrence, and blood loss [7]. In addition, evaluation criteria concerning the surgical decision making, as addressed in this chapter, could be utilized. In this context, factors, such as the anamnesis of the patient, degree of liver disease, experience of the surgeon, and surgical technique need to be carefully considered [7]. In addition, such evaluation study could shed light on the transfer of surgical plans to the actual patient. To achieve this, the preoperative made decisions and the final preoperative resection plan could be compared with the intraoperatively performed resection surface. Therefore, the performed resection needs to be measured intraoperatively, e.g., by using a surgical navigation system, or acquired using postoperative imaging.

In conclusion, this work contributes to computer-assisted liver surgery planning. It lays a basis for further developments and evaluations in the context of model-based risk analyses and points out promising fields for further research.

## 5 References

- [1] Preim, B., Bourquain, H., Selle, D., Peitgen, H.-O., and Oldhafer, K. "Resection Proposals for Oncologic Liver Surgery based on Vascular Territories." *Proceedings of International Symposium on Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*. Elsevier, pp. 353-358, 2002
- [2] Hansen, C., Zidowitz, S., Hindennach, M., Schenk, A., Hahn, H., and Peitgen, H.-O. "Interactive Determination of Robust Safety Margins for Oncologic Liver Surgery." In: *International Journal of Computer-Assisted Radiology and Surgery*, 4(5), pp. 469-474, 2009
- [3] Schwaiger J, Markert M, Seidl B, Shevchenko N, Doerfler N, Lueth TC. „Risk analysis for intraoperative liver surgery.“ In: *Proceedings of IEEE Eng Med Biol Soc.*, pp. 410-413, 2010
- [4] Lamata P, Lamata F, Sojar V, Makowski P, Massotier L, Casciaro S, Ali W, Stüdeli T, Declerck J, Elle OJ, Edwin B. "Use of the Resection Map system as guidance during hepatectomy." In: *Surg Endosc.*, 24(9), pp. 2327-2337, 2010
- [5] Lamade, W., Glombitza, G., Fischer, L., Chiu, P., Cardenas, C. E., Thorn, M., Meinzer, H. P., et al. "The impact of 3-dimensional reconstructions on operation planning in liver surgery." In: *Arch Surg*, 135, pp. 1256-1261, 2000
- [6] Lang, H., Radtke, A., Hindennach, M., Schroeder, T., Fruhauf, N. R., Malago, M., Bourquain, H., Peitgen, H.-O., Oldhafer, K. J., and Broelsch, C. E. „Impact of virtual tumor resection and computer-assisted risk analysis on operation planning and intraoperative strategy in major hepatic resection." In: *Arch Surg*, 140(7), pp. 629-638, 2005
- [7] Schenk, A., Zidowitz, S., Bourquain, H., Hindennach, M., Hansen, C., Hahn, H. K., and Peitgen, H.-O. „Clinical relevance of model based computer-assisted diagnosis and therapy." In: *Proceedings of SPIE Medical Imaging*. Vol. 6915, pp. 691502-1-19, 2008

# Verbesserung der Genauigkeit der kamerabasierten Navigationschirurgie durch optimale Messziele

## Wissenschaftlicher Beitrag für die 11. CURAC Jahrestagung 2012

E. Garcia<sup>1</sup>, T. Hausotte<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Germany

Kontakt: elmar.garcia@fmt.fau.de

### Abstract:

*Es wird ein Verfahren zur Berechnung und kostengünstigen Herstellung von optimalen Messzielen (tracking targets) für die Navigationschirurgie, bestehend aus verschiedenartigen Messelementen in optimaler Anordnung zu einander, beschrieben. Die Optimalität der Messziele bezieht sich auf deren Geometrie und räumliche Anordnung, so dass die metrologische Genauigkeit und Zuverlässigkeit des Mess- und Verfolgungsprozesses der Raumlage von markierten Objekten größtmöglich verbessert wird. Das zugrundeliegende Problem wird als nichtlineare Optimierungsaufgabe formuliert und gelöst.*

*Für die kostengünstige Herstellung der Messziele wird ein Verfahren unter Verwendung von retroreflektierenden Kunststofffolien beschrieben. Die Messziele werden entweder aus abdeckenden Schichten (z. B. Folien, Papier, Farbe o.ä.) mit ausgesparten Messelementen oder aus Messelementen, die direkt aus diesen Folien gefertigt sind, hergestellt. Die Konfiguration der Messelemente ist das Ergebnis des zuvor gelösten Optimierungsproblems.*

*Schlüsselworte: Navigationschirurgie, Marker-basiertes Kameratracking, Tracking target design, Nichtlineare Optimierung, photogrammetrische Koordinatenmesstechnik, Objektverfolgung*

## 1 Problem

In der computer- und roboterassistierten Chirurgie werden aufgrund ihrer Flexibilität und Genauigkeit häufig optische Navigationssysteme eingesetzt. Hierbei handelt es sich um Kameramesssysteme die an Patienten und OP-Instrumentarium angebrachte retroreflektierende Marker messen und verfolgen sowie Lokalisationsaufgaben navigierter chirurgischer Eingriffe lösen [1]. Die erzielbare Messgenauigkeit und die Betriebskosten der optischen Navigationschirurgie werden wesentlich durch die verwendeten Marker und deren Konfiguration zu Messzielen (tracking targets) bestimmt. In der klinischen Praxis werden normalerweise sphärische, retroreflektierende, nicht-autoklavierbare Einwegmarker für die Lokalisierung und Verfolgung von Patient und OP-Instrumentarium verwendet. Diese Marker besitzen keine, die optischen Reflexionseigenschaften negativ beeinflussenden, Schutzabdeckungen und sind daher metrologisch genauer erfassbare und kostengünstigere Messmittel als autoklavierbare Markerkonstruktionen.

Die Anordnung mehrerer Marker bildet ein Messziel. Ein Messziel besteht aus mehreren Messelementen mit bekannter Konfiguration, d.h. mit bekannter Geometrie und in bekannter räumlicher Anordnung zueinander. Für diese Messzielkonfigurationen existieren für einfache räumliche Anordnungen (z.B kreuzförmige Anordnungen) Gestaltungshinweise [2-3]. Beliebige Anordnungen werden jedoch meist aus Erfahrungswissen dahingehend gestaltet, dass sie eine blickwinkelunabhängige und eindeutige Erfassung der Messelemente ermöglichen. Allerdings weist ein derartiger Entwurfsprozess mehrere Defizite auf und ist verbesserungsfähig.

1. Der Entwurf von Messzielen ist schwierig und komplex. Es existieren keine Gestaltungsrichtlinien oder Heuristiken für die Entwicklung aufgabenspezifisch optimaler Konfigurationen. Für die Anordnung der Messelemente im Raum existieren unzählige Konfigurationsmöglichkeiten. Die einzige Beschränkung liegt, aufgrund der mathematischen Gesetze der Triangulationsrechnung die bei optischen markierungsbasierten Messsystemen zur Koordinatenbestimmung verwendet wird, in der Forderung einer Mindestanzahl von 3 Messelementen. Dieser große Gestaltungsspielraum führt dazu, dass für die meisten Anwendungen suboptimale Messziele entwickelt und gefertigt werden. Die erzielbare metrologische Genauigkeit und Zuverlässigkeit (Robustheit) des Mess- und Verfolgungsprozesses wird dadurch reduziert.
2. Die Kalibrierung dreidimensionaler Messziele ist zeitaufwendig und kostenintensiv. Für die Bestimmung der räumlichen Geometrie der Messziele müssen die Punktkoordinaten der Messelemente mit Hilfe von rückgeführten Messgeräten ermittelt werden. Dies kann in Abhängigkeit der Komplexität (Anzahl und Anordnung) der Messelemente zeit- und kostenintensiv ausfallen.

3. Die Fertigung dreidimensionaler Messziele ist teuer. Hohe Anforderungen an die Materialeigenschaften (z. B. Reflexionseigenschaften, Gewicht, Temperatur- und Langzeitstabilität, Biokompatibilität u.a.), Fertigungsqualität und Handhabbarkeit führen zu hohen Fertigungskosten. Im Falle aktiver Marker (z. B. Infrarotleuchtdioden) entstehen zusätzliche Kosten durch Stromversorgungs- und Kabelmanagementlösungen.

Zur Lösung der oben genannten Nachteile wird in dieser Arbeit ein planares Messziel mit passiven Markern als Einwegprodukt spezifiziert. Für eine besonders kostengünstige Herstellung der Messziele – bei gleichzeitig besseren optischen Eigenschaften als dreidimensionale Standardkugelmarder – wird ein Verfahren unter Verwendung von retroreflektierenden Kunststofffolien beschrieben. Die aufgabenspezifische Ausgestaltung messtechnisch optimaler Messziele wird als Optimierungsproblem formuliert und ein Lösungsalgorithmus angegeben.

## 2 Methoden

Im Folgenden wird unter Marker ein zweidimensionales, optisch gut erkennbares, geometrisches Element (z. B. Kreis, Viereck etc.) verstanden. Ein Messziel (tracking target) besteht aus  $N \geq 3$  retroreflektierenden Markern, welche in einer nichtreflektierenden rechteckigen Ebene angeordnet sind.

Für die Verbesserung der Genauigkeit und Zuverlässigkeit des kamerabasierten Mess- und Verfolgungsprozesses der Raumlage von markierten Objekten sowie zur signifikanten Reduzierung der Herstellungskosten wird ein planares Messziel bestehend aus mehreren Schichten selbstklebender Kunststofffolien aus Polyvinylchlorid (PVC) empfohlen. Zunächst wird eine schwarze Folie auf einen mechanisch stabilen Untergrund (z. B. eine Stahlplatte) aufgebracht. Dadurch werden mechanische Deformationen vermieden und sowohl eine gute Planarität als auch Handhabung der Messziele gewährleistet. Als nächstes werden Markerelemente aus retroreflektierender Kunststofffolie gefertigt und auf die schwarze Grundfolie aufgetragen. Hierbei können zahlreiche Fertigungsverfahren wie plotten, schneiden, stanzen, bohren, bedrucken, erodieren u.v.m. zur Anwendung gelangen. Alle Folien sind als genormte Industrieprodukte (u.a. DIN 4102-1, DIN EN ISO 527, DIN 50021, DIN 67520:2008-11, DIN EN 471, ASTM E810-03:2008) erhältlich. Sie sind mit besonders geringen Fertigungstoleranzen und festen mechanischen und optischen Eigenschaften (Reflexionseigenschaften, Temperatur-, Form- und Chemikalienbeständigkeit, Haltbarkeit etc.) in großen Stückzahlen und äußerst preiswert erhältlich (ab 9 EUR/m<sup>2</sup>). Dies ermöglicht die überaus günstige Fertigung von Einwegmesszielen mit konstanten Eigenschaften. Die retroreflektierenden Kunststofffolien bestehen aus Mikroprismen oder Mikroglaskugeln (siehe Abb. 1) und erfüllen alle photometrischen Mindestanforderungen und spezifischen Rückstrahlwerte nach DIN 67520:2008-11 und ASTM E810-03:2008.

Für bestmögliche Reflektions- und Kontrasteigenschaften sollten die Marker aus retroreflektierenden Folien gefertigt und auf schwarzem Untergrund aufgebracht werden. Eine Fertigung durch Aufbringung einer abdeckenden Schicht mit ausgesparten Markerelementen ist aber ebenfalls möglich. Jedoch kommt es hier je nach Stärke der abdeckenden Schicht und in Abhängigkeit des Sichtwinkels zu Abschattungseffekten der Marker. Prinzipiell kann auch Papier bedruckt werden. Allerdings reduzieren die, bei bedrucktem Papier, fehlende Retroreflektion und das geringe Kontrastverhältnis von Marker und Hintergrund deutlich die erzielbare Messgenauigkeit. Der Aufbau von zwei Messzielen nebst Lichtstrahlengang ist in Abbildung Abb. 1 dargestellt.

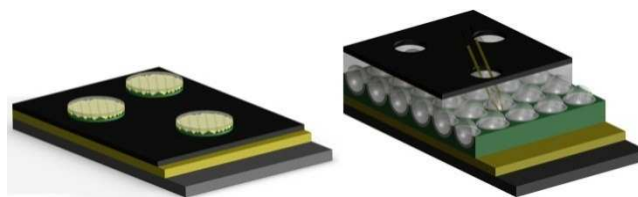


Abb. 1: Gestaltung planarer Messziele: Aus retroreflektierender Folie gefertigte Markerelemente auf schwarzem Untergrund (links) und abdeckende Schicht mit ausgesparten Markerelementen auf retroreflektierender Folie (rechts)

Die Raumlage von Patient und chirurgischen Instrumenten werden unter Anwendung der Verfahren der Epipolargeometrie und des photogrammetrischen Bündelblockausgleiches aus den Positionen der Marker in den Kamerabilddaten berechnet [4]. Daraus ergeben sich mehrere metrologische Anforderungen und Beschränkungen, die die Markerkonfiguration auf Messzielen erfüllen muss.

1. Alle Markerabstände müssen eindeutig und maximal verschieden gestaltet sein. Anderenfalls können die Gleichungen der Epipolargeometrie nicht gelöst und folglich die Raumlage der Messziele nicht bestimmt werden.
2. Der Kontrast zwischen Marker und Hintergrund sollte größtmöglich sein. Dies erhöht wesentlich die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Bilderkennungsalgorithmen des maschinellen Sehens.
3. Die Retroreflektion der Marker sollte ideal sein und keine diffuse Streustrahlung entstehen. Alle geometrischen Ableitungen des maschinellen Sehens basieren auf der Annahme der idealen Lichtreflektion zurück zur Strahlungsquelle.

Die letzten beiden Anforderungen sind durch den konstruktiven Aufbau der vorgeschlagenen planaren Messziele erfüllt. Für die Realisierung der ersten Anforderung, wird diese als nichtlineares Optimierungsproblem mit Nebenbedingungen

formuliert und gelöst. Die berechnete Lösung beschreibt die optimale Markerkonfiguration, d.h. die bestmöglichen Positionen aller Marker in einer begrenzten Ebene, welche die Gleichungsbedingungen  $h(\mathbf{x}) = 0$  und die Ungleichungsbedingungen  $g(\mathbf{x}) \leq 0$  erfüllen. Gegeben seien  $N \geq 3$  verschiedene Punkte  $\mathbf{p}_1 = (x_1, y_1), \dots, \mathbf{p}_N = (x_N, y_N)$ , welche die Mittelpunktskoordinaten des kleinsten umfassenden Kreises von  $N$  Markern in der euklidischen Ebene beschreiben. Zu finden ist eine Lösung  $\mathbf{x}^* = [\mathbf{p}_1^*, \dots, \mathbf{p}_N^*]$  des Optimierungsproblems

$$\begin{aligned} &\text{Maximiere } f(\mathbf{x}) := \min \| \mathbf{p}_i - \mathbf{p}_j \|_2, \quad \forall i, j = 1, \dots, N, \quad i \neq j, \\ &\text{in } M := \{ \mathbf{x} \in \mathbb{R}^N : g(\mathbf{x}) \leq 0, h(\mathbf{x}) = 0 \} \quad \text{so, dass} \\ &\| \mathbf{x}_i - \mathbf{x}_j \|_2 \geq 1,5 \cdot d, \quad A_{\Delta} \geq c, \quad x_1 \leq x_2 \leq \dots \leq x_N, \quad l_b \leq \mathbf{x} \leq u_b, \end{aligned}$$

wobei  $\|\cdot\|_2$  die euklidische Norm in  $\mathbb{R}^2$  (Distanz in der Ebene) beschreibt sowie  $l_b$  und  $u_b$  die untere bzw. obere Grenze möglicher Koordinaten der Marker in der Grundfläche des Messziels definiert. Zur Vermeidung von Überlappungen einzelner Marker ist ein minimaler Abstand zwischen den Markern erforderlich. Dieser frei wählbare Abstand wurde hier auf  $1,5 \cdot d$  festgelegt, wobei  $d$  der Durchmesser des kleinsten umfassenden Kreises eines Markers ist. Die Spezifizierung eines frei wählbaren, minimalen Dreiecksflächeninhalts<sup>1</sup>  $A_{\Delta} \geq c$  sowie die Forderung nach unterschiedlichen  $x$ -Koordinaten der Marker  $x_1 \leq x_2 \leq \dots \leq x_N$  unterbindet messtechnisch ungeeignete Konfigurationen der Marker, wie z. B. linienhafte Anordnungen (vgl. Abb. 2). Diese Beschränkungen werden als Nebenbedingungen in den Gleichungsbedingungen  $h(\mathbf{x}) = 0$  und Ungleichungsbedingungen  $g(\mathbf{x}) \leq 0$  des Optimierungsproblems formuliert. Ohne diese Beschränkung können Markerpositionen berechnet werden die annähernd auf einer Linie liegen und bis an den Rand der Grundfläche der Messziele heranreichen. Beides ist nachteilig. Werden die linienhaft angeordneten Marker von den Kameras mit geringem Elevationswinkel erfasst, fallen alle Marker im Kamerabild annähernd in einem Punkt zusammen und können nicht mehr separiert und infolgedessen nicht gemessen werden. Die Platzierung der Marker an den Rand der Grundfläche der Messziele ist aus fertigungstechnischen Gründen zu vermeiden. Mittels gradientenbasierter, genetischer oder Branch-and-Reduce Optimierungsalgorithmen kann das nichtlineare Optimierungsproblem gelöst werden [5,6]. Beispielhafte Lösungen für verschiedene Grundflächen und Markerelemente werden in Abbildung Abb. 3 gegeben.

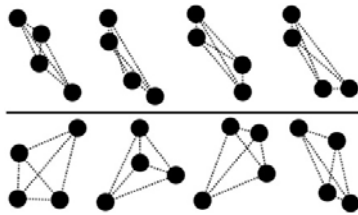


Abb. 2: Schlechte und gute Konfigurationen von vier Messelementen eines planaren Messziels (oben bzw. unten). Konfigurationen mit kleinen Dreiecksflächen führen zu hohen Werten des Gütefunktional. Aus messtechnischer Sicht sind sie jedoch ungünstig und müssen durch entsprechende Nebenbedingungen im Optimierungsproblem vermieden werden.

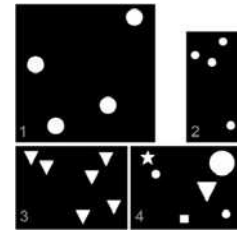


Abb. 3: Vier Messziele bestehend aus unterschiedlichen Markerelementen in verschiedenartigen Konfigurationen

### 3 Ergebnisse

Für die Validierung der erzielbaren Messgenauigkeit wurde die Längenmessabweichung nach ISO 10360 und VDI 2634-1 der entwickelten Messziele und medizinisch zugelassener Kugelmarder der Firma Atesos medical AG ermittelt (vgl. Abb. 4). Sie ist die von Herstellern am häufigsten verwendete Genauigkeitskenngröße für bildgebende Systeme mit punktförmiger Antastung, wie optische Navigationssysteme. Die Längenmessabweichung ist definiert als Differenz zwischen gemessenem und kalibriertem Abstand zweier Punkte:  $\Delta l = l_m - l_k$ .

Die Messungen wurden in einem Feinmessraum<sup>2</sup> mit dem medizinisch zugelassenen Navigationssystem CamBar B1 der Firma Axios 3D® Services GmbH durchgeführt. Es besteht aus zwei charge-coupled device (CCD) Kameras mit Infrarotbeleuchtung. Beide Kameras verwenden Infrarot-Bandpassfilter mit einer Mittenfrequenz  $f_0 = 810 \text{ nm}$  und spektralen Bandbreite  $B = 35 \text{ nm}$ . Das Multisensor-Koordinatenmessgerät VideoCheck® UA 400 der Firma Werth Messtechnik GmbH, mit maximal zulässiger Längenmessabweichung von  $E_3 = (0,75 + L/500) \mu\text{m}$ , mit Messlänge  $L$  in mm, nach ISO 10360 und VDI/VDE 2617 wurde zur Kalibrierung der Messzielmerkmale: Position, Durchmesser und Rund-

<sup>1</sup> Aller möglichen Dreiecksflächen, welche bei  $N \geq 3$  Markerelementen gebildet werden können.

<sup>2</sup> Schwingungskompensierter Messraum der Klasse A nach VDI/VDE 2627-1 mit Reinraumklasse B und Luftreinheitsklasse 6, zeitlicher und räumlicher Temperaturkonstanz von  $20 \text{ °C} \pm 0,1 \text{ K}$ , Luftfeuchtigkeit  $45\% \pm 10\% \text{ rel. Feuchte}$



heit der Marker sowie Ebenheit im Falle der kreisförmigen Marker, verwendet. Die Kugelmarker wurden taktil (Renishaw TP-200 low force) und die Planarmarker optisch (10-fach telezentrisches Objektiv) kalibriert. Als Prüfkörper wurden für die Messungen Stahlschienen mit 5 in einer Messlinie aufgetragenen Kugelmarkern bzw. kreisförmigen Messmarkern verwendet. Es wurden im gesamten Messvolumen 5 Testlängen je Messlinie in unterschiedlichen Orientierungen gemessen, wobei die größte Streckenlänge  $l_{max} = 122,65 \text{ mm}$  betrug. Die Längenmessabweichungen wurden für insgesamt zwei verschiedene Messanordnungen ermittelt und sind in Tabelle 1 dargestellt.

Die Ergebnisse zeigen eine signifikante Verringerung der resultierenden Längenmessabweichung der Planarmarker mit  $\Delta l = 50 \mu\text{m}$  gegenüber konventionellen retroreflektierenden Kugelmarkern mit  $\Delta l = 250 \mu\text{m}$ . Die entworfenen Planarmarker erzielen somit eine Verbesserung der Genauigkeit um 500%.

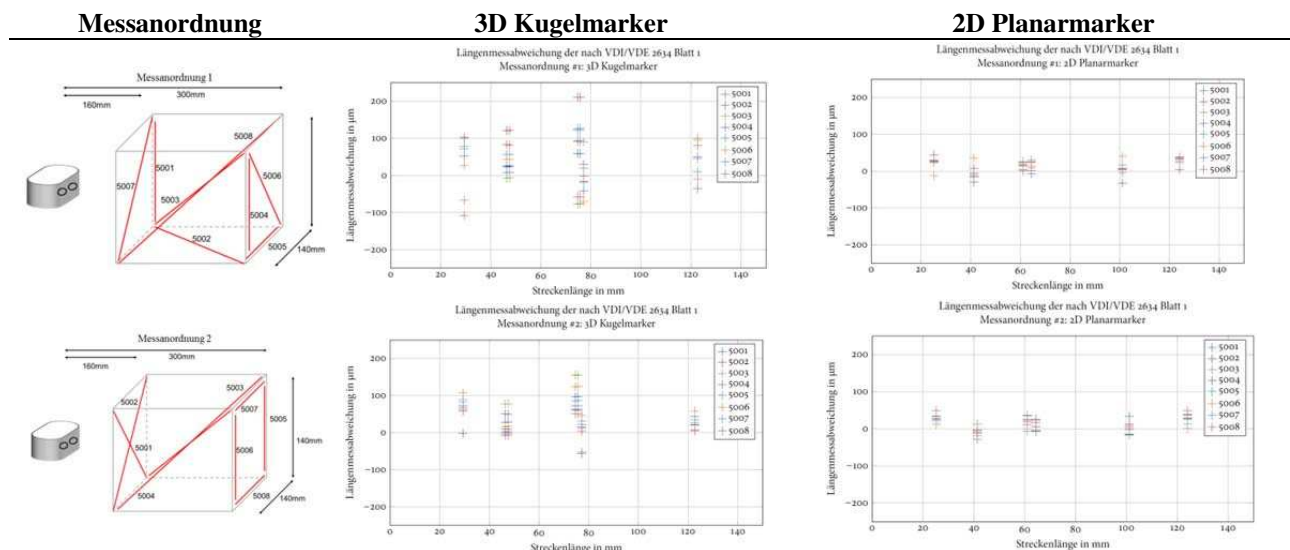


Tabelle 1: Längenmessabweichung von dreidimensionalen Kugelmarkern und zweidimensionalen Planarmarkern für zwei verschiedene Anordnungen von Messlinien nach ISO 10360 und VDI 2634

## 4 Diskussion

Es wurde ein Verfahren für den einfachen Entwurf und die kostengünstige Herstellung von optimalen passiven planaren Messzielen als Einwegprodukte präsentiert. Durch den geometrischen Aufbau und die verwendeten Materialien sind die so entworfenen Messziele genauer, günstiger und einfacher zu kalibrieren als konventionelle passive Kugelmarker. Mit Planarmarkern konnte eine Verbesserung der Messgenauigkeit des Stereokameramesssystems um 500% erzielt werden. Ein Nachteil der Planarmarker ist deren begrenzter Blickwinkel im Vergleich zu Standardkugelmarkern. In Erweiterung zu [7] ergaben Untersuchungen hierzu, dass die hier vorgestellten Planmarker bis zu einem Neigungswinkel von  $50^\circ$  ein besseres Rückstrahlverhalten und Kontrastverhältnis besitzen und zu besseren Messergebnissen führen als Standardkugelmarker (siehe Abb. 4).

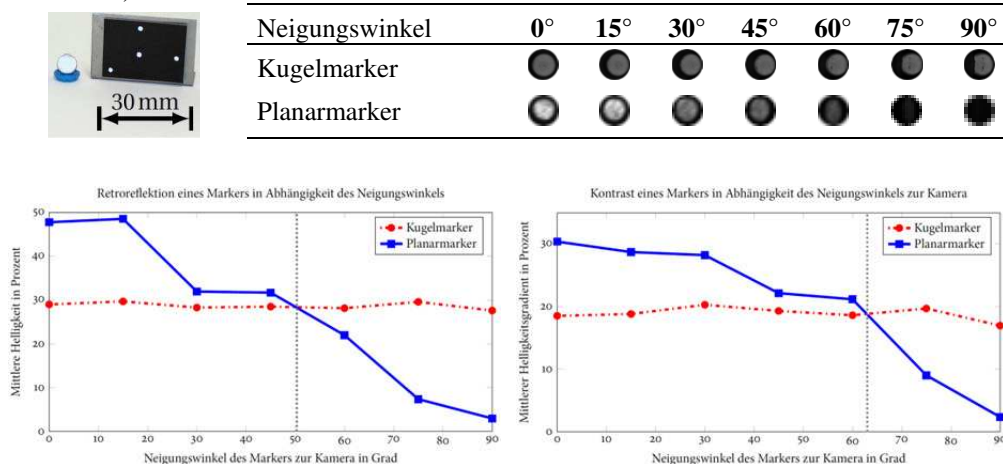


Abb. 4: Planares Messziel und Standardkugelmarker (oben links). Grauwertkamerabildraten der von  $0^\circ$  (d.h. Frontalan-sicht in Normalenrichtung) bis  $90^\circ$  (d.h. Seitenansicht) gedrehten Marker (oben rechts). Messergebnisse für Retroreflek-tion und Kontrast in Abhängigkeit des Drehwinkels (unten links bzw. rechts).

## 5 Danksagung

Wir danken der Deutschen Forschungsgemeinschaft für die finanzielle Unterstützung dieser Untersuchung, die im Rahmen des DFG-Projektes WE 918/34-1 entstand.

## 6 Referenzen

- [1] Schramm, A.; Gellrich, N.-C.; Schmelzeisen, R.: Navigational Surgery of the Facial Skeleton. Springer, 2007.
- [2] West, J. B. ; Maurer, C.R., J.: Designing optically tracked instruments for image-guided surgery. In: IEEE Transactions on Medical Imaging vol. 23 (2004), Nr. 5, pp. 533 –545
- [3] Wiles, A. D., Peters, T. M.: Real-Time Estimation of FLE Statistics for 3-D Tracking With Point-Based Registration. In: Medical Imaging, IEEE Transactions on vol. 28 (2009), Nr. 9, pp. 1384–1398
- [4] Luhmann, T.; Robson, S.; Kyle, S.; Harley, I.: Close Range Photogrammetry: Principles, Techniques and Applications. Wiley, 2007.
- [5] Hendrix, E. M. T.; G.-Tóth, B.: Introduction to Nonlinear and Global Optimization. Springer, 2010.
- [6] Brusco, M. J.; Stahl, S.: Branch-and-Bound Applications in Combinatorial Data Analysis. Springer, 2005.
- [7] Garcia, E. ; Hausotte, T.: Optimal design of tracking targets for surgical navigation. In: Lemke, H. ; Inamura, K. ; Doi, K. ; Vannier, M. W. ; Farman, A. G. ; Cleary, K. ; Jannin, P. ; Caramella, D. (eds.) CARS 2012: Computer Assisted Radiology and Surgery — Proceedings of the 26th International Congress and Exhibition Pisa, Italy, June 27–30, 2012. vol. 7 : Springer Heidelberg, 2012. – International Journal Of Computer Assisted Radiology And Surgery ISSN 1861-6410 (printed version) ISSN 1861-6429 (electronic version) 2011 Impact Factor 1.481, pp. 441–443

# Surface based US/MeVis-CT registration for open liver surgery

*Delphine Ribes<sup>1</sup>, Matthias Peterhans<sup>1</sup>, Daphne Wallach<sup>1</sup>, Vanessa Banz<sup>2</sup>, Gregor Stavrou<sup>3</sup> and Stefan Weber<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> *University of Bern, ARTORG Center for Biomedical Engineering Research, Bern, Switzerland*

<sup>2</sup> *Department of Visceral Surgery and Medicine, Clinic for Visceral and Transplantation Surgery, Inselspital, Hospital and University of Bern, Bern, Switzerland*

<sup>3</sup> *General and Visceral Surgery, Asklepios Hospital Barmbek, Asklepios Medical School, Hamburg, Germany*

Contact: [delphine.ribes@artorg.unibe.ch](mailto:delphine.ribes@artorg.unibe.ch)

## **Abstract:**

Recent progress in computer science enables the use of instrument guidance systems for open liver surgery. However, challenge remains when precise alignment between the pre-operative image data and the intra-operative situation is required, since the liver is subject to deformation and movements during the surgical treatment. Fusion of intra-operative navigated US with the pre-operative data is one of the solution to improve this situation. We present here a clinically applicable method to automatically refine the registration between the pre- and intra-operative data based on US/MeVis-CT registration. Evaluation done on clinical data showed that in a pre-defined region of interest, using this framework, a registration error smaller than 7mm is reached.

*Keywords: Liver Surgery, Registration, Ultrasound*

## **1 Problem**

Recently, navigation systems for liver surgery have been developed and are now commercially available (CAS-One liver navigation system (CAScination, AG, Switzerland) and Explorer Liver (Pathfinder Therapeutics)). Navigation systems provide improved orientation and guidance support during planning and surgery. Precise alignment between pre-operative image data and intra-operative situation remains challenging as the liver deforms during the surgery. Navigated intra-operative ultrasound (US) provides detailed information about internal organ structures and thus might allow more accurate pre- to intra-operative data registration. Higher precision in navigated surgery will enable the use of smaller safety margin to preserve more healthy tissue.

The CAS-One liver navigation system applies a landmark based registration to perform the alignment. A recent study [1] shows that using this technique a mean registration error of 9mm can be reached with a mean time requirement of 90s. Thus, this method can reliably be used as an initial alignment to the US/CT refinement registration framework. In [2], to overcome the overall non-rigid deformation between the pre- and intra-operative data, the authors propose to focus on localized region in which a rigid alignment will give a satisfactory accuracy for local navigation. Based on our former experience in navigated liver surgery and following their suggestions on local navigation, we decided to use a rigid registration in a local site of interest and aim at having a mean registration error smaller than 7mm in it.

Requirements for a clinically applicable framework are to be reliable, fast, automatic and easy to use. Many methodologies have been proposed in the literature to register US to pre-operative data, a review on those methods for liver surgery can be founded in here [3]. CAS-One liver navigation system contains a set of plugins to enable the loading of different types of surgical planning data. In the case of a planning done with MeVis distant services and a CT scan, the pre-operative data available are the CT greyscale images (3 phases), the segmentation masks of the CT structures (liver surface, hepatic and portal veins, metastasis and/or tumors) and the surface models of the structures. In respect to that, due to previous works done on vessel segmentation [4] and due to the computational efficiency of feature-based registration methods, we decided to base our registration technique on feature-based registration with segmented vessels as single feature. Here we evaluate two point based registration algorithms, the well-known iterative closest point (ICP [5]) and a stochastic global optimization for robust point-based registration (GBSP [6]).

Within this paper, we present our solution to automatically refine the initial alignment by applying an US to CT based registration. We provide first a description of the solution, then qualitative and quantitative evaluations of the registration algorithms.

## 2 Methods

### A. Solution Proposal

US/CT registration framework starts with a landmark-based alignment aiming for a registration error smaller than 20mm. Then, the region of interest (ROI) is defined interactively by moving the navigated US probe onto the patient liver. The prospective ROI is displayed by a virtual yellow box which is placed below the virtual US probe. The yellow box delimited the region in which the rigid alignment will be performed. The acquisition starts by holding the probe on to the ROI. Incoming US images are segmented and compounded in real time to create a 3D US model of the vessels. Once the acquisition is completed, the registration is performed.

### B. Segmentation

The segmentation algorithm applies the method described in [4]. It consist of a multi-scale algorithm proven to be independent to US parameters. The segmentation algorithm has a detection rate of 80% for vessels having a diameter larger than 3mm. To incorporate the segmentation algorithm into the framework (real time acquisition, segmentation and compounding), the computation of the scaled images was implemented onto the GPU.

### C. Registration

The two registration algorithms evaluated here are the iterative closest point algorithm (ICP [5]) and a stochastic global optimization for robust point based registration (GBSP [6]). The ICP minimizes the distance between corresponding points in two point clouds. The algorithm's key advantage is its usability in real-time. The major algorithm drawback is its tendency to converge to local minima. The VTK implementation of the ICP algorithm was incorporated to the CAS-One liver system using a maximum number of iterations of 200 and 2000 landmarks. The GBSP algorithm used here is an adaptive sampling method which uses a generalized binary space partition (GBSP) tree. The main algorithm advantages are noise robustness, outlier resistance and global optimal alignment. A homemade VTK implementation of the algorithm was incorporated to the CAS-One liver system using the parameter sets described in [6] expect the maximum number of iterations (200) and the number of landmarks (2000).

To validate the usability of such algorithms, we tested them on real data.

25 US sweeps and corresponding MeVis-CT were collected during open liver surgery of 3 patients (Table 1). The following offline evaluation was performed:

- a. Visual Inspection: Segmentation, compounding and registration success were visually assessed. Segmentation was considered as failed if no vessels were acquired or if large artifacts were compromising the segmentation algorithm. Compounding was considered as failed if no structures were visually identifiable (vessels, vessel branches). Registration was considered as failed if the algorithm converged to a wrong position.
- b. Registration error: Datasets were manually segmented (MS) and aligned (MA) to create a ground truth. The manual alignment was repeated 3 times per dataset and averaged. Different combinations of segmentation and registration algorithms were then applied and compared to the ground truth:
  - (1) Manually segmented and automatically registered with ICP (MS+ICP).
  - (2) Manually segmented and automatically registered with GBSP (MS+GBSP).
  - (3) Automatically segmented and automatically registered with ICP (AS+ICP).
  - (4) Automatically segmented and automatically registered with GBSP (AS+GBSP).

The experiments 1) and 2) use an optimal segmentation and are therefore specifically evaluating the performance of the registration algorithms whereas 3) and 4) are validating the entire automatic segmentation and registration workflow.

The distance between corresponding points in the ground truth dataset and the registered one was used as error measure (correspondence between points on two identical segmented surface meshes avoids errors introduced by correspondence finding). Errors are reported for the region of interest (ROI) where ultrasound data was acquired (=surgical site of interest) and on the entire liver.

- c. Runtime measurement: The time for executing the entire registration framework was measured as well as the processing time of the ICP and GBSP algorithms.

## 3 Results

a. Visual Inspection: 56% percent of the dataset succeed the segmentation criteria. Lack of vessel information was the principal reason of failure (33%). Over segmentation was the second reason of failure (8%). Out of the 56% of successfully segmented datasets, 85% were correctly compounded. Impossibility to visually identify the corresponding CT structures was the main reason of failure. Out of the successfully compounded data, visually correct registration was ob-

tained in 75% for the ICP and 83% for the GBSP. In total, if we combine all the steps, US/CT based registration framework was successful in 37% of time for the ICP and 41% for the GBSP.

**b. Registration error:** From the 25 datasets acquired during surgery, we selected 5 which passed the visual inspection criteria. We manually segmented and registered these 5 datasets. Table 2 shows the mean, min and max measured registration errors inside the ROI. Figure 1 illustrates the registration error maps onto the surface of the vessels obtained from one dataset (MS+GBSP). Inside the ROI, the registration error is inferior to 7mm. The measured registration error was lower for manually segmented data than for automatically segmented data for both, ICP and GBSP algorithms (MS+ICP: 6.3mm AS+ICP: 7.36mm and MS+GBSP: 3.7mm AS+GBSP: 6.14mm). We observed, for both manual and automatic segmentations a higher performance of the GBSP algorithm: For manual segmentation, the datasets had always a mean registration error smaller than 7mm. For automatic segmentation, 4/5 datasets had a mean registration error smaller than 7mm.

**c. Runtime measurement:** In average, the entire framework (from the acquisition to the registration) requires 49 seconds (min: 15s max: 90s). The average processing time for the ICP was 5.2 seconds and 10.6 seconds for the GBSP.

## 4 Discussion

We presented here an entire framework to refine the initial alignment between pre- and post-operative data based on US/CT registration. The proposed solution consists in four main steps: (1) Initial alignment; (2) site of interest selection (e.g. a tumor to ablate); (3) intra-operative acquisition with real-time segmentation and compounding; and (4) automatic registration refinement.

Results demonstrate the higher performance of the GBSP compare to the ICP. Visual inspection of results on real data shows that the current solution will improve the initial registration in 83% (For the GBSP, 75% for the ICP) of the cases if ultrasound data is correctly acquired. The number drops to 41% of the cases when segmentation or compounding is included in the evaluation. We expect that ensuring a valid acquired US dataset will provide more reliable registration results.

Mean registration error for manually segmented/registered data (ICP: 6.3mm, GBSP: 3.7mm) is lower than for automatically segmented/ registered data (ICP: 7.3mm, GBSP: 6.1mm). It clearly shows the predominant effect of segmentation onto registration results. We expect that improving the segmentation will improve the US/CT registration framework outcomes. With a perfect segmentation, we can reach a mean registration error of 3.7mm inside the ROI (currently we have 6.1mm). As a next step, additional evaluation on the influence of US image quality (cirrhosis, sterile cover) will be performed.

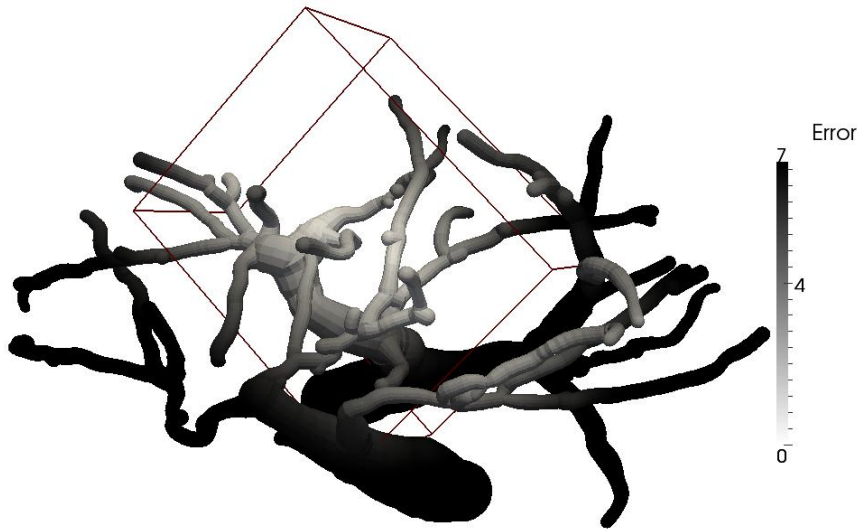
We obtained a success rate of 83% with the GBSP if data are correctly acquired. We also showed that the segmentation algorithm has a direct impact on the registration algorithm outcomes. Finally we demonstrate that using this framework, the registration error is smaller than 7mm in a ROI. We will further investigate the following topics: (1) Evaluating the influence of US image quality on registration outcomes; (2) Incorporate additional prior information to the registration algorithm to reduce the number of failure and/or to indicate registration success or failure; (3) Manually segment and register more datasets to evaluate systematically the US/CT based registration framework versus a ground truth.

	Fiducial landmark (LM) positioning		Number of sweep	FRE	Clinical information	
					Number of lesions	Tumor location
Patient 1	LM1	Middle hepatic vein	13	16.1mm	13	bilobar
	LM2	Fissure of the falciform ligament				
	LM3	Portal vein 1st order bifurcation				
	LM4	Portal vein 2nd order bifurcation right lobe				
Patient 2	LM1	Middle hepatic vein	6	7.1mm	18	bilobar
	LM2	Fissure of the falciform ligament				
	LM3	Surface of tumor right lobe				
	LM4	Surface of tumor right lobe				
Patient 3	LM1	Middle hepatic vein	6	14.6mm	2	unilobar, segment 7
	LM2	Fissure of the falciform ligament				
	LM3	Cross of the portal vein				
	LM4	Gallbladder Bed				

**Table 1. Description of the acquired data. Fiducial Registration Error (FRE).**

Inside ROI	Manual Segmentation		Automatic Segmentation	
	ICP	GBSP	ICP	GBSP
	Mean ( Min Max)	Mean ( Min Max)	Mean ( Min Max)	Mean ( Min Max)
Dataset 1	16.2 (9.9:27.7)	<b>3.3 (0.3:8.4)</b>	8.9 (5.9:12.3)	11.9 (7.1:17.5)
Dataset 2	<b>3.3 (0.1:8.3)</b>	<b>3.4 (0.1:8.3)</b>	8.0 (3.7:17.4)	<b>4.8 (2.4:10.2)</b>
Dataset 3	<b>5.1 (1.5:11.8)</b>	<b>5.0 (1.6:11.4)</b>	10.5 (0.8:19.7)	<b>6.8 (1.1:14.2)</b>
Dataset 5	<b>3.6 (1.1:8.2)</b>	<b>4.0 (3.7:4.3)</b>	<b>6.5 (3.5:11.9)</b>	<b>4.3 (0.9:6.9)</b>
Dataset 6	<b>3.1 (0.7:7.4)</b>	<b>3.1 (0.7:7.4)</b>	<b>2.9 (1.1:7.0)</b>	<b>2.9 (1.1:7.0)</b>

**Table 2.** Mean, min and max measured registration error inside the ROI. Values denoted in bold have a mean registration error smaller than 7mm.



**Figure 1.** Registration error map onto the vessels of the CT dataset for the dataset 1 (MS+GBSP). The box delineates the ROI. Inside the ROI, the registration error is smaller than 7mm.

## 5 References

- [1] Peterhans, M., vom Berg, A., Dagon, B., Inderbitzin, D., Baur, C., Candinas, D. and Weber, S. (2011), a navigation system for open liver surgery: design, workflow and first clinical applications. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 7: 7–16.
- [2] Heizmann, O.; Zidowitz, S.; Bourquain, H.; Potthast, S.; Peitgen, H.O.; Oertli, D.; Kettelhack, C. Assessment of Intraoperative Liver Deformation During Hepatic Resection: Prospective Clinical Study. World Journal of Surgery. 2010; vol. 34, no.6, pp.1887-1893, august 2010.
- [3] W. H. Nam, D. Kang, D. Lee, J. Y. Lee, and J. B. Ra, “Automatic registration between 3D intra-operative ultrasound and pre-operative CT images of the liver based on robust edge matching,” vol. 69, 2012.
- [4] S Andereg, M Peterhans, S Weber (2010) Ultrasound Segmentation in Navigated Liver Surgery In: Annual Conference of the German Society for Computer and Robot assisted Surgery (CURAC), Nov. 18 - 19 173-177 Dusseldorf, Germany.
- [5] Marquart D.W. An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters. Journal of Society for Industrial and Applied Mathematics. Vol. 11 No.2 (Jun., 1963), pp. 431-441.
- [6] Papazov, C.; Burschka, D.; Stochastic Optimization for Rigid Point Set Registration. Advances in Visual Computing. Vol. 5875. Pp. 1043-1054

# Präklinische Validierung für das US-gestützte Navigationssystem LiverTrack

S. Eulenstein<sup>1</sup>, M. Jentsch<sup>1</sup>, P.M. Schlag<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Charité Universitätsmedizin Berlin, ECRC, Lindenberger Weg 80,  
13125 Berlin, Germany

<sup>2</sup> Charité Universitätsmedizin Berlin, CCCC, Invalidenstraße 80,  
10115 Berlin, Germany

Kontakt: sebastian.eulenstein@charite.de

## Abstract:

*Die computergestützte Planung der Resektion von Lebermetastasen auf Basis von CT Daten ermöglicht es für jeden Patienten optimale, individuell Operationsstrategien zu entwickeln. Die Übertragung der Planung, vor allem für Weichgewebe, in den intraoperativen Situs stellt ein Problem dar. Wir haben ein System entwickelt für die navigierte Leberresektion. Unser Navigationssystem LiverTrack basiert auf intraoperativem Ultraschall (Voluson 730D, GE Healthcare), einem optischen Trackingsystem (Polaris®, Northern Digital Inc.) und einem elektromagnetischen Trackingsystem (Aurora®, Northern Digital Inc.). Mit unserem System kann die Navigation während des gesamten Eingriffs aufrecht erhalten werden.*

*In Rahmen der Vorbereitung der klinischen Prüfung des Navigationssystems LiverTrack wurde die Genauigkeit der Navigation präklinisch evaluiert. Besonderes Augenmerk liegt dabei auf der Genauigkeit der Nachführung der Ultraschalldaten mit dem elektromagnetischen Trackingsystem.*

*Schlüsselworte: Navigation, Leberchirurgie, Elektromagnetisches und optisches Tracking, 3D Ultraschall, Phantom*

## 1 Problem

Das in unserer Klinik entwickelte Navigationssystem LiverTrack zeigt dem Chirurgen während einer offenen Leberresektion die Lage eines chirurgischen Instrumentes in Relation zu intraoperativ akquirierten 3D Ultraschallaufnahmen. Die genaue Position des Instrumentes und des Ultraschallkopfes wird dabei mit einem optischen Trackingsystem (NDI Polaris®) erfasst. Die Registrierung ermöglicht es, die Planungsdaten mit den Ultraschalldaten zu überlagern und somit das Instrument und die Planung in Relation zur realen Patientenlage darzustellen. Dazu wird zuerst eine Vorregistrierung basierend auf Landmarken auf der Oberfläche der Leber berechnet und anschließend, um eine höhere Genauigkeit bei der Registrierung zu erreichen, werden dann in einem zweiten Schritt die Gefäßverzweigungen im Inneren der Leber genutzt.

Eine kontinuierliche Nachverfolgung der Ultraschall- und Planungsdaten während der Resektion war bisher nicht möglich. Mit der aktuellen Weiterentwicklung ist es gelungen, die Navigation während des gesamten Eingriffs aufrecht zu erhalten. Dazu werden vor der Resektion ein oder mehrere Sensoren (LiverAnchors) in die Nähe relevanter anatomischer Strukturen im Lebergewebe eingebracht. Diese ermöglichen es, die Lage während des gesamten Eingriffs von einem elektromagnetischen Trackingsystem (NDI Aurora®) kontinuierlich zu überwachen, so dass Bewegungen und Deformationen des parenchymatösen Gewebes erfasst werden können.

Auf Basis der gemessenen Bewegungen der in die Leber eingebrachten Sensoren können somit intraoperative Ultraschalldaten und präoperative Planungsdaten kontinuierlich angepasst und abgeglichen werden.

Damit kann erstmals die Navigation von Instrumenten unter kontinuierlicher Detektion von Bewegungen und Deformationen des Lebergewebes ermöglicht werden. Dem Operateur sind somit die Positionen der relevanten anatomischen Strukturen innerhalb der Leber, sowie die Lage des geplanten Resektionsgebietes jederzeit bekannt. Dadurch wird die Entfernung des Tumors unter Berücksichtigung der Blutversorgung des verbleibenden Gewebes sicherer.

Im Rahmen des aktiven DFG Projektes steht das System vor der klinischen Prüfung. Dieser voran stehen eine umfangreiche Dokumentation, ein positives Ethikvotum und eine präklinische Bewertung. Im Rahmen dieser ist es wichtig, die Genauigkeit des Systems zu kennen und vor jedem Einsatz noch einmal zu überprüfen.



## 2 Methoden

Fadenphantome sind in der Ultraschall-Kalibrierung und zur Ermittlung der Genauigkeit weit verbreitet [1,2]. Mit dem von uns eingesetzten 3D Ultraschallgerät haben wir insbesondere im Volumenmodus weniger gute Erfahrungen gemacht. Vor allem in Schwenkrichtung waren die Kreuzungspunkte der Fäden in den Ultraschalldaten nicht punktförmig sondern verursachten bis zu 1 cm breite Artefakte. Dies lässt sich unter anderem durch Reflektionen und Interferenzen der Ultraschallwellen an den Fäden erklären. Aus diesem Grund entwickelten wir ein Phantom, in dem die Reflektionen an der Zielstruktur möglichst gering sind. Das Phantom besteht aus einem Becken aus Acrylglas in dem in der Mitte des Bodens ein Podest aus Peek befestigt wurde (Abbildung 1 links). Das Podest wurde mit einem cm Modellersilikon bedeckt, um Reflektionen in den Ultraschalldaten zu minimieren. Auf diese Schicht wurden drei Radierer mit einer Größe von 42x12x17 mm verklebt. Die Radierer haben sich in Experimenten und auf Grund ihrer Schallimpedanz und guten Detektierbarkeit in den US-Daten als besonders geeignet herausgestellt. Der Schwerpunkt beim Entwurf war die schnelle Überprüfung der Genauigkeit des Systems, weniger die anatomischen Strukturen der Leber zu modellieren. Das Phantom steht ebenfalls als virtuelles Modell für die Navigation zur Verfügung (Abbildung 1 rechts).



Abb. 1: Ultraschallphantom für die Genauigkeitsstudie (rechts) und als virtuelles Modell (links).

Der Ablauf der Genauigkeitsuntersuchung unterscheidet sich kaum vom Einsatz im OP. Im ersten Schritt wird eine Ultraschallaufnahme mit dem optisch getrackten Ultraschallkopf akquiriert. Anschließend kann die Zielstruktur mit dem Pointer anvisiert werden. Wir wählten dazu die vier Eckpunkte der drei Radiergummis, insgesamt 12 Messpunkte. Die Positionen sind zum einen durch die optische Referenz am Phantom bekannt, zum anderen durch die Markierung in den Ultraschalldaten. Die Differenztransformation der beiden Positionen stellt das Fehlermaß dar. Für die Genauigkeit der elektromagnetischen Nachführung wurde ein EM-Sensor in das Silikon eingebracht. Das Phantom wurde dann auf einem definierten Gitter ( $\pm 3$  cm in x und y Richtung in 1cm Schritten und jeweils 2 Messpunkte auf den Diagonalen) verschoben. Dabei wurde kein neuer Ultraschalldatensatz aufgenommen, sondern mit dem Sensor nachgeführt. In jedem Punkt wurde dann die Abweichung der Pointerspitze zur Zielstruktur in allen 12 Messpunkten in den Ultraschalldaten bestimmt. In Abbildung 2 ist ein Snapshot des Navigationsbildschirms zu sehen. Dargestellt sind der Ultraschalldatensatz mit den Radiergummis frontal (links) und in der Draufsicht (rechts), der Pointer mit einer kleinen roten Kugel zur Visualisierung der Spitze und der EM Sensor für die Nachführung.

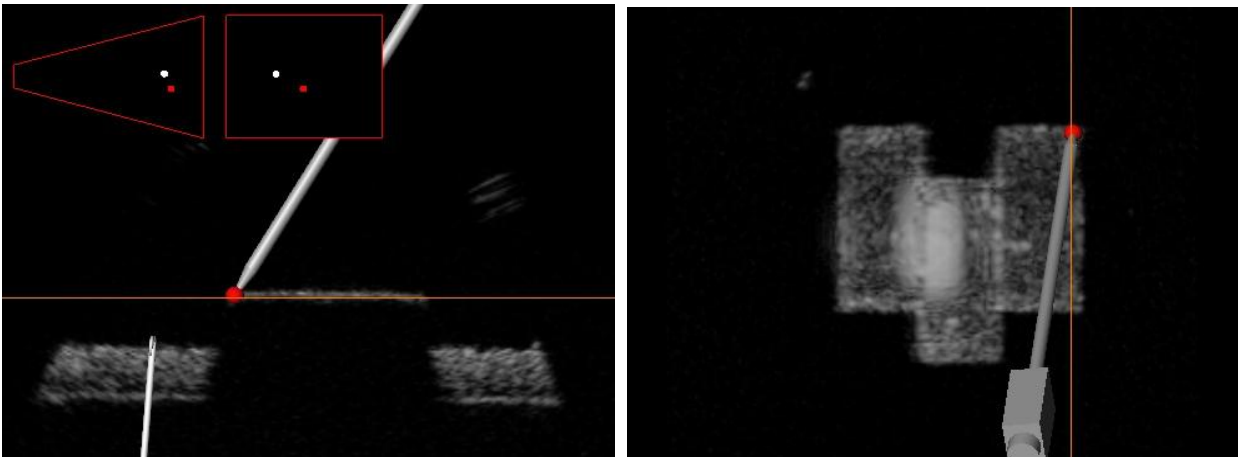


Abb. 2: Navigationsansicht der US-Daten frontal (links) und in der Draufsicht (rechts).

### 3 Ergebnisse

Verschiedene Aspekte spielen bei der Beurteilung der Genauigkeit eine Rolle. Die Differenz zwischen den in den US-Daten markierten Landmarken und durch die optische Referenz am Modell bestimmten Punkte betrug im Durchschnitt 1.8 mm. Im Mittel lagen die mit dem handgeführten Pointer erfassten Landmarken 2.1 mm von der korrespondierenden Landmarke im Modell entfernt. Verschiedene Fehlerquellen kommen dabei zusammen: die gemessene Lage des Sensors im Magnetfeld schwankt im Mittel um 0.34 mm (dabei kommt der Fehler primär aus x und y Richtung, die Schwankungen um z sind sehr gering), die Spitze des handgeführten Pointers im Mittel um 0.4 mm und zusätzlich die Ungenauigkeit beim Abtasten der Zielstruktur mit dem Pointer. Das optische Trackingsystem allein liefert eine hohe Genauigkeit mit einer mittleren Schwankung von 0.04 mm. Die einzelnen Verteilungen sind in Abbildung 4 dargestellt.

	x	y	z	$\Delta (LM_{\text{man}}, LM_{\text{mod}})$
$\mu$	1,415	-0,959	0,245	2,143
$\sigma$	1,012	0,999	0,621	0,889

Tabelle 1: Abstand der manuell erfasste Landmarken  $LM_{\text{man}}$  zu den korrespondierenden im Modell  $LM_{\text{mod}}$  in mm.

Auffällig ist die Verschiebung der manuell selektierten Landmarken im Mittel von 1.4 mm in x-Richtung, was in diesem Fall der Schwenkrichtung des 2D Transducers entspricht (Abbildung 3). Die Verschiebungen des Phantoms in der XY-Ebene haben dabei nur minimalen Einfluss auf den Fehler des Systems. Die ermittelte Gesamtgenauigkeit von im Schnitt 2.14 mm ist ausreichend, um die von uns definierten Anforderung des Navigationssystems für die Weichgewebeschirurgie zu erfüllen.

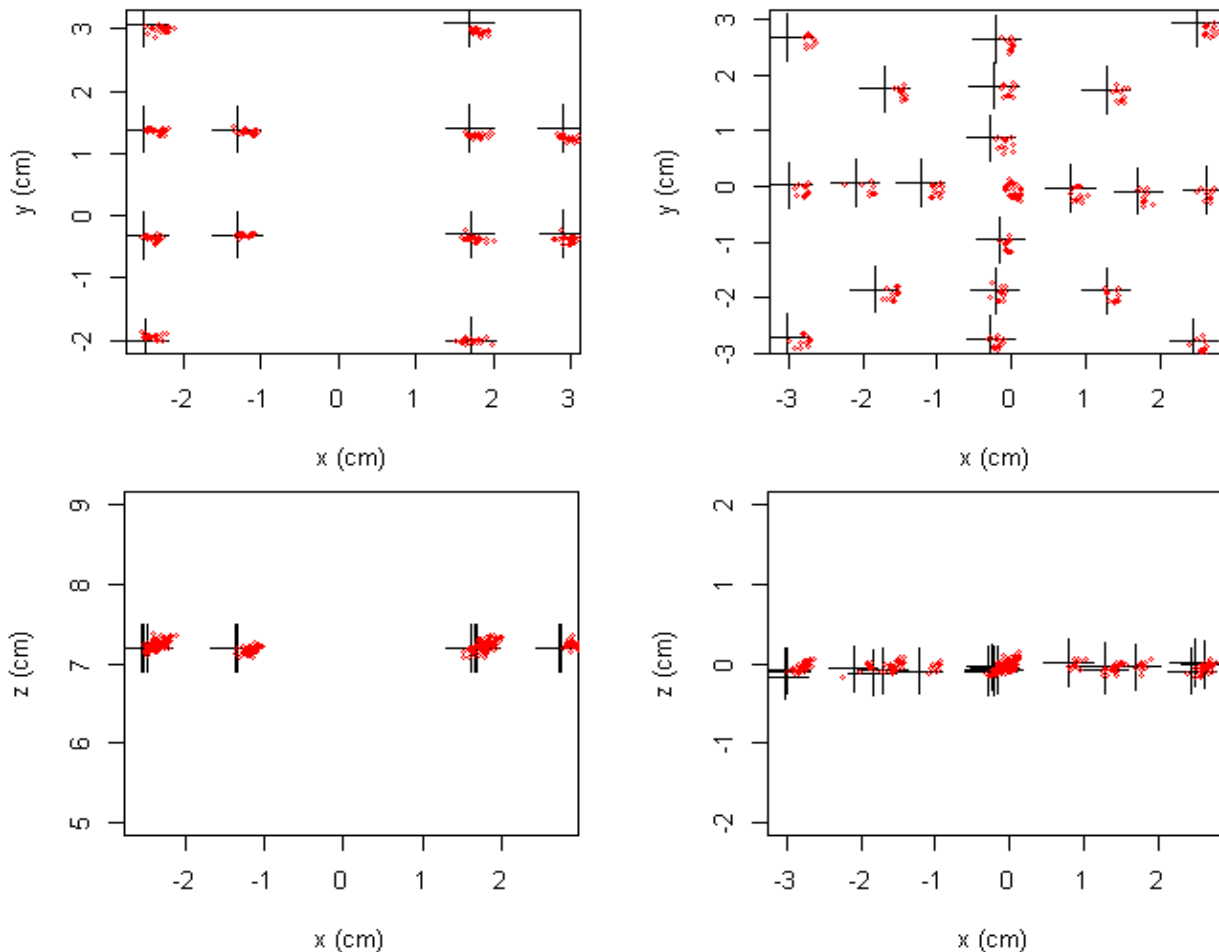


Abb. 3: Links: Position der erfassten Landmarken in Relation zu den korrespondierenden Landmarken im Modell (Kreuz). Rechts: Abweichung bei der EM Nachführung an den Rasterpunkten der Verschiebung des Phantoms.

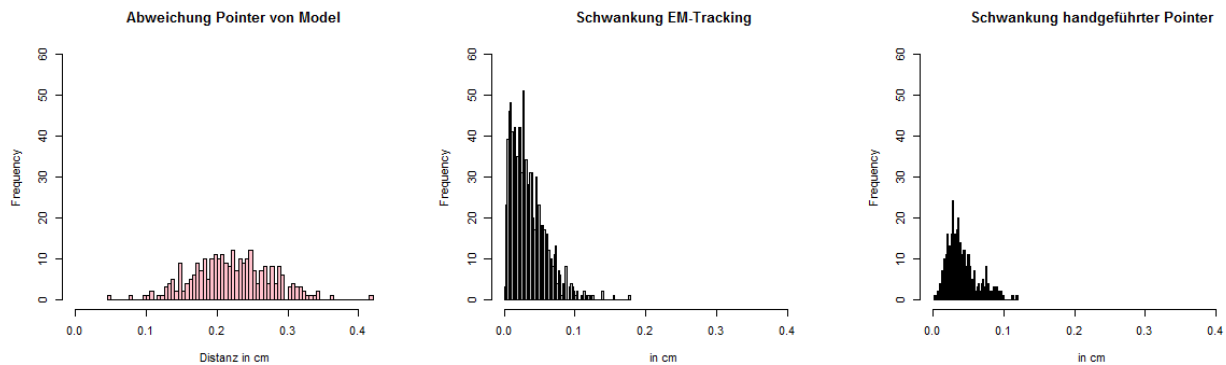


Abb. 4: Histogramme für die Abweichung des Pointers zum Modell (links), die Streuung der Positionserfassung durch das elektromagnetische Tracking (mitte) und die Streuung des handgeführten optischen Pointers (rechts).

## 4 Diskussion

Das in dieser Arbeit vorgestellte Modell ist für die schnelle Überprüfung der Genauigkeit des Navigationssystems sehr geeignet. Zudem ist die Herstellung einfach und preisgünstig. In Hinblick auf den 3D Ultraschall hat es sich im Vergleich zum Fadenphantom als die bessere Alternative herausgestellt. Eine Einschränkung des Phantoms ist, dass es sich um ein starres Modell handelt, das keine definierten Deformationen zulässt. Da die Zielstruktur aus Silikon und Gummi besteht, ist für die Zukunft auch ein elastisches Modell geplant.

Das Verfahren entspricht in großen Teilen dem Einsatz des Navigationssystems im OP. Für einen realistischen Vergleich wurde deshalb der Pointer mit der Hand geführt. Die dabei erzielte Genauigkeit von 2.1 mm erfüllt die von uns gestellten Anforderungen an das Navigationssystem. Alle Messungen wurden im Labor unter optimalen Bedingungen durchgeführt. Im Operationssaal ist auf Grund von metallischen und elektromagnetischen Störeinflüssen mit einer geringeren Genauigkeit beim EM-Tracking zu rechnen [3]. Durch redundante Messungen mit mehreren Sensoren und einer Optimierung des OP Aufbaus wird versucht, diesen Fehler weiter zu minimieren. Mit dieser Arbeit wurde ein Grundstein für permanente Navigationsunterstützung während der Leberresektion gelegt. Der klinische Benefit des Systems beim Einsatz im OP soll die klinische Prüfung zeigen.

Wir danken der Deutschen Forschungsgesellschaft, die das Projekt „Entwicklung eines klinisch einsetzbaren Navigationssystems mit kontinuierlichem Deformationsausgleich zur präzisen Resektion von Lebertumoren“ unterstützt.

## 5 Referenzen

- [1] Lindseth F, Bang J, Langø T, A robust and automatic method for evaluating accuracy in 3-D ultrasound-based navigation. *Ultrasound Med Biol.* 29(10), 2003
- [2] Leotta DF, An efficient calibration method for freehand 3-D ultrasound imaging systems. *Ultrasound Med Biol.* 30(7), 2004
- [3] Eulenstein S, Beller S, Lange T, Hünerbein M, and Schlag PM, First experimental experience with an electromagnetic tracking system in the operation theatre. In *CURAC*, 2006.

# An evaluation of image overlay projection guidance for liver tumour targeting

K.A. Gavaghan<sup>1</sup>, M.Fusaglia<sup>1</sup>, S.Anderegg<sup>1</sup>, M. Peterhans<sup>1</sup>, S. Weber<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ARTORG Center for Biomedical Engineering Research, University of Bern, Bern, Switzerland

Contact: kate.gavaghan@artorg.unibe.ch

## Abstract:

*The precision at which metastases of the liver can be targeted and ablated has been shown to significantly affect the rate of recurrence. Augmented reality guidance has the potential to remove error pertaining to the display of image guidance away from the direct view of the patient on a nearby monitor. We have proposed a projection overlay system that allows 2D guidance data to be viewed directly on the surface of the liver. The visualisation approach, which incorporates alignment and depth information, was evaluated in a phantom study on porcine liver tissue. An ablation needle was successfully inserted into 98% of 88 targeted virtual tumours in an average time of 21 seconds.*

**Key Words:** Augmented Reality, Liver tumour ablation, Evaluation, Projection

## 1 Problem

The precision at which metastases of the liver can be targeted and ablated has been shown to significantly affect the rate of recurrence [1]. Image guidance techniques, based on preoperative image data, have aimed to increase precision by presenting visual feedback pertaining to the pose of surgical tools and the relative positions of underlying structures, on nearby monitors [2, 3]. The removal of the visual data from the direct surgical scene, has however, been reported to be suboptimal due to a lack of intuitiveness and the need for sight diversion [4, 5]. In [4], Hansen et al. concluded that mental fusion of planning models with the current surgical view was error-prone and that it frequently resulted in distracting comparisons during the intervention that consumed an unacceptable amount of time. Augmented reality (AR) projection techniques described by Sugimoto et al [5] and Gavaghan et al [6] allow underlying anatomical structures to be viewed directly on the surface of the patient. The techniques improve intuitiveness and allow the surgeons focus to remain on the patient, but accuracy pertaining to the perceived position of underlying structures was reduced due to the introduction of parallax error. In previous work, a 2D guidance application which is inherently unaffected by the users line of sight was developed in order to allow hidden structures to be targeted more accurately using projection AR during open liver surgery [7]. Within this work, we evaluate the usability of the targeting guidance visualisation by determining the accuracy and time required to locate hidden virtual targets within a liver phantom.

## 2 Methods

The targeting visualisation, described in detail in [7], was designed to guide a tracked ablation needle to a selected target object. A cross hair target is displayed on the surface of the liver on the ablation needle axis (refer to Fig 1.). A smaller circle aids in the alignment of the needle shaft along the trajectory from the tool tip to the target and a depth bar indicates the distance remaining to the target.

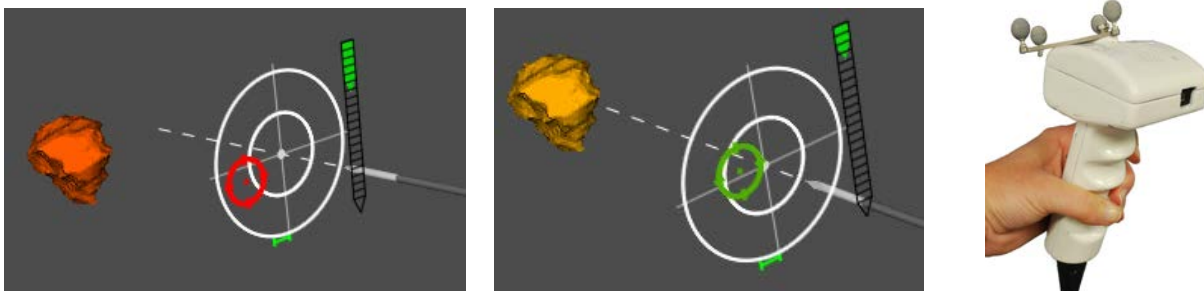


Fig. 1: Guidance data with unaligned needle shaft (left) aligned needle (centre) and the projection device (right)

The usefulness and effectiveness of the guidance projection in assisting in the location of non-visible internal targets, was quantitatively assessed in experiments on porcine liver tissue.

The optically tracked, portable image overlay device described in [6] (refer to Fig. 1.) was integrated into a commercially available image guidance system for open liver surgery [8]. A virtual model of a human liver surface was segmented from patient CT data by MeVis distant services, Germany. A portion of the anterior liver surface was removed and the remaining surface was physically constructed using rapid prototyping 3D printing. The rigid phantom shell was lined internally with a sterile drape and filled with porcine liver tissue (refer to Fig. 2). The liver model was augmented with eleven spherical virtual targets with 2 cm diameter (refer to Fig. 2). The phantom was secured to a metal plate and positioned on a surgical table within the workspace of the navigation system's optical tracking sensor.

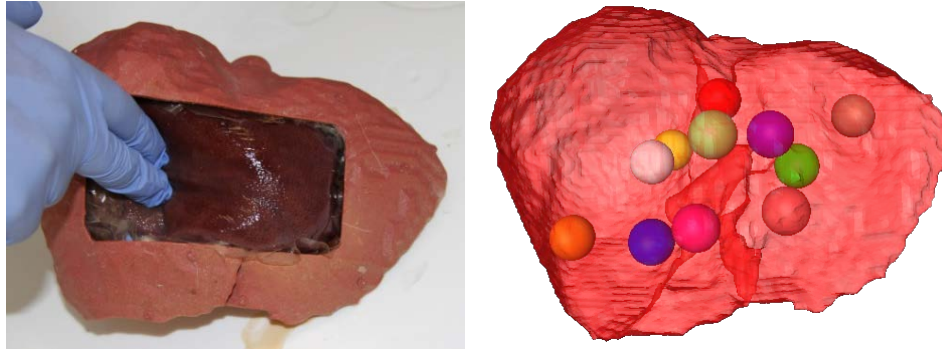


Fig. 2: Rigid liver phantom with porcine liver tissue (left) and virtual liver model and 11 spherical targets (right).

Eight medically untrained subjects (5 male and 3 female) all familiar with image guidance techniques, were selected for testing. Subjects were required to position the tip of a needle within each of the virtual targets using only the projected guidance target (refer to Fig. 3). Only one tumour was activated for targeting at any one time. The display of the target tumour model was deactivated to avoid perception confusion caused by parallax error. Subjects were given a two minute training period immediately prior to testing and were offered an assistant to hold the projection device. Prior to each test, the ablation needle was calibrated and additionally used to register the liver to the virtual model via the pair point matching processes described in [1] .

The position of the optically tracked ablation needle was recorded throughout the targeting of each landmark and the targeted position (as decided by the user) was recorded. The tracked needle path and target positions were later plotted with 3D anatomical models in Amira® (Visage Imaging, USA). Target positions located within the volume of the target tumours were defined as successfully reached. The tracked tool position, rather than the absolute tool position was acq-

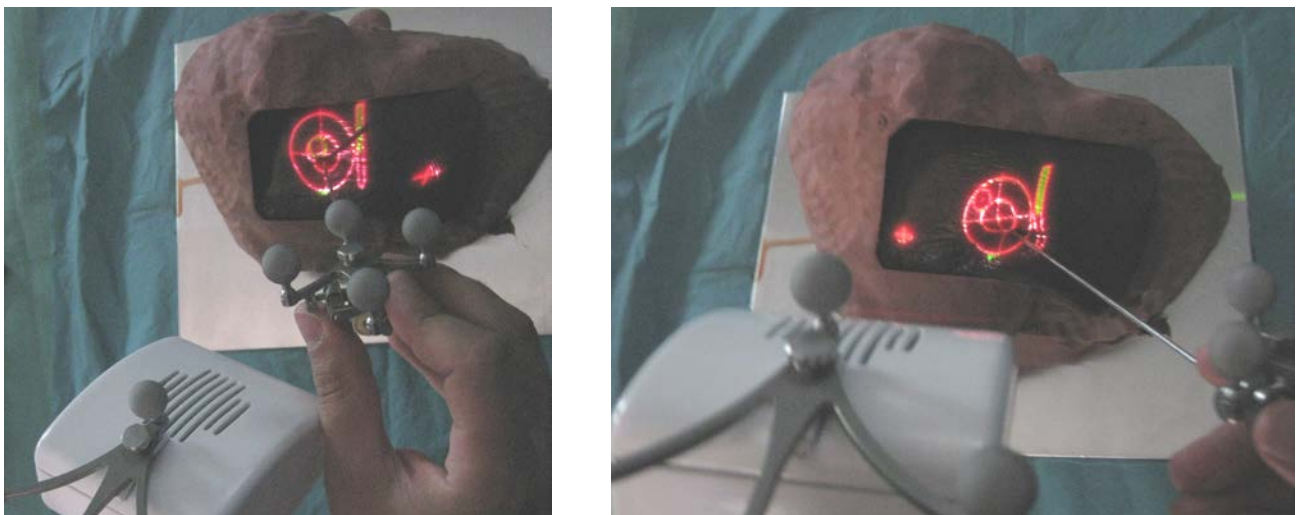


Fig. 3: Projected targeting guidance (with cross hair, alignment circle and depth bar) displayed on the surface of the porcine liver phantom under the tip of the optically tracked ablation needle during the evaluation.



quired in order to observe error due the visualisation method alone. Whilst error in tool marker tracking (approximately 0.3 mm) could not be eliminated, error due to tool calibration and patient registration were removed from measurements.

### 3 Results

Using the described augmented reality target guidance approach, the ablation needle was successfully inserted into 86 of the 88 targeted tumours. Six of the eight subjects successfully inserted the needle into all eleven tumours. The needle tip missed the targeted tumour by 7.2 mm and 6.9 mm in the two unsuccessful insertions. All insertions were performed in less than one minute with the average time for needle insertion being 21 seconds. A summary of the evaluation results is displayed in Table 1. An image of the tool path and final target positions for a case in which all targets were reached is displayed in Fig. 4.

Table 1: Targeting accuracy results summary.

N	Targeting Time	Accuracy	Missed distance ( mean )
88	21 s	97.7 %	7.0 mm

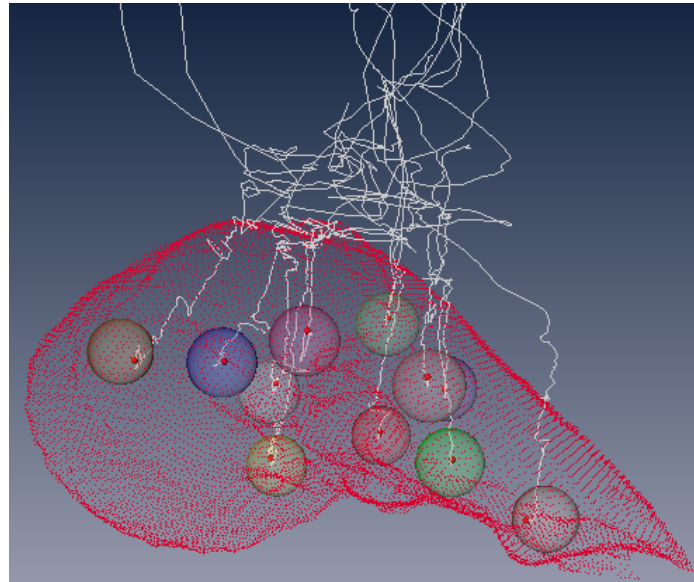


Fig. 4: The ablation needle paths and target positions for all eleven tumours from a subject who successfully targeted all tumours.

### 4 Discussion

Within this work, we have presented a quantitative analysis of the effectiveness of a novel system for augmented reality guidance of liver tumour ablation. The described approach allows underlying tumours to be targeted without the need for sight diversion from the patient to imaging data displayed on an additional monitor. Additionally, the approach reduces the required level of hand eye coordination by displaying all guidance data in the coordinate system of the patient. Whilst projection remains a 2D visualization method, perception of depth was aided by the use of a depth indicator bar. The high percentage of successfully targeted tumours by untrained users demonstrated the effectiveness of both the orientation and depth guidance.

Users were able to locate the coarse position of the tumour by moving the needle (held approximately perpendicular to the liver surface) just above the liver surface until the small guidance circle turned green. The user could then align the needle such that the small circle was cantered in the cross hair target and then penetrate the liver tissue until the indicat-

ed depth. As the needle was correctly aligned before penetration, little correction to the trajectory was required once the needle was within the liver tissue (refer to Fig. 4).

Penetration of the liver tissue by the needle resulted in significant deformation to the liver surface causing the projected image to also distort. However, as the targeting guidance does not rely on being displayed in a geometrically correct position, this phenomenon did not significantly diminish the effectiveness of the guidance. The guidance data was designed to be viewed on a surface area of approximately 5cm x 4cm with the projection device held at an optimal distance of approximately 30 cm from the patient. The size of the image can however, be easily adjusted by moving the device closer or further away from the liver surface. No problems pertaining to image size were observed during these experiments.

Line of sight remains a challenge for all navigation systems relying on optical tracking. Previous usability studies however, showed that the portability of the device greatly minimized the problem of line of sight because the device could be quickly and easily moved back into the workspace without disrupting the surgical procedure [9]. This effect was again observed during these experiments and the need for line of sight did not inhibit the user in a significant way.

A high percentage of tumours successfully targeted in this study indicates that the described approach may improve targeting precision which, in turn, may result in more successful treatment. However, whilst results of this experiment are promising, the evaluation is limited to the effectiveness of the guidance visualisation. Error due to the registration of a soft tissue organ was emitted from the evaluation via the use of virtual targets. Whilst rigid registration has been shown to be sufficient for local regions of the liver [10] additional verification of the targeting of internal structures in clinical cases is required before the overall accuracy of the approach can be known. Error resulting from image-to-patient registration, tool calibration and system error may be checked intra-operatively by projecting the liver surface and by projecting tracked tools of known geometry back onto themselves. Additional methods of intra-operative verification including verification of the trajectory will be the subject of future work.

## 5 References

- [1] F. H. van Duijnhoven et al., "Factors influencing the local failure rate of radiofrequency ablation of colorectal liver metastases.," *Annals of surgical oncology*, vol. 13, no. 5, pp. 651-8, May 2006.
- [2] M. Peterhans et al., "A navigation system for open liver surgery: design, workflow and first clinical applications.," *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery : MRCAS*, vol. 7, no. 1, pp. 7-16, Mar. 2011.
- [3] D. M. Cash et al., "Concepts and preliminary data toward the realization of image-guided liver surgery.," *Journal of gastrointestinal surgery : official journal of the Society for Surgery of the Alimentary Tract*, vol. 11, no. 7, pp. 844-59, Jul. 2007.
- [4] C. Hansen, J. Wieferich, F. Ritter, C. Rieder, and H.-O. Peitgen, "Illustrative visualization of 3D planning models for augmented reality in liver surgery.," *International journal of computer assisted radiology and surgery*, vol. 5, no. 2, pp. 133-41, Mar. 2010.
- [5] M. Sugimoto et al., "Image overlay navigation by markerless surface registration in gastrointestinal, hepatobiliary and pancreatic surgery.," *Journal of hepato-biliary-pancreatic sciences*, vol. 17, no. 5, pp. 629-36, Sep. 2010.
- [6] K. A. Gavaghan, M. Peterhans, T. Oliveira-Santos, and S. Weber, "A portable image overlay projection device for computer-aided open liver surgery.," *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 58, no. 6, pp. 1855-64, Jun. 2011.
- [7] K. Gavaghan, S. Anderegg, M. Peterhans, T. Oliveira-santos, and S. Weber, "Augmented Reality Image Overlay Projection for Image Guided Open Liver Ablation of Metastatic Liver Cancer," in *AE-CAI 2011, LNCS 7264*, 2011, pp. 36-46.
- [8] M. Peterhans et al., "A navigation system for open liver surgery: design, workflow and first clinical applications.," *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery : MRCAS*, vol. 7, no. 1, pp. 7-16, Mar. 2011.[1] M. Peterhans, A. vom Berg, B. Dagon, D. Inderbitzin, C. Baur, D. Candinas, and S. Weber, "A navigation system for open liver surgery: design, workflow and first clinical applications.," *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery : MRCAS*, vol. 7, no. 1, pp. 7-16, Mar. 2011.
- [9] K. A. Gavaghan, T. Oliveira-Santos, M. Peterhans, M. Reyes, H. Kim, and S. Weber, "Portable image overlay projection for the visualization of surgical planning and navigation data," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 6 (Suppl 1), pp. S136-S137, May 2011.
- [10] O. Heizmann et al., "Assessment of intraoperative liver deformation during hepatic resection: prospective clinical study.," *World journal of surgery*, vol. 34, no. 8, pp. 1887-93, Aug. 2010.



# Real-time Augmented Reality With IGSTK

Z. R. Bárdosi<sup>1</sup>, W. Freysinger<sup>1</sup>

<sup>1</sup> HNO Klinik, Medizinische Universität, Innsbruck, Österreich

Contact: [zoltan.bardosi@i-med.ac.at](mailto:zoltan.bardosi@i-med.ac.at),  
[wolfgang.freysinger@i-med.ac.at](mailto:wolfgang.freysinger@i-med.ac.at)

## Abstract:

*The IGSTK (Image-Guided Surgery Toolkit) library is a free and open toolkit for the development of prototype surgical navigation applications. IGSTK contains all necessary modules required for surgical 2D and 3D visualization, DICOM data import, various 3D-tracking systems and handling of live-video input directly or over a network.*

*IGSTK was added a new component for real-time, interactive augmented reality visualization, IGSTK-AR, that can handle conventional and wide-angle cameras, provides for camera calibration, camera-to-tracker registration, low-latency processing of input video streams, and GPU based low-latency overlay visualization.*

*The implementation was tested with a 4 mm endoscope and an ordinary camcorder (Canon MV 20) and had a system latency that is useful for surgical application,  $272.8 \pm 25.6$  ms (min: 240 ms, max: 320 ms). The system was run with a non-optimized code.*

*IGTK-AR seamlessly integrates to the current IGSTK View architecture and yields a fully object-oriented IGSTK system architecture.*

*Keywords: IGSTK, augmented reality, real-time video processing*

## 1 Problem

Developing CAS (computer assisted surgery) systems is challenging due to the complexity of the computation tasks involved, and, specific to surgical applications, due to the need for robustness and high-quality usability. CAS systems need medically certified hardware requiring specific skills from developers and users; an iterative development cycle is typical. Research in this field typically requires rapid development of customized, robust prototypes that ease the medico-legal certification process what is met by open source devices and code. Commercially available systems are built to purpose, expensive, and proprietary, all of which impedes research and development in academic environments. In the field of CAS there is a variety of free and open-source software packages (e. g. ctk.org, mitk.org, slicer.org), and IGSTK.org [1,2]. IGSTK is a cross-platform open-source C++ framework offering a well-structured, state-machine driven internal architecture, supports the most commonly used 2D and 3D visualization methods, point-based registration, a wide variety of 3D-tracker devices and can handle video input. It comes with a set of advanced examples, some of which are approved for clinical use.

IGSTK v. 5.0 does neither provide low-latency real-time video stream processing nor augmented reality (AR), even though these areas are hot topics in current CAS research. To allow a clinical use, the system response time has to be minimal to have no noticeable latency in the control feedback loop. We present extensions to IGSTK in a generic way for rapid development of clinically usable AR-CAS systems based on this platform.

## 2 Methods

AR visualization in IGSTK is accessible as a set of new classes derived from the generic `igstk::View` class that can visualize standard scenes: anything that can be visualized in the standard 2D/3D views can be visualized in the AR overlay, see Fig. 1. The rendering of the AR views is a GPU accelerated two-step process. The first step renders the undistorted 3D-scene with a special camera setup into an offline texture buffer which is then combined with the current video frame in real-time. The sampling in the second step is also responsible for the distortion correction.

A typical hardware setup for AR applications consists of a camera, 3D-tracking, a patient and 3D medical data. Physical scene objects (tools, patient, etc.) are tracked and registered to 3D patient data. Perioperatively, an augmented version of the video from the surgical site is presented to the surgeon, what requires the simultaneous handling of video and 3D-tracker data streams. IGSTK needs to be extended by modules for camera calibration; camera-to-tracker calibration; low-latency video input processing and overlay visualization.

Camera calibration provides estimates for the optical parameters of the camera use (i.e. lense distortion, focal length, etc.) used and is crucial to fuse video images with 3D navigation structures. Camera calibration, Kannala-Brandt [3], supporting conventional and wide-angle optics, is implemented as a stand-alone module, with a planar 3D calibration pattern (8x7 circular blobs), that is simultaneously tracked in 3D. Once the intrinsic camera parameters are known, pixel-wise undistortion maps from camera images to undistorted projections of the 3D scene are calculated by forward-

projecting every pixel. The undistorted image resolution and field-of-view are estimated from the camera images. This calculation is highly parallelizable, amenable to considerable speedup. The extrinsic camera parameters relative to the 3D-tracker are estimated with the traced calibration pattern and the Direct Linear Transformation [6]. For tracked cameras, the transformation from the camera's rigid body to its optical center is determined. All parameters are exported in a configuration file as input to the IGSTK augmentation views.

A new video processing concept, the SharedMemoryVideoManager in IGSTK, was created to speed up processing and to reduce latency, see Fig. 2. This can be done with popular GUI toolkits (e.g. Qt, nokia.com) or directly via the operating system's API. Access to the shared memory buffer is controlled with the standard (semaphore based) thread-safe methodology. The SharedMemoryVideoImager assumes that low-level video drivers are separated into different applications. A small, external cross-platform OpenCV (opencv.org) „video broadcaster“ was written to read and send video frames to the shared memory video buffer, from

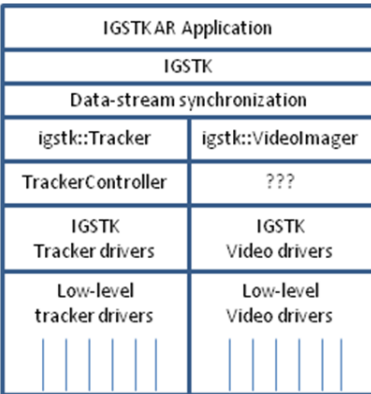


Figure 1: Standard IGSTK AR architecture

where they are directly uploaded to GPU memory by the AR view class. IGSTK-AR applications so only depend on a

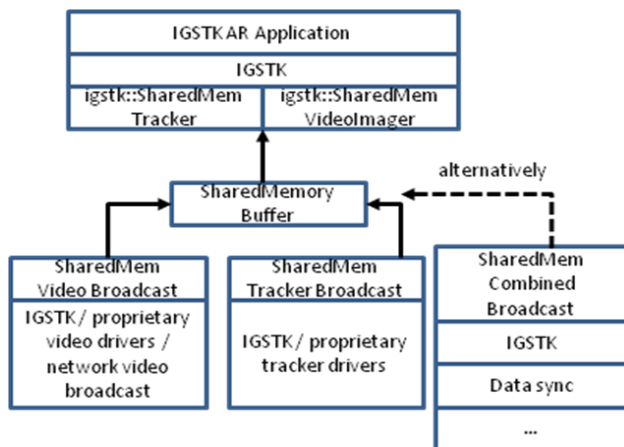


Figure 2: Shared memory IGSTK AR architecture

generic video frame reader using a shared memory object to access the frames. Video data are read only once, when being uploaded in the AR View class to the GPU. IGSTK was further extended with an OpenIGTLink [4] based tracker class, that receives tracker data via an OpenIGTLink client-server connection, see Fig. 2. The OpenIGTLinkBroadcaster application provides any IGSTK supported tracker over TCP/IP network.

A demonstrator AR application, using the OpenIGTLink tracker and the new AR view classes from the IGSTK-AR, was written. It reads the descriptions of virtual objects that are connected to tracker tools from an XML file, which defines the location of the mesh data files, color and opacity for the rendering, name of attached tracker tool and registration parameters of the object to the tracker tool. On base of these objects an ordinary scene-graph is built and visualized in an augmented video overlay view. The tracker was completely handled by a separate application, the

OpenIGTLinkTrackerBroadcaster example, which pumps the tracker data into an outgoing OpenIGTLink connection; this TCP/IP stream was received by the new OpenIGTLinkTracker module in the AR application. The AR demo used an off-the-shelf camcorder (Canon MV 20, DV) as video input, and an optical tracking system (CamBar B2, Axios 3D [5]). The camcorder was mounted on the stand of the tracking device so that the tracker's center of the measurement volume was aligned with the center of the image taken by the video camera. The video signals (DV, 756x576, RGB) entered the PC via a firewire card. The AR application and the two broadcaster applications were running on a high-end PC setup (an Intel i7 3.4Ghz CPU with 4 cores, a GeForce GTX 460 GPU and 8 gigabytes of RAM, Windows 7, DirectShow interface for openCV). The CamBar B2 tracker requires a high-end machine to calculate the poses from the tracker camera stereo images the Cambar B2 sends via GigE to a proprietary application.

Optical calibration was done with approximately 20 different images of the calibration pattern; images and 3D-positions of the attached tracker tool were logged. The views were analyzed automatically with OpenCV's circular grid detector, camera calibration and camera-to-tracker registration were executed and the parameters stored.

CT images (1 mm slice thickness) from a plastic skull passive tracker markers and implanted titanium screws were used to build a 3D model of the maxilla (marching cubes algorithm and decimation to 20 % of the original triangle count) and the whole head; the registration of the maxilla to the rest of the skull was calculated. These segmentations were visualized with the AR overlay application.

### 3 Results and Discussion

The skull was rigidly registered to the CT-data using the screws with  $< 1$  mm RMS, which is a sufficient application accuracy. Pixel-wise distortion [and undistortion] between camera images and undistorted projections of the 3D scene are calculated by forward- [and back-]projecting every pixel in less than 1 minute on one core of a recent PC. the distance between the camera (+ tracker) and the object was approximately 1 meter, and the used camera had less than 60 degrees field-of-view. This distance has corresponded to the near border of the optimal working volume of the optical tracking device. The precision of the overlays in the video of the DV-videos were visually evaluated by overlaying a virtual coordinate-system on the tip of the pointer-tool at different positions. The overlay error was found to be around 1 mm, which was adequate for the demo application.

To evaluate the speed performance of the system, a feedback loop was created by filming a plastic skull (with retro-reflective markers) and the screen. The PC screen showed a digital watch with centisecond resolution and the augmentation. This feedback loop generates a series of past frames as part of the background and allowed to measure the latency of the system. Photographs were taken of the monitor at various times, the differences between the time displayed by the stopwatch application and the time-stamp visible on the processed AR-image were evaluated. 80 images were randomly sampled from a twenty minute long sequence. The latency was found to be  $272.8 \pm 25.6$  ms (min: 240 ms, max: 320 ms). This includes all processing and rendering steps. From this performance it is concluded that the proposed modifications provide a low-latency real-time augmented reality module for IGSTK. It can be used for rapid development of prototype applications in the AR field. The performance of the rendering system runs without noticeable latency even when using FullHD resolutions. The precision of the calibration is comparable to or better than other widely used methods [7]. The distortion map's structure and the intrinsic parameters are generic, so it can be created with any suitable camera calibration method.

Compared to the standard video imager class, the structure was greatly simplified (no ring buffer and device-dependent drivers). This reduces the processing load and complexity on the application side, eases interfacing with proprietary (video) drivers and allows device independent video handling and network video streaming inside IGSTK. Video and tracker synchronization can be done with minimal effort.

The abstraction of the video drivers, Fig. 2, has major advantages over the current integrated VideoImager architecture, Fig. 1: device-independency on the receiver side of the application, and increased flexibility to run with different hardware without recompiling. Moreover, proprietary drivers do not have to be integrated into IGSTK: a small application that drives the hardware and writes to the shared memory buffer is enough.

The new approach (see Figure 2) simplifies the application's portability and internal structure: no link to untested or proprietary video drivers, and no low-level processing of acquired data. A considerable speed-up is due to the fact that IGSTK does not have to handle intermediate video data internally. This architecture eases software verification and avoids the need to keep track of low-level driver dependencies in the main application. Additionally, the number of possible states within the application explodes with the increasing number of support libraries handling different devices. Now, the main application contains only a few simple device-independent drivers. Medical certification also becomes easier, since it is enough to prove once, that the main application is correct, and that it handles any possible data that appears in the shared memory buffer properly. In case of extensions, it is enough to

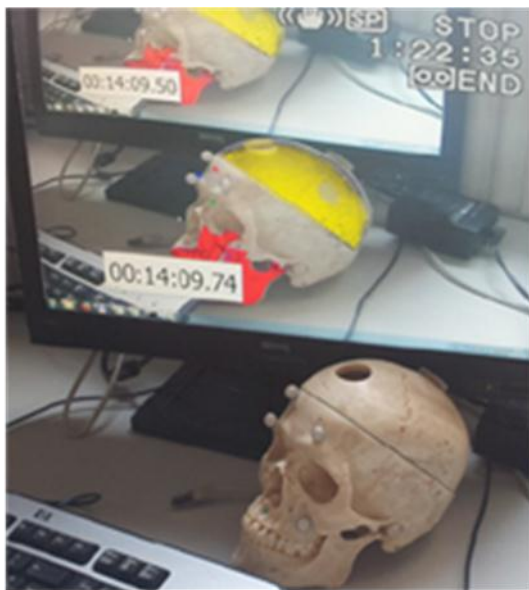


Figure 3: Photo of the AR-IGSTK demonstrator latency measurement: A sample measurement which shows a lag of 240 ms.

prove that the new modules as separate units fill the shared memory buffer with correct data.

The IGSTK-AR architecture also makes it simple to add features like network video-streaming and playback capabilities into navigation. The shared memory architecture can also be used to store video frame(s) **and** other information like synchronized tracking data stream. A SharedMemoryTracker can read the state of the tracker tools from this buffer and an eventual synchronization of video and poses is safely maintained inside IGSTK, without time-consuming frame ID/timestamp matching.

The new architecture enhances usability and clinical reliability as now not the whole application will crash: if the driver application crashes, the main application continues, and it can report that the data in the shared memory is outdated or invalid. Restarting the small feeder application does not break the whole workflow, and avoids data loss.

The abstraction and separation of the tracker and video drivers from the main application overcomes the lack of a device-independent „TrackerController“, which can initialize every IGSTK-supported tracker or video device without recompiling the whole application: devices can be changed without recompiling or even without restarting the main application. This can be a crucial advantage in a clinical scenario, when e.g. due to a hardware failure a device needs to be exchanged intraoperatively.

The OpenIGTLink can run on a dedicated PC (minimum a dual-core CPU) and transfer the data with the OpenIGTLink to the visualization PCs to distribute the computational load. In this configuration, the AR system only requires one CPU core and a recent GPU with pixel-shader support. The demo AR application was run successfully with the NDI Vicra and the CamBar B2 trackers and with various full HD video camcorders in this split configuration.

## 4 Acknowledgement

This work was funded by the Jubilee Fund of the Austrian National Bank, grant number 13 003.

## 5 References

- [1] Cleary K., Enquobahrie A., Yaniv Z., Ibanez L., Aylward S., Zhang H., Gobbi D., Jomier J., Kim H-S., Cheng P., Blake B., Gary K., *IGSTK: The Book*. Signature Book Printing, Gaithersburg, Maryland, USA,. 2007.
- [2] <http://www.igstk.org>
- [3] J. Kannala, S. S. Brandt, *A Generic Camera Model and Calibration Method for Conventional, Wide-Angle, and Fish-Eye Lenses*, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, **28(8)**, 1335- 1340, 2006.
- [4] <http://www.na-mic.org/Wiki/index.php/OpenIGTLink>
- [5] <http://www.axios3d.de>
- [6] Abdel-Aziz, Y.I., Karara, H.M., *Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry*, Symp. Close-range Photogrammetry, 1 – 18, ASP Symposium on Close-Range-Photogrammetry, 1971
- [7] Tsai, R. Y., *A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses*, IEEE J Rob. Autom **RA-s(4)**, 323-344, 1987.

# Single Marker Localization for Automatic Patient Registration in Interventional Radiology

Michael Tschannen, Grzegorz Toporek, Daphné Wallach, Matthias Peterhans, Stefan Weber

ARTORG Center for Biomedical Engineering Research, University of Berne, Switzerland

Contact: grzegorz.toporek@artorg.unibe.ch

## Abstract:

*Accurate definition of single marker (SM) locations in computed tomography (CT) images is a part of the patient-to-image registration technique used in our navigation system for interventional radiology. The SMs are currently selected manually by the user. We herein present a two-step image processing algorithm first uses morphological operations on the binarized CT image for volume of interest (VOI) extraction and then applies a Hough transform (HT) to precisely localize SM centers in VOIs. This leads to fully automatic SM localization with precision that exceeds manual localization.*

*Keywords: single marker localization, automatic patient registration, interventional radiology*

## 1 Problem

CAS-One IR (CAsCination, Switzerland, Bern) is a navigation system for interventional radiology. It can be used for trajectory planning and navigation based on CT images in percutaneous liver tumor ablation among other applications. The system uses optical tracking for tool localization and patient registration. Six sterile, optical single markers (SM) (AteSOS GmbH, Switzerland), are attached to the patient skin in the region of the target organ before the CT scan is performed (Fig. 1). After the scan, the SMs are defined in the image data and the positions measurements in the patient coordinate system are obtained from the Vicra tracking camera [6]. Using these measurements, patient-to-image registration is achieved and the real-time measurements from the camera enable detection of patient motion and deformation.

With the current workflow, the user of the system has to manually select the SM centers in the CT image, using a single view (transversal) CT image viewer. This procedure is time-consuming and represents a source of error (fiducial localization error FLE) which directly affects navigation accuracy. Furthermore, it represents the system's only non-automatized step in patient registration. The aim of the work presented in this paper is to develop an algorithm for fully automatic detection of the SM centers in the CT image, such that the time needed for localization is reduced as well as the localization precision is increased compared to the manual method. As far as we know, there is no prior work on the automatic localization of this special type of single, reflective marker, and thus we consider this work to be novel in the field of automatic marker localization.

Since the SM materials have densities similar to human tissue, they cannot be distinguished from the body in the CT image by applying level-windowing and intensity threshold operations (as usually done for localizing Beekly spots or other radiopaque markers [7]). When looking at the CT image of the SM (Fig. 2), it can be seen that the reflective marker sphere itself appears as a partially open sphere with a slightly higher intensity as the rest of the marker. The transparent shell enclosing the SM has lower density and is less spherical. Existing works such as [1] suggest using Hough transform (HT) to detect and localize parameterized geometric shapes such as spheres in medical images. Other works like [8], [9] suggest using template-based matching to determine the position and orientation of markers. In the present problem, only the position of the SM sphere center is required and therefore template-based matching would compute unnecessary information (orientation). Moreover, high reliability as well as low variability is essential and is in our opinion provided by the HT algorithm rather than template-based matching. As the inner reflective sphere of the SM has known diameter and is more spherical than the outer shell, spherical HT can be used to precisely compute SM locations. Since applying HT on the entire image volume results in high calculation times, a two-step approach starting with rough marker detection and then refining the localization through HT was adopted. The present paper starts by describing the algorithmic details and then presents a validation study on clinical image data.





Fig. 1: Atesos single markers on patient body

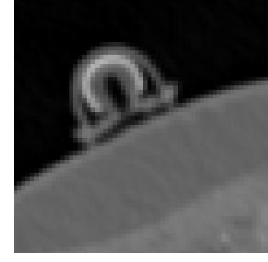


Fig. 2: Single marker in CT image

## 2 Methods

Since HT is computationally expensive, it is not expected to be efficient when being applied to whole patient CT images. Thus, a two-part approach was chosen for the automatic SM localization: First, the whole patient CT image is processed in order to find volumes of interest (VOI). This step involves analysis of a big amount of data in a short time and therefore has to be expected to deliver low accuracy or even to detect VOIs which do not contain any SMs. Then, one of the two aforementioned methods can be applied to the VOI to determine whether a VOI actually contains a SM and if so, to precisely determine the center of the SM sphere.

**VOI Detection:** A morphological approach was implemented to scan the whole patient CT image for VOIs. By first applying a threshold based region growing algorithm (threshold: -500 HU), the patient body and the SMs are segmented. Afterwards, morphological opening with a spherical structuring element with 11 mm radius is applied to remove small structures such as single markers from the body surface. This operation is done slice-by-slice in order to increase performance which tends to be low when using large structuring elements. The resulting binary image is thereafter subtracted from the original binary image so that only SMs on the body surface and artifacts produced near the body surface and the CT table are kept. In order to distinguish the SMs from the artifacts, a size based relabeling is performed and only objects within a certain interval of physical volume ( $[750, 2500] \text{ mm}^3$ ) are selected as VOIs. The VOI size is chosen such that each VOI can contain at most one SM (as the SMs are placed on the patient using a template, the minimal spacing between SMs is known).



Fig. 3: Binarized CT image



Fig. 4: CT image after opening



Fig. 5: CT image after subtraction

**SM localization:** When applied to a localization problem, the HT algorithm generates so-called accumulator image, each point of which has a value proportional to the probability that a sought-after shape with given geometric parameters (the SM sphere radius of 5 mm in the present problem) has its center in this point. Finding the centers of sought-after shapes is thus equivalent to finding the local maxima in the accumulator image. The HT algorithm can detect the absence of a SM in a VOI if the maximum in the accumulator image is below a certain value (i.e. the probability that the point is the center of a sphere is too low even though it is a maximum).

In the present implementation HT is first applied to each VOI as extracted from the original CT image. Afterwards, the six VOI for which the HT algorithm computed the highest maximum accumulator values are kept. For the remaining VOIs the following two steps are performed iteratively: First, the standard deviation of the maximum accumulator values is computed. Second, the VOI with the lowest maximum accumulator value is removed, if the standard deviation is above a certain threshold. This is done because the actual number of markers present in the image is not known (some might be outside the visible region). After this process, the size of the remaining VOIs is reduced to only contain the SM

sphere with a small margin. This new VOIs are oversampled to higher, isotropic resolution (as recommended in [5], Fig. 6) before applying HT again, such that the resulting accumulator image (Fig. 7) with higher resolution allows determining the SM center with higher accuracy.

The transparent SM shell is close to the SM sphere near its top and has a similar radius as the SM sphere. Moreover, the SM is not a complete sphere. Therefore maximum value of the accumulator image is biased towards the top of the SM shell. To correct this constant bias, the direction of the marker axis is determined by computing the intensity gradient at the center position calculated by the HT algorithm. The center position is then shifted along the marker axis towards the bottom of the SM by 0.75 mm (this value corresponds to the statistically appearing systematic error).

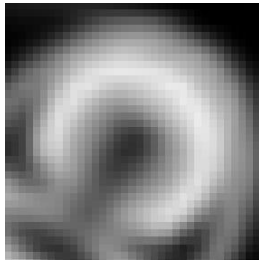


Fig. 6: VOI oversampled and reduced in size

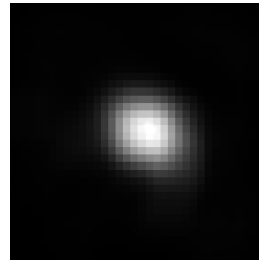


Fig. 7: Accumulator image corresponding to Fig. 3

**Implementation:** The algorithm described above was implemented in C++ using the libraries provided with the Insight Toolkit [2]. Mosaliganti et al. have described and implemented an n-dimensional version of the HT algorithm for detection of spherical objects using the Insight Toolkit in work [3].

**Validation:** For performance assessment of the of the SM detection algorithm in terms of accuracy and speed, a set of five clinical CT scans was selected. The CT scans are each acquired on the patient's abdomen with six SM attached to the body. The in-plane resolution of the images varies from 0.72 to 0.87 mm and the z-spacing from 1.0 to 1.5 mm. For ground truth data acquisition, the center of each SM sphere was manually selected by an expert using a three view CT image viewer. The actual ground truth SM centers were determined by taking the mean of the three acquisitions for each SM (norm standard deviation all selected markers: 0.08 mm). Moreover, a benchmark framework for batch-processing the datasets with different methods and parameters to statistically evaluate the accuracy and speed of each method was implemented.

To be able to compare the automatic algorithm with the manual method, six users were asked to manually select the SM marker centers on the CAS-One IR using the standard interface (transversal view CT viewer). The SM center and time needed by the user to select the SM was measured for each SM. The resulting data was compared to the ground truth data.

### 3 Results

Table 1 shows the SM center localization error from ground truth data (3D error) and time mean and standard deviation values for the six users. The average SM center localization error produced by the users was 1.1 mm and they needed an average time of 158.5 seconds to localize all six markers of each dataset.

Dataset number	3D error mean [mm]	3D error std.-dev. [mm]	Time mean [s]	Time std.-dev. [s]
1	1.2	0.5	167.8	45.3
2	1.1	0.8	176.1	45.1
3	1.2	0.6	156.8	41.1
4	0.8	0.5	129.4	27.6
5	1.1	0.5	162.3	33.2
All datasets	1.1	0.6	158.5	42.2

Table 1: 3D error and time requirements for manual SM detection by six different users

Table 2 shows the 3D error and time mean and standard deviation values for the automatic SM detection algorithm. This complete algorithm includes the morphological approach for VOI localization combined with the HT algorithm for SM



center computation. The algorithm was run 10 times to process each dataset. The average 3D error for automatic localization was 0.3 mm and the average time needed by the automatic method was 26.7 s.

Dataset number	3D error mean [mm]	3D error std.-dev. [mm]	Time mean [s]	Time std.-dev. [s]
1	0.3	0.1	18.3	0.0
2	0.3	0.1	22.1	0.0
3	0.3	0.1	30.7	0.0
4	0.4	0.1	30.2	0.0
5	0.4	0.2	32.0	0.0
All datasets	0.3	0.1	26.7	5.4

Table 2: Automatic SM detection algorithm 3D error and time mean and standard deviation values

## 4 Discussion

The automatic marker localization algorithm is roughly five times faster and three times more precise than the users. Moreover, the algorithm yields high reliability. For a total of 30 markers present in five different image series in different positions and orientations, all of the markers were correctly detected. However, further investigations are required to validate those findings.

One of the major disadvantages of the HT algorithm compared to other methods like template based image registration is the quantization of the output by the accumulator voxel resolution. Niblack and Petkovic show in work [4] a method involving smoothing and interpolation of the accumulator image to achieve sub-pixel precision when applying the HT algorithm. The implementation of a similar approach is subject of ongoing research.

The main shortcoming of the performance assessment is the low number of test datasets (five). We plan to add more datasets to the benchmark in the near future. Furthermore, an experiment involving a phantom with known geometry and marker centers should be performed in order to measure the precision of the manual and automatic localization more precisely.

In conclusion, we can state that automatic SM center localization is more accurate and faster than manual SM center localization and that it can be used to improve the over-all system precision and should therefore be integrated with the system as a standard feature.

## 5 References

- [1] Christian Wachinger, Simon Baumann, Jochen Zeltner, Ben Glocker, and Nassir Navab, “Sphere Extraction in MR Images with Application to Whole-Body MRI”, Medical Imaging 2009: Image Processing, SPIE, 2009
- [2] Insight Segmentation and Registration Toolkit, <http://www.itk.org/>
- [3] Kishore Mosaliganti, Arnaud Gelas, Paul Cowgill, Sean Megason, “An Optimized N-Dimensional Hough Filter for Detecting Spherical Image Objects”, Insight Journal, 2009
- [4] Wayne Niblack, Dragutin Petkovic, “On improving the accuracy of the Hough transform, Machine Vision and Applications, Springer, 1990
- [5] Thiago Oliveira dos Santos, “A Soft Tissue Image Guidance System for Percutaneous Needle Interventions Based on Multimodal Images, Ph.D. Thesis, 2011
- [6] Oliveira-Santos T, Peterhans M, Hofmann S, Weber S., “Passive Single Marker Tracking for Organ Motion and Deformation Detection in Open Liver Surgery”, Information Processing in Computer-Assisted Interventions, 2011
- [7] Pieter Slagmolen, Jeroen Hermans, Frederik Maes, Tom Budiharto, Karin Haustermans, Frank van den Heuvel, “Fast, accurate, and robust automatic marker detection for motion correction based on oblique kV or MV projection image pairs”, Medical Physics, Vol. 37, No. 4, 2010
- [8] H. Shirato, S. Shimizu, T. Kunieda, K. Kitamura, M. van Herk, K. Kagei, T. Nishioka, S. Hashimoto, K. Fujita, H. Aoyama, K. Tsuchiya, K. Kudo, and K. Miyasaka, “Physical aspects of a real-time tumor-tracking system for gated radiotherapy,” Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 48 □ 4, □ 2000
- [9] X. Tang, G. C. Sharp, and S. B. Jiang, “Fluoroscopic tracking of multiple implanted fiducial markers using multiple object tracking,” Phys. Med. Biol. 52, 2007

# Accuracy of navigated percutaneous needle insertions

G. Toporek<sup>1</sup>, D. Wallach<sup>1</sup>, M. Peterhans<sup>1</sup>, S. Weber<sup>1</sup>, G. Widmann<sup>2</sup>

<sup>1</sup> ARTORG Center for Biomedical Engineering Research, University of Bern, Switzerland

<sup>2</sup> Section of Microinvasive Therapy, Department of Radiology, Innsbruck Medical University, Austria

Kontakt: grzegorz.toporek@artorg.unibe.ch

## Abstract:

*A navigation system for radiological interventions (CAS-One IR, CAScination, Bern) has been used to evaluate three different needle insertion methods on a non-rigid liver phantom. The insertion methods under investigation include: navigated free-hand needle insertion, aiming device-based insertion with active depth control and aiming device-based needle insertion with passive depth control. For each method a series of 25 punctures was performed and assessed by computing residual error (RE) given by the system and target positioning error (TPE) given from control CT scans.*

*Keywords: navigation system, interventional radiology, aiming device*

## 1 Problem

In minimally-invasive percutaneous radiological interventions, such as radiofrequency or microwave ablation, the success of treatment is highly dependent on accurate placement of the ablation needles. In order to aid with this process, before each intervention a patient-specific treatment plan is created. This plan defines a set of ideal needle trajectories avoiding critical anatomical structures. However, it is still up to the radiologist's experience and skills to mentally transfer this information to the surgical site. Hence, in terms of accuracy and patient safety, the usage of stereotactic CT-image-guided navigation systems may be beneficial, especially for difficult out-of-plane trajectories [1]. As presented in previous studies, navigated percutaneous radiofrequency ablation of primary and secondary liver malignancies improve therapeutic outputs and may achieve equivalent results to the open liver surgery [2].

The main challenge in stereotactic navigation is soft tissue deformation and patient motion, which cause undesired changes in the treatment site [3]. Therefore, minimization of this deformation through respiratory control (such as temporary disconnection of the endotracheal tube in anaesthetized patients during intervention and image acquisition), appropriate body fixation or patient tracking technology seems necessary [4]. Alternatively, one can estimate the position of the moving target using implanted needle-shaped optically tracked navigation aids and a real-time deformation model [5]. Nonetheless, even with feedback from navigation systems it is still difficult to stabilize the needle in a desired orientation as well as to prevent additional bending during needle insertion.

Several needle insertion methods have been developed in response to these problems. Robotic assisted needle interventions have been developed to tackle tissue deformation and needle bending, which could change the needle track and cause displacement at the target [6]. Although operator errors may be reduced, the clinical acceptance of robotic needle guidance is currently low due to high complexity and costs of such systems. The use of a passive, mechanical aiming device, such as this presented in work, may provide accurate targeting while keeping the procedural complexity and costs low [2].

The aim of this study is to compare the feasibility and accuracy of three different needle insertion methods in a non-rigid liver phantom: navigated free-hand needle insertion, needle insertion with the mentioned aiming device and active depth control as well as needle insertion with the aiming device and passive depth control. All experiments were performed using a navigation system (CAS-One IR, CAScination, Bern) equipped with a non-rigid, automatic registration method.

## 2 Methods

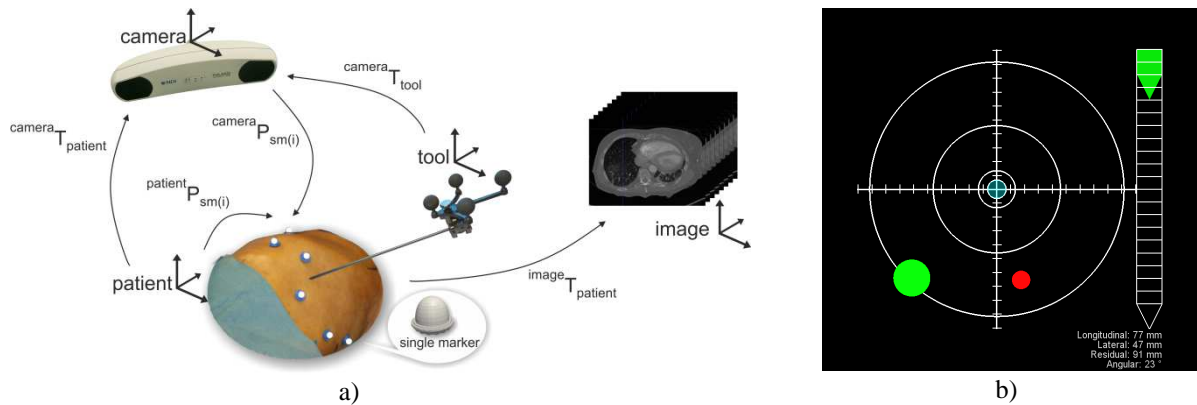
### Navigation system

The CAS-One Liver navigation system [7] has been adapted to carry out CT-guided percutaneous needle interventions [8]. The navigation system consists of a workstation that is attached to a movable cart, user interface, an optical position

measurement system (NDI Vicra, Northern Digital, Canada) and a set of custom-made marker shields with retro-reflective passive markers that can be adapted to a variety of tools, enabling their accurate tracking within the operating room.

Real-time patient tracking is done using a set of single retro-reflective marker spheres (SM) that are attached to the patient skin around the area of the expected needle incisions (Fig.1a). A sterilizable plastic shell around the marker and biocompatible tape allow integration of SM into clinical scenarios.

Navigation proceeds as follows: when the needle tip is placed at the entry of the planned trajectory, a targeting viewer is enabled (Fig.1b). By projecting the needle tip (red dot) and shaft (green dot) on a 2-dimensional plane placed at the target, the operator is visually aligning the needle with the planned trajectory. A depth bar on the right indicates, the distance from the needle tip to the planned target as well as the following supplementary errors: residual error separated into longitudinal and lateral components, angular error. A cross-sectional view at the needle axis visualizes anatomical obstacles along the trajectory.

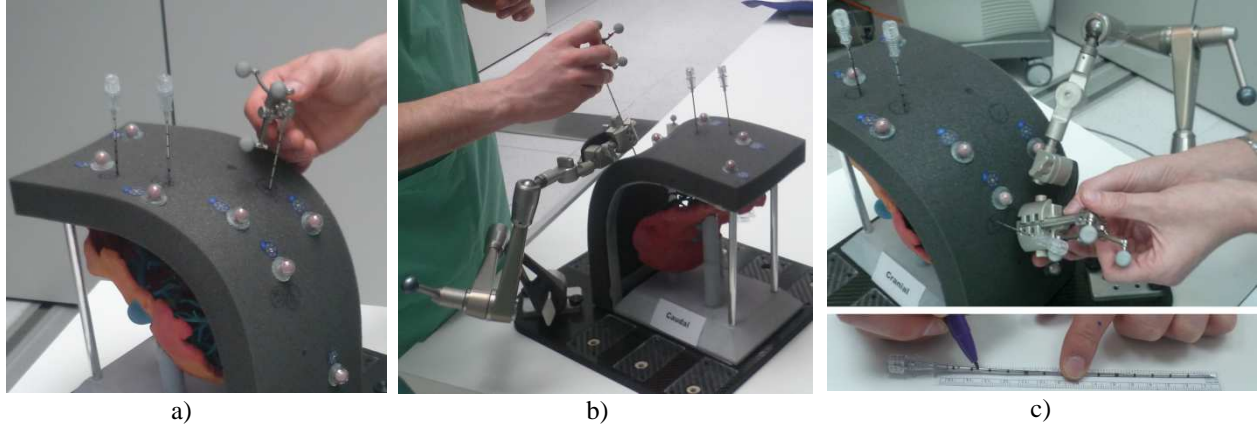


**Fig.1:** Coordinate systems and transformations for automatic registration method using single retro-reflective marker spheres (SM) in CAS-One IR navigation system (a); targeting viewer for active depth control (b).

## Experiment

Three series of 25 punctures were performed on a non-rigid liver phantom. The phantom was produced by rapid prototyping using a segmented 3D model of the liver (MeVis Distant Services, Bremen, Germany) that included several anatomical obstacles (portal vein, hepatic vein) and tumors, which require careful planning and needle placements. 1 mm metal screws were fixed on the liver phantom and used as targets. The liver phantom was placed under deformable plastic foam (Fig. 2) in order to simulate the patient skin. Six single markers were attached to the surface of the foam in a non-symmetrical configuration for the automatic registration. The following needle insertion methods were then evaluated on the presented phantom:

- 1) **Navigated free-hand needle insertion:** The procedure does not utilize any stabilization device during the puncture. After definition of the trajectory, the marker shield is placed on the needle shaft. The position and axis orientation of the needle are obtained from calibration. The operator moves the needle above the entry and guides the needle towards the target based on the information shown on the targeting viewer and depth bar (Fig. 2a).
- 2) **Navigated needle insertion with the aiming device and active depth control:** The procedure uses an aiming device (ATLAS, Elekta AB, Sweden) to provide stabilization during the adjustment of the needle to the planned trajectory and allow fixation of the final orientation of the needle during the insertion. While screwed to the CT table, an 8mm-thick, rigid, medical-grade titanium cylinder, with an attached marker shield, is used to guide the insertion brackets of the aiming device to the planned entry point. Once the position of the aiming device is correct, the cylindrical tool is removed from the aiming device and replaced with a calibrated needle. During insertion, depth information is shown on the targeting viewer (Fig. 2b).
- 3) **Navigated needle insertion with the aiming device and passive depth control:** The procedure differs from the method presented above in that the needle insertions are not monitored by the navigation system. Once the position and orientation of the aiming device correspond to the planned trajectory, the distance between the tip of the cylinder and the target is displayed on the navigation system. This distance is then marked on the needle with a biocompatible pen. The cylinder is removed from the aiming device and the needle is inserted up to mark on the needle (Fig. 2c).



**Fig.2:** Evaluated methods: navigated free-hand needle insertion (a), navigated needle insertion with the aiming device and active depth control (b) and method with the aiming device and passive depth control (c).

### Accuracy assessment

Before each needle insertion, the fiducial registration error (FRE) was measured from the SM tracking system. After needle insertion, the residual error (RE) was stored and the target positioning error (TPE) was evaluated on a control CT dataset. RE measures the distance between the needle tip and the target in the navigation coordinate system. This error expresses how accurately the operator may transfer a trajectory to the patient based on a given visualization scheme. FRE was computed by the system as the root mean square error between registered corresponding points. TPE was measured on the control scans as the distance between the needle tip and the planned target [10]. TPE was separated into longitudinal (along the planned trajectory) and lateral components (along the orthogonal direction). The angular error of each needle insertion was also computed.

## 3 Results

The average FRE measured among all methods just before needle insertion was  $0.7 \pm 0.1$  mm, with a maximum value of 0.9 mm.

Targeting accuracy is described in Table 1. The Euclidean TPE is similar for each method (ranging from  $4.6 \pm 1.2$  to  $4.9 \pm 1.7$  mm), however lateral error components are significantly lower for the method using the aiming device (unpaired t-test,  $p = 0.01$ ). The longitudinal error component is markedly lower for the free-hand method without utilization of the aiming device. The highest average angular error was measured for the free-hand insertion. Methods using the aiming device have a lower angular error but the difference was not significant. RE represents the error given by the navigation system at the final needle position and is similar for both methods with needle guidance (free-hand needle insertion and aiming device-based with active depth control). RE values are not available for the method with passive depth control as needle insertion was not monitored by the navigation system.

**Table 1** - Comparison of mean and standard deviation of TPE and RE along different directions as well as final angular error for three presented navigation methods.\* represents statistically significant difference from free-hand insertion.

Method		Navigated free-hand needle insertion	Needle insertion with aiming device and active depth control	Needle insertion with aiming device and passive depth control
TPE	Longitudinal [mm]	$2.1 \pm 1.2$	$3.3 \pm 1.6$	$3.7 \pm 1.3$
	Lateral [mm]	$4.2 \pm 2.0$	$*2.8 \pm 1.6$	$*2.3 \pm 1.3$
	Euclidean [mm]	$4.9 \pm 1.7$	$4.6 \pm 1.3$	$4.6 \pm 1.2$
	Angular[°]	$1.8 \pm 0.9$	$1.1 \pm 0.6$	$1.2 \pm 0.8$
RE	Longitudinal [mm]	$1.1 \pm 1.0$	$1.2 \pm 1.0$	-
	Lateral [mm]	$1.8 \pm 1.2$	$1.8 \pm 1.0$	-
	Euclidean [mm]	$2.3 \pm 1.2$	$2.2 \pm 1.2$	-

## 4 Discussion

An *in vitro* accuracy evaluation of three needle insertion methods was performed with a navigation system dedicated for percutaneous needle interventions utilizing a non-rigid single sphere-based method for patient tracking.

TPE represents the final positioning error of the needle; it includes registration, tracking, user, and process errors such as needle bending, however in this case it does not include errors introduced by patient motion. Average measured Euclidean TPE ( $4.6 \pm 1.2$  mm, maximum 8.1 mm) was similar for all methods and comparable to previously reported accuracy. For example, Maier-Heinet al. [9] performed 32 free-hand punctures in an *in vivo* experiment with ventilated swine and reported an overall error of  $3.7 \pm 2.3$  mm and maximum error of 11.1 mm. Neither lateral, longitudinal nor angular error components were computed.

Separating TPE into longitudinal and lateral components is of clinical relevance because the correction of lateral placement errors, unlike longitudinal errors, requires replacement of the needle, which is time-consuming and increases the risk for complications. The lowest lateral errors were achieved using the aiming device ( $2.3 \pm 1.3$  mm and  $2.8 \pm 1.6$  mm respectively). These results are statistically significantly better than in the free-hand case. The reason behind this may be that during free-hand insertions it is difficult to maintain the correct needle trajectory angles while advancing the needle into the phantom. The accuracy of the navigated free-hand needle placement depends largely on the surgeon's hand-eye coordination and ability to guide the needle based on the feedback provided by the navigation system. It is essentially impossible to effectively correct the needle path once insertion has commenced; any attempts to correct needle position will cause bending and displacement at the target.

Additionally, these results show that active depth control does not provide accuracy improvements when compared to passive depth control. However, tracking of the needle during insertion may allow detection of potential damage to critical anatomical structures while inserting a needle.

This study has presented an *in vitro* comparison of three needle insertion methods. The results obtained demonstrate that usage of an aiming device leads to increased lateral accuracy during needle insertion.

## 5 References

- [1] Najmaei N, Mostafavi K, Shahbazi S, Azizian M. «Image-guided techniques in renal and hepatic interventions.» *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2012.
- [2] Schullian P, Widmann G, Lang TB, Knoflach M, Bale R. «Accuracy and diagnostic yield of CT-guided stereotactic liver biopsy of primary and secondary liver tumors.» *Computer Aided Surgery*, 2011.
- [3] Clifford M, Banovac F, Levy E, Cleary K. «Assessment of hepatic motion secondary to respiration for computer assisted interventions.» *Computer aided surgery*, 2002.
- [4] Widmann G, Schullian P, Haidu M, Wiedermann F.J, Bale R. «Respiratory motion control for stereotactic and robotic liver interventions.» *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2010.
- [5] Maier-Hein L, Müller SA, Pianka F, Wörz S, Müller-Stich BP, Seitel A, Rohr K, Meinzer HP, Schmied BM, Wolf I. «Respiratory motion compensation for CT-guided interventions in the liver.» *Computer Aided Surgery*, 2008.
- [6] Abolhassani N, Patel R. V. «Minimization of needle deflection in robot-assisted percutaneous therapy.» *Int J Med Robotics Comput Assist Surg*, 2007.
- [7] Peterhans M, Weber S. «A navigation system for open liver surgery: design, workflow and first clinical applications.» *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2010.
- [8] Kettenbach J, Toporek G, Wallach D, Peterhans M, O. Dos Santos, Weber S. «Feasibility evaluation for an optical, single-marker based navigation system for image-guided percutaneous ablation treatments.» *Radiological Society of North America 2012 Scientific Assembly and Annual Meeting. Chicago IL*, 2012.
- [9] Maier-Hein L, Tekbas A, Seitel A, Pianka F, Müller SA, Satz S, Schawo S. «In vivo accuracy assessment of a needle-based navigation system for CT-guided radiofrequency ablation of the liver.» *Medical physics*, 2008
- [10] Widmann G, Stoffner R, Sieb M, Bale R. «Target registration and target positioning errors in computer-assisted neurosurgery: proposal for a standardized reporting of error assessment.» *Int J Med Robot*, 2009.

# Ein Ansatz zur bewegungskompensierten stereoskopischen Navigation für die Bronchoskopie

*N. Leßmann<sup>1</sup>, J. Sulikowski<sup>1</sup>, P. Névoa<sup>1</sup>, T. Kral<sup>1</sup>, D. Drömann<sup>2</sup>, A. Schlaefer<sup>1</sup>*

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

<sup>2</sup> *Medizinische Klinik III, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck, Germany*

Kontakt: [schlaefer@rob.uni-luebeck.de](mailto:schlaefer@rob.uni-luebeck.de)

## **Abstract:**

Die bronchoskopische Diagnostik peripherer Lungentumore wird durch Atembewegungen und die schlechte Sichtbarkeit im Röntgenbild erschwert. Eine genaue 3D Lokalisation von Instrument und Zielgebiet kann nur durch stereoskopische Röntgenbilder erreicht werden. Bei sequentieller Aufnahme mit einem C-Bogen kann die Atmung zu Verschiebungen führen. Wir beschreiben einen Ansatz, wie anhand eines Markers und eines passiven optischen Lageverfolgungssystems die Lage der Bildebenen unter Ausgleich der Atembewegung bestimmt werden kann. Erste experimentelle Ergebnisse deuten darauf hin, dass mit dem System zum Atemzustand konsistente Bilddaten erfasst werden können. Aus zwei Röntgenbildern aus verschiedenen Richtungen zum gleichen Atemzustand kann die Lage von Bronchoskop und Zielgebiet bestimmt werden.

*Schlüsselworte: Navigation, Atembewegung, Bronchoskopie, C-Bogen*

## **1 Problem**

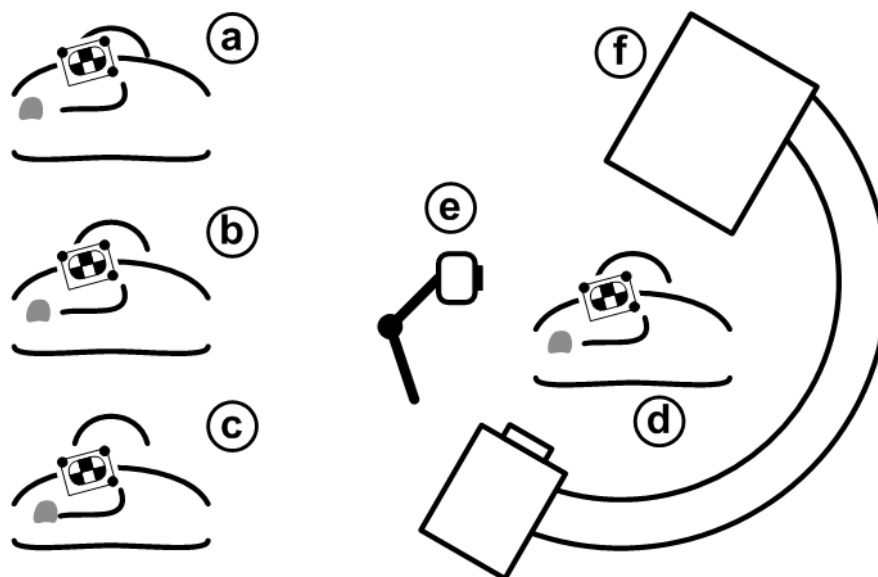
Die Bronchoskopie stellt eine wichtige Methode zur Diagnose von Erkrankungen der Atemwege dar. Besonders bei Verdacht auf eine Krebserkrankung ist es erforderlich, eine Biopsie des vermuteten Tumorumfanges durchzuführen. Eine Herausforderung stellen vor allem Ziele tief im Bronchialbaum dar, beispielsweise periphere Lungentumore. Typischerweise erfolgt die Navigation anhand von Röntgenbildern, die mit einem C-Bogen erfasst werden. Nachteilig ist dabei die Beschränkung auf eine Bildebene, die eine genaue räumliche Lokalisation von Zielgebiet und Instrument erschwert. Die wiederholte Erfassung von Röntgenbildern oder Bildsequenzen aus verschiedenen Richtungen ermöglicht zwar eine grobe Navigation, erfordert aber einerseits Erfahrung des Operateurs und führt andererseits durch das iterative Vorgehen zu einer zusätzlichen Strahlenbelastung für Patient und OP-Personal.

Ein Ansatz zur Lokalisation unabhängig von der Röntgenbildgebung besteht in der Verwendung von elektromagnetischen Lageverfolgungssystemen [1-3]. Da insbesondere zum Erreichen peripher Tumore dünne, flexible Bronchoskope zum Einsatz kommen, sollte der Sensor möglichst nahe an der Spitze des Instruments angebracht werden. Die im Sensor enthaltenen Spulen und vor allem das zum Sensor führende Kabel vergrößern jedoch gegebenenfalls den Durchmesser des Instruments. Ein möglicher Nachteil ist die Abhängigkeit von störenden Magnetfeldern, beispielsweise durch den C-Bogen [1]. Außerdem atmen die Patienten typischerweise spontan, so dass sich die Positionen von Zielgebiet und Bronchoskop in Abhängigkeit vom Atemzustand ändert. Interessant ist daher nicht die von einem Lageverfolgungssystem ermittelte absolute Position des Sensors, sondern seine Position relativ zum atembeweglichen Bronchialbaum.

Ziel unserer Arbeiten sind daher Aufbau und Validierung eines Systems, das sich einfach in den OP-Ablauf integrieren lässt, stereoskopische Bilderfassung ermöglicht und eine Berücksichtigung der Atembewegung erlaubt. Wir beschreiben den Systemaufbau sowie erste Ergebnisse zur Demonstration der Machbarkeit des Navigationsansatzes.

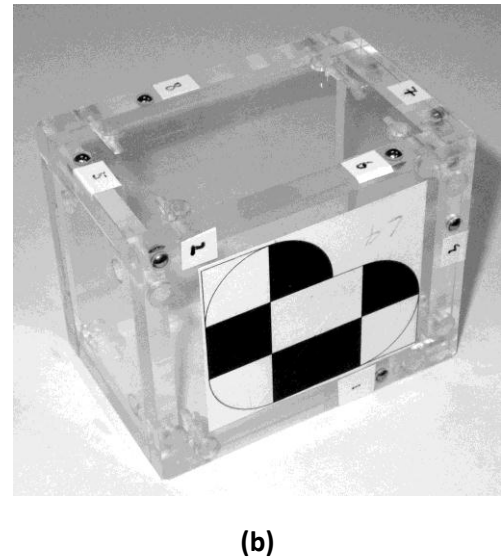
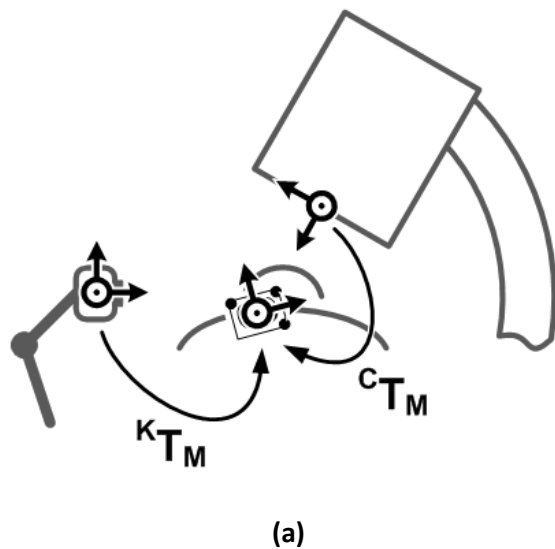
## 2 Methoden

Grundidee des Systems ist die Kombination von Bewegungstracking und stereoskopischer Röntgenbildgebung. Abbildung 1 zeigt unterschiedliche Atemzustände (a-c). Die Lage von Zielgebiet, Bronchoskop und Brustkorb ändert sich entsprechend, so dass die Lage des Bronchoskops relativ zum Zielgebiet variiert. Bewegungen des extern auf dem Brustkorb platzierten Marker können als Surrogat für die interne Bewegungen verwendet werden [4].



**Abb. 1:** Die linke Seite der Grafik illustriert, wie sich Marker, Körperoberfläche, Zielgebiet (grau) und Bronchoskop durch die Atmung bewegen (a-c). Die rechte Seite zeigt, wie sich der Marker (d) durch Trackingkamera (e) und C-Bogen (f) erfassen lässt.

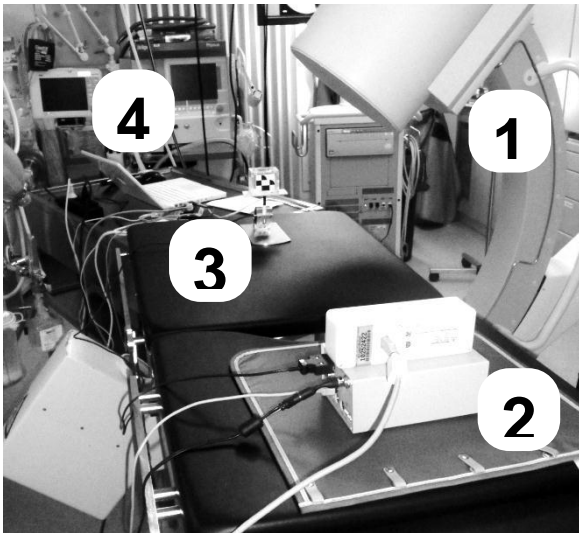




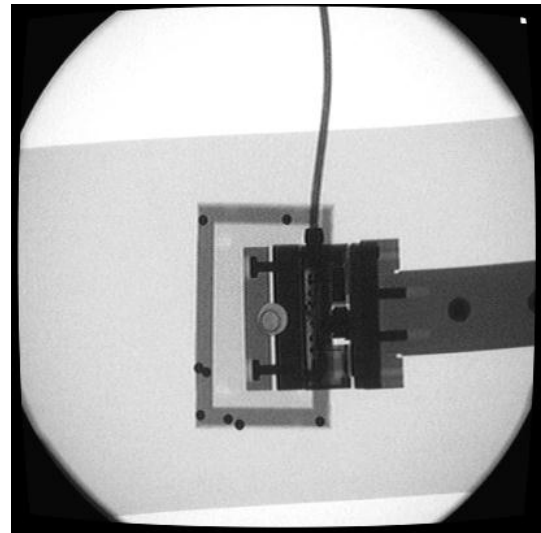
**Abb. 2:** Links sind die Koordinatensysteme dargestellt, die eine Überführung von Röntgenbildkoordinaten in Kamerakoordinaten erlaubt. Rechts ist der 4 cm x 5 cm x 6 cm große Marker mit Metallkugeln und Trackingmuster zu erkennen.

Die am Patient (d) angebrachte Markerbox enthält fest montierte Metallkugeln, die im Röntgenbild des C-Bogens (f) gut sichtbar sind. Das schwarz-weiße Muster lässt sich mit einem Stereokamerasystem (e) lokalisieren. Die Beziehung zwischen Kugeln und Muster ist bekannt, so dass wie in Abbildung 2a dargestellt, die Transformation von Röntgenbildkoordinaten in Stereokamerakoordinaten möglich ist. Abbildung 2b zeigt die verwendete Markerbox.

Den gesamten Experimentalaufbau zeigt Abbildung 3a. Der Steuerrechner ist per USB mit einem Framegrabber (Terratec G1, TERRATEC Electronic GmbH, Deutschland) verbunden und kann so direkt auf die Bilder des C-Bogens (BV Endura, Philips Medical Systems, Niederlande) zugreifen. Die Daten werden mit OpenCV erfasst und gespeichert. Über eine C-Schnittstelle wird die Trackingkamera (MicronTracker H40, Claron Technology Inc., Kanada) angesteuert, die die Lage und die Position der Markerbox bestimmt. Mit einem Piezo-Antrieb (C-867 PILine Motion Controller, Physik Instrumente GmbH & Co. KG, Deutschland) wurde ein einfaches Phantom zur Simulation von Bewegungen realisiert. Die Bewegung des Brustkorbs wurde durch das Heben und Senken der Markerbox simuliert. Um eine pessimistische Abschätzung zu erhalten wurden eine vergleichsweise kleine Gesamtbewegung von etwa 2 mm mit einer Periodenlänge von 2 s sowie eine Geschwindigkeit von etwa 2 mm/s gewählt.

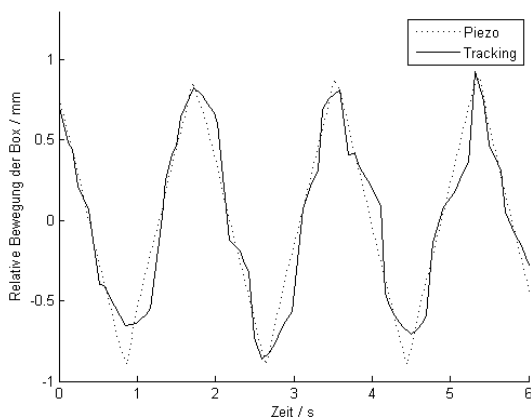


(a)

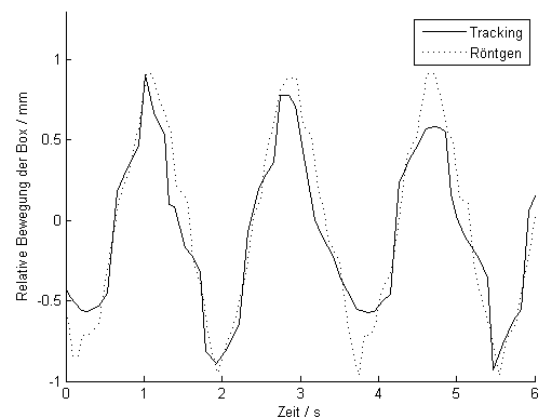


(b)

**Abb. 3:** a) Der Experimental Aufbau mit C-Bogen (1), Tracking-Kamera (2), Phantom (3) und Steuerrechner (4). b) Ein Röntgenbild des Phantoms.



(a)



(b)

**Abb. 4:** a) Die vom Piezo-Antrieb gefahrene (gepunktet) und die mit dem Trackingsystem erfasste Bewegung (durchgezogen). b) Aufzeichnung der Dreiecksbewegung mit Trackingkamera (durchgezogen) und C-Bogen (gepunktet). Die Daten zu den Abbildungen stammen aus verschiedenen Messungen.

Initial wurden die Kameraparameter des C-Bogens bestimmt und experimentell die zeitliche Latenz zwischen Bewegung und Trackingkamera ermittelt, wobei die Position des Piezo-Antriebs direkt abgefragt wurde. Die Lage der Markerbox in Bezug auf den C-Bogen wurde wie folgt berechnet. Erstens wurden die Röntgenbilder entzerrt und auf einen Ausschnitt von 408 x 408 Bildpunkten beschnitten. Zweitens wurden die Kugeln semi-automatisch im Bild segmentiert und manuell zugeordnet und drittens über den POSIT Algorithmus [5] die Transformationsmatrix zwischen Markerbox und C-Bogen bestimmt. Auf Basis der bekannten Transformation zwischen Metallkugeln und Trackingmuster, sowie der Lagebeschreibung des Mar-

kers bezüglich der Trackingkamera wurde schließlich die Lage des Röntgenbildes in Koordinaten der Trackingkamera ausgedrückt.

Anschließend wurden zwei Experimente durchgeführt. Einerseits wurde der C-Bogen bei ruhender Markerbox manuell in 10° Schritten gedreht. Andererseits wurde die Markerbox in einem Dreiecksmuster bewegt und es wurden aus verschiedenen Richtungen kurze Fluoroskopie-Sequenzen erfasst.

### 3 Ergebnisse

Abbildung 4a zeigt den Vergleich zwischen Piezo-Bewegung und Trackingsystem bei einem Abstand von etwa 80 cm zwischen Kamera und Box. Das Trackingsystem verfolgt die Bewegung der Box mit einer Abweichung von etwa

0,15 mm (RMSE). Abbildung 4b zeigt die Erfassung eines dreiecksförmigen Musters mit Trackingsystem und C-Bogen. Die Werte wurden jeweils seitlich aufgenommen, so dass die Bewegung für beide Systeme in der Bildebene erfolgte. Die gemessene Latenz zwischen Trackingkamera und Röntgenbildern beträgt etwa 120ms bis 130ms. Nach Kompensation der Latenz beträgt der RMSE zwischen mit Trackingsystem und C-Bogen bestimmten Bewegungen etwa 0,22 mm. Gegenüber der tatsächlichen Bewegung des Phantoms beträgt die Latenz weitere 90ms.

Für vier manuell eingestellte 10 ° Drehungen des C-Bogens wurde jeweils der Drehwinkel aus den POSIT Berechnungen ermittelt. Die Winkel betrugen 9,7 °, 9,7 °, 10,1 ° und 9,0 °.

### 4 Diskussion

Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass eine Bestimmung der Lage der Bildebene unter Ausgleich der Atembewegungen mit dem beschriebenen Aufbau möglich ist. Damit lassen sich durch zwei Röntgenbilder aus verschiedenen Richtungen die Positionen von Bronchoskop und Zielgebiet bestimmen. Auch wenn die Drehung des C-Bogens bei den Experimenten nur manuell erfolgte, zeigen die Ergebnisse, dass Rotationen gut anhand der Markergeometrie erkennbar sind. Bei iso-zentrischer Drehung des C-Bogens wäre ein Fehler von weniger als 1° für die Erfassung stereoskopischer Aufnahmen ausreichend, da der Abstand der Markerbox zum Iso-Zentrum klein ist. Die für die Experimente gewählte Bewegung ist mit 2 mm vergleichsweise klein und weist im Vergleich zur typischen Atembewegungen etwa die doppelte Frequenz auf, so dass auch die Erfassung echter Atembewegungen vielversprechend erscheint. Der laterale Fehler der Trackingkamera ist mit 0,15 mm sehr klein und nimmt weiter ab, je dichter die Kamera am Marker platziert wird. Eine wesentliche Limitation sowohl der Trackingkamera als insbesondere auch der monoskopischen Lagebestimmung mittels POSIT ist die vergleichsweise schlechte Tiefenauflösung. Allerdings kann die Trackingkamera so positioniert werden, dass die Hauptkomponente der Atembewegung (Heben und Senken des Brustkorbs) in der Bildebene erfolgt. Außerdem ist eine Korrektur durch die Berücksichtigung der jeweils anderen Modalität möglich. Der Vergleich zwischen der vom Piezo-Antrieb gefahrenen und der vom Trackingsystem gemessenen Bewegung zeigt, dass Atembewegungen des Brustkorbs erkannt werden können.

Ein Vorteil des beschriebenen Systems ist der vergleichsweise einfache Aufbau. Im Gegensatz zu Ansätzen, eine Trackingkamera in den C-Bogen zu integrieren [6], bleibt die Lage der Kamera zum Marker gleich. Außerdem ist keine Modellierung der Kinematik des C-Bogens [7,8] und keine Modifikation des Bronchoskops [3] erforderlich. Aufgrund der Strahlenbelastung eignet sich der vorgestellte Ansatz nicht zur kontinuierlichen Navigation.

## 5 Referenzen

- [1] Schwarz Y, Mehta AC, Ernst A, Herth F, Engel A, Besser D, Becker HD, Electromagnetic navigation during flexible bronchoscopy., *Respiration*. 70(5):516-22, 2003
- [2] Bø LE, Leira HO, Tangen GA, Hofstad EF, Amundsen T, Langø T., Accuracy of electromagnetic tracking with a prototype field generator in an interventional OR setting., *Med Phys*. 39(1):399-406, 2012
- [3] Leong S, Ju H, Marshall H, Bowman R, Yang I, Ree AM, Saxon C, Fong KM., Electromagnetic navigation bronchoscopy: A descriptive analysis., *J Thorac Dis*. 4(2):173-85, 2012
- [4] Ernst F, Bruder R, Schlaefer A, Schweikard A, Correlation between external and internal respiratory motion: a validation study., *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 7(3):483-92, 2012
- [5] DeMenthon D, Davis LS, Model-based object pose in 25 lines of code, *International Journal of Computer Vision*, 15: 123-141, 1995
- [6] Reaungamornrat S, Otake Y, Uneri A, Schafer S, Mirota DJ, Nithiananthan S, Stayman JW, Kleinszig G, Khanna AJ, Taylor RH, Siewerdsen JH, An on-board surgical tracking and video augmentation system for C-arm image guidance., *Int J Comput Assist Radiol Surg*. Apr 27. [Epub ahead of print], 2012
- [7] Matthäus L, Binder N, Bodensteiner C, Schweikard A, Closed-form inverse kinematic solution for fluoroscopic C-arms., *Advanced Robotics*, 21:8(869--886), 2007
- [8] Wang L, Fallavollita P, Zou R, Chen X, Weidert S, Navab N, Closed-form inverse kinematics for interventional C-arm X-ray imaging with six degrees of freedom: modeling and application., *IEEE Trans Med Imaging*. 31(5):1086-99, 2012

# Sichere Anwendbarkeit der EchoNavigator Software zur Fusion von Angiographie- und Echokardiographiebildern im Hybrid-Operationssaal

S Sündermann<sup>1</sup>, M. Gessat<sup>1,2</sup>, J. Grünenfelder<sup>1</sup>, R. Corti<sup>3</sup>, P. Biaggi<sup>3</sup>, C. Felix<sup>4</sup>, V. Falk<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Klinik für Herz- und Gefässchirurgie, Universitäts Spital Zürich, Zürich, Schweiz

<sup>2</sup> Computer Vision Laboratory, Eidgenössische Technische Hochschule (ETH) Zürich, Zürich, Schweiz

<sup>3</sup> Klinik für Kardiologie, Universitäts-Spital Zürich, Zürich, Schweiz

<sup>4</sup> Institut für Anästhesiologie, Universitäts-Spital Zürich, Zürich, Schweiz

Kontakt: [simon.suendermann@usz.ch](mailto:simon.suendermann@usz.ch)

## Abstract:

Die Standardtherapie zur Behandlung der Mitralklappeninsuffizienz ist die chirurgische Rekonstruktion. Daneben gibt es für Hochrisikopatienten mit dem MitraClip (Abbott Vascular Inc. Menlo Park, CA, USA) eine katheterbasierte Alternative. Hierbei kann auf den Einsatz der Herzlungenmaschine und den Herzstillstand verzichtet werden. Die Positionierung des Clips ist komplex und abhängig von adäquater Bildgebung wie transoesophageale Echokardiographie und Angiographie. Der EchoNavigator, eine prototypische Software, fusioniert beide Verfahren und soll dadurch u.a. die Navigation des MitraClips und die transseptale Punktion erleichtern. Bei 20 Patienten wurde die Software eingesetzt. Allen Eingriffen konnten sicher und komplikationslos durchgeführt werden. Der Eingriff an sich wurde nicht durch den Einsatz des EchoNavigator beeinträchtigt. Zusammenfassend konnte die Software sicher eingesetzt werden und die Navigation des Katheters erleichtert werden.

Schlüsselworte: EchoNavigator, MitraClip, Mitralklappenrekonstruktion

## 1 Problem

Die Mitralklappeninsuffizienz ist die zweithäufigste Herzklappenerkrankung nach der Aortenklappenstenose. Die Standardtherapie ist die chirurgische Rekonstruktion oder, falls diese nicht möglich ist, der Ersatz der Klappe. Die Operationsergebnisse der Rekonstruktion sind i.d.R. ausgezeichnet [1]. Jedoch sind für die Operation die Verwendung der Herzlungenmaschine und ein Herzstillstand notwendig. Daher ist der Eingriff für bestimmte Hochrisikopatienten zu gefährlich [2]. Ein alternativer Therapieansatz ist eine Katheter gestützte Versorgung der Insuffizienz mit dem MitraClip (Abbott Vascular Inc. Menlo Park, CA, USA). Der MitraClip wird transvenös in den rechten Vorhof und über eine Punktion des Vorhofseptums im Bereich des Foramen ovale in den linken Vorhof geführt. Dort wird der Clip auf die Mitralklappenebene gesteuert und dazu verwendet, die beiden freien Ränder der Mitralklappensegel miteinander zu verbinden („edge-to-edge“ Technik). Dadurch entstehen eine doppelte Öffnung der Mitralklappe und eine Reduktion der Mitralklappeninsuffizienz [3]. Die Navigation des Katheters geschieht anhand zwei- und dreidimensionaler echokardiographischer und zweidimensionaler angiographischer Bilder. Daher muss der Eingriff in einem Hybrid-Operationssaal von einem erfahrenen „Heart Team“ bestehend aus Kardiologen, Chirurgen und Anästhesiologen durchgeführt werden. Trotz der fortgeschrittenen Bildgebungstechniken wie dreidimensionale Echokardiographie ist die Navigation des Clips im schlagenden Herzen schwierig. Insbesondere die Lokalisation der Punktionsstelle für die Passage des Vorhofseptums ist entscheidend. Um diese zu verbessern entwickelt Philips Healthcare (Best, Niederlande) die EchoNavigator Software, welche zur Fusionierung von zweidimensionalen Angiographiebildern und zwei- und dreidimensionalen Bildern der transoesophagealen Echokardiographie (TEE) genutzt wird. Hierfür wird eine automatische Erkennung der Lokalisation der TEE-Sonde in den Angiographiebildern verwendet um TEE-Bilder in Echtzeit mit diesen zu registrieren. Diese wird bei den verschiedenen Stufen des Eingriffs verwendet um die Darstellung der TEE Bilder der Angulation des C-Bogens anzupassen. Ein Prototyp der Software wird im Rahmen einer Studie im Hybrid-Operationssaal eingesetzt. Diese Studie wurde durchgeführt, um zu untersuchen ob diese bildgebende Technik sicher bei der MitraClip Implantation eingesetzt werden kann und wie sich die Software auf die Operationszeit und die Durchleuchtungszeit auswirkt.

## 2 Methoden

Diese Studie wurde von den lokalen sowie nationalen Behörden genehmigt. Alle Patienten, welche in die Studie eingeschlossen wurden, haben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme gegeben. Insgesamt wurden 20 Patienten eingeschlossen, bei welchen die EchoNavigator Software verwendet wurde. Bei allen Patienten wurde der geplante Eingriff standardmäßig durchgeführt. Vor Beginn wurde der EchoNavigator gestartet und die automatische Erkennung der TEE-Sonde durchgeführt. Nach Erreichen des rechten Vorhofs wurde die gewünschte Punktionsstelle des Septums in der TEE-Darstellung gesetzt. Nach Punktion wurde mit einer weiteren Markierung die Zielposition für den MitraClip gesetzt. Beide Markierungen wurden sowohl im Ultraschallbild als auch in der Durchleuchtung dargestellt. Die Markierungen dienen als zusätzliche Hilfe bei der Navigation des Katheters (siehe Abbildung 1). Primärer Endpunkt war die sichere Anwendung der EchoNavigator Software.

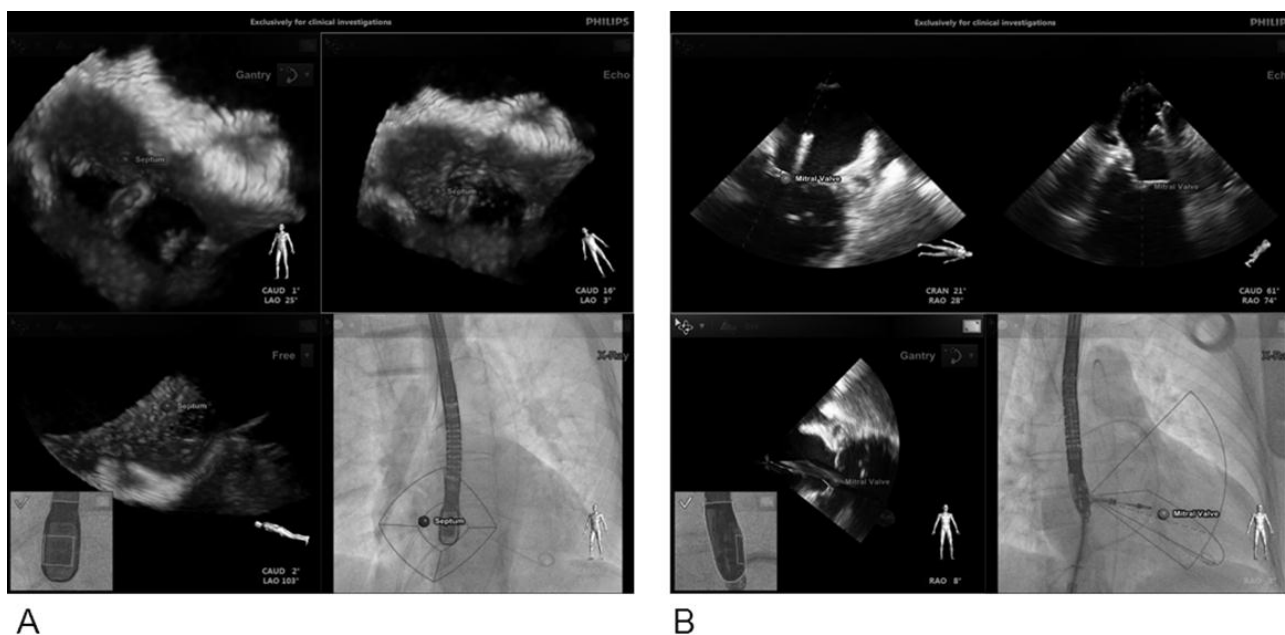


Abb. 1: A: EchoNavigator 3D-TEE zur Markierung der Punktionsstelle im Septum; B: EchoNavigator 2D-TEE mit Markierung der Mitralklappe zur Navigation des MitraClip Katheters.

## 3 Ergebnisse

Die EchoNavigator Software wurde bei 20 Patienten eingesetzt. Bei allen Patienten wurde die Software zur Navigation des Katheters verwendet ohne dass die Sicherheit des Eingriffes beeinträchtigt wurde. Die durchschnittliche Eingriffsdauer lag bei  $142 \pm 38$  min. Die durchschnittliche Strahlendauer und -dosis bei  $32 \pm 12$  min. respektive  $32 \pm 38$  mGy. Es zeigte sich eine Lernkurve zwischen den ersten und den letzten zehn Patienten anhand einer signifikant verringerten Angiographie und Bestrahlungsdauer. Alle Patienten konnten nach dem Eingriff hämodynamisch stabil auf die Überwachungsstation verlegt werden.

Alter (Jahre)	$77 \pm 9$
Anzahl implantierter Clips	80 % 1 oder 2, 20% drei oder mehr
Länge des Eingriffs erste 10 Patienten (min.)	$156 \pm 44$
zweite 10 Patienten (min.)	$129 \pm 27$
Angiographiezeit erste 10 Patienten (min.)	$34 \pm 15$
zweite 10 Patienten (min.)	$28 \pm 6$
Strahlendosis erste 10 Patienten (mGy)	$37.4 \pm 48.8$
zweite 10 Patienten (mGy)	$24.4 \pm 16.1$

Tabelle 1: Eingriffsparameter

## 4 Diskussion

Der Einsatz bildgebender Verfahren ist bei Herzkatheter gestützten Verfahren ein entscheidender Faktor. Jedoch bleibt die Navigation eines Katheters im schlagenden Herzen trotz moderner bildgebender Verfahren wie dreidimensionale Echokardiographie und Angiographie sehr komplex. Die Fusionierung der standardmäßig verwendeten bildgebenden Verfahren bietet die Möglichkeit, dies zu vereinfachen. Durch die Bedienbarkeit des Programms direkt durch den Operateur am Tisch ist eine hohe Benutzerfreundlichkeit gegeben. Die Koordination von Echokardiographie und Angiographie und damit die Kommunikation zwischen dem Echokardiographie-Untersucher und Operateur verbessern sich dadurch. Es ist jedoch eine Lernphase notwendig bis EchoNavigator selbstverständlich verwendet wird, da die Darstellung ungewohnt ist. Diese kann aber innerhalb einer kleinen Patientenzahl erreicht werden.

## 5 Referenzen

- [1] Seeburger J, Borger MA, Doll N, et al.; Comparison of outcomes of minimally invasive mitral valve surgery for posterior, anterior and bileaflet prolapse. Eur J Cardiothorac Surg 2009;36:532–8.
- [2] Maisano F, Godino C, Giacomini A et al.; Patient selection for MitraClip therapy impaired left ventricular systolic function. Minerva Cardioangiol. 2011 Oct;59(5):455-71.
- [3] Feldman T, Foster E, Glower DD et al.; Percutaneous repair or surgery for mitral regurgitation. N Engl J Med. 2011 Apr 14;364(15):1395-406. Epub 2011 Apr 4.



# Advances in Cranial Navigation

## 11. CURAC annual meeting 2012

A. Mert<sup>1</sup>, L. Shi Gan<sup>2</sup>, E. Knosp<sup>1</sup>, G.R. Sutherland<sup>2</sup>, S. Wolfsberger<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> Department of Neurosurgery, Medical University Vienna, Austria

<sup>2</sup> Department of Clinical Neurosciences, Division of Neurosurgery, University of Calgary, Canada

Contact: [ayguel.mert@meduniwien.ac.at](mailto:ayguel.mert@meduniwien.ac.at)  
[stefan.wolfsberger@meduniwien.ac.at](mailto:stefan.wolfsberger@meduniwien.ac.at)

### Abstract:

*The aim of this study is to assess the accuracy and applicability of an advanced cranial navigation setup. Therefore, continuous electromagnetic instrument navigation was employed in 136 neurosurgical cases using a standard navigation system. A phantom head in an intraoperative MRI environment was used to compare the accuracy of the advanced to the standard navigation setup. No significant difference was observed at the intracranial target points between the standard navigation setup using optic tracking, fiducial marker registration and pointer. Our data confirms that the application of preoperative imaging, surface-merge registration and continuous electromagnetic tip-tracked instrument navigation may provide a seamless integration of navigation systems into the neurosurgical operating workflow without significant reduction in accuracy compared to standard navigation.*

Key words: Cranial navigation, electromagnetic tracking, surface registration, instrument tracking

## 1 Problems

More than 25 years after its introduction by Roberts<sup>1</sup>, cranial navigation today is still most commonly performed by registration with fiducial markers, tracking with optic technology, and intermittent pointer-based intraoperative application in routine clinical settings. If navigation support is desired during a microsurgical procedure, the neurosurgeon interrupts the dissection and exchanges the current instrument for the pointer device. Care is taken to obtain an unobstructed line-of-sight between the pointer and the camera bar. This may require repositioning of the operating microscope or even removal of an endoscope from the operating field. An advanced cranial navigation technique will seamlessly translate into the operating workflow and provide optimal accuracy.

## 2 Methods

### Accuracy Test of Continuous EM Instrument Navigation

**Setup:** A phantom head made from high-density polyurethane foam was prepared with 7 self-adhesive radiopaque fiducial surface markers for point-to-point registration. A cross-shaped navigation target of 2 acrylic plastic bars containing 22 surface drill-holes was affixed in the center of the phantom head and served as checkpoint. The phantom head was fixed in a metal-free skull clamp.

For optic navigation, a pointer device with 5 infrared light reflecting spheres on its handle was available. For EM navigation, a pen-shaped rigid pointer or a flexible wire (length 23.7 cm) with two coils at its tip was used. Originally designed for shunt catheter placement<sup>2</sup>, this so-called “stylet” can alternatively be inserted in hollow instruments such as suction devices, endoscopes and biopsy needles. For testing the accuracy within a metal instrument, we inserted the EM stylet into a standard single-use metal suction.

A CT-scan of the phantom head was acquired and imported into the navigation system. The 7 fiducial marker positions were stored for registration. First, separate target points were assigned to the 22 drill-holes of the acrylic bars using the CT scans. Then, the navigation probe was inserted into the drill-holes and the distance between the actual tip position and the predefined target point was measured by the system (Cranial 2.2 software) and recorded as the target error. The experiment was performed in an operating suite equipped with a ceiling-mounted 3T MR scanner (IMRIS, Winnipeg, Canada).

**Accuracy tests:** Initially, the accuracy of a standard navigation setup (optic tracking, fiducial marker registration, pointer device) was calculated. Then, the advanced navigation setup was introduced stepwise to assess potential sources of inaccuracy: First, EM replaced optic tracking. Then, surface-merge replaced fiducial markers; next, the tracking device was exchanged from pointer to stylet. To complete the advanced setup, we introduced the stylet into the suction tube. Then, the MR magnet was brought closer to the experiment setup (between 5 and 50 Gauss line) and the accuracy tests were repeated. To simulate an intraoperative MR scan the EM system was removed/re-attached and the accuracy checked.

From 3 passes of each navigation setup the root mean square error (RMSE) was calculated. After registration, the error was calculated by the system only for point-to-point, not for surface-based registration. We used the students T-test to compare the target RMSE of the different steps of the advanced navigation with the standard setup. A p-value of <0.05 was considered significant.

### **Clinical Experience**

The advanced navigation was used in 136 routine cranial neurosurgical cases with the following setup:

**Electromagnetic tracking:** The EM patient reference tracker was attached to the patient's head via the skull clamp or directly to the skin depending on the type of procedure. In cases performed within the iMRI suite, it was fixed to a non-ferromagnetic skull clamp via a custom-made repositioning device. This tool allowed realignment of the reference tracker after MR imaging, which requires temporary removal of the entire EM equipment. The EM field emitter was typically positioned horizontally on any side of the patient between shoulder and skull clamp at around 25 cm distance to reference tracker and operating field.

**Multimodality retrospective image application:** As registration was performed without skin fiducials, retrospective scans were employed routinely.

**Surface-based registration:** Patient-to-image registration was performed using the surface-based method provided by the system. Thereby, 3 specified points and 350 arbitrary surface points widely distributed over the patient's head were collected with a surface probe. As the system does not calculate registration error, anatomic landmark checks were performed routinely at 7 points (nasion and lateral canthus, philtrum/nose angle, groove medial to tragus<sup>3</sup>).

**Continuous instrument navigation.** For intraoperative application the EM stylet was inserted into hollow instruments for continuous tip-tracked instrument navigation. Anatomic landmark checks were repeatedly performed during surgery to detect potential target error and consequently abandon navigational guidance.

## **3 Results**

### **Accuracy Test**

Seven navigation setups were evaluated for accuracy. The standard navigation setup (optic tracking, fiducial marker registration, pointer-based navigation) revealed an error for registration of 0.2 mm (0.2 – 0.3 mm) and of 0.7 mm (0.4 – 1.0 mm) at the target points. Changing to EM navigation, a submillimetric increase in error was observed for registration (RMSE 0.4 mm, range 0.2 – 0.5 mm) but not for targeting. During the stepwise transition to the complete advanced setup (EM tracking, surface-based registration, navigation of stylet in a metal suction tube), no significant changes in accuracy were observed at the target points (RMSE 0.7 mm, range 0.3 – 1.2 mm).

When the experiment was performed closer to the iMRI magnet (within the 5 and outside the 50 Gauss line), we observed a significant decrease in accuracy (RMSE 0.9 mm, range 0.7 – 1.3 mm). Accuracy decreased even more when the patient reference tracker was temporarily removed during acquisition of an iMRI and subsequently repositioned in its holder. In sum, no significant difference in target accuracy was noted between standard navigation versus the proposed advanced navigation setup when performed outside the iMRI 5 Gauss line.

### **Clinical Experience**

Continuous EM instrument navigation was feasible and accurate in all but six cases of 136, which were performed during the initial month after the installation (3/6 ferromagnetic interference, 2/6 movement of skin-attached patient reference tracker, 1/6 patient movement in skull clamp during awake surgery). After an initial learning curve, no difference in setup time was found between standard and advanced navigation setup.

Besides catheter placement (n=9), continuous EM instrument navigation was used in the following procedures:

- (1) Intracranial microsurgical tumor resection (n=71). In 8 cases of microsurgical tumor resection, the EM stylet was mounted to the suction tool of the neuroArm neurosurgical robot (IMRIS, Winnipeg, Canada). The neurosurgeon controlling the robot was able to observe the current robot working position onscreen at the workstation outside the operating room.
- (2) Endoscopic transsphenoidal surgery (n=46).
- (3) Intracranial endoscopy (n=6).

(4) Biopsy (n=4).

### Accuracy

**Registration techniques:** Previous studies on the different methods of registration using optic tracking have shown that besides bone-screws (error  $0.23 \pm 0.03$  mm under lab conditions<sup>4</sup>) that are not applicable in the routine clinical setting, skin fiducial marker registration provides the highest accuracy (error 1.1 – 4.0 mm<sup>5,6,7</sup>). Registration relying solely on anatomic landmarks had the lowest accuracy (3.2 – 3.9 mm<sup>6,8</sup>), and registration based on surface points was found to provide intermediate accuracy ( $3.3 \pm 1.65$  mm<sup>6</sup>). Our phantom accuracy experiment revealed an equally low calculated error for registration (mean error 0.2 – 0.4 mm) with optic and EM navigation<sup>4</sup>. Our submillimetric higher mean target error of 0.7 mm corresponds well to the previous lab experiments<sup>4,9</sup> given the fact that we used fiducial marker or surface-based registration, not bone screws. We did not find any significant difference in target error between fiducial marker and surface merge registration.

**Navigation imaging:** Previous studies have reported higher accuracy when using CT scan for patient registration than MR images due to small inhomogeneities of the magnetic field<sup>8,10</sup>. In cases when high accuracy was needed, such as frameless biopsies of small targets, we always used a fusion of CT scan for registration and MR for target selection.

**Tracking techniques:** Few studies comparing optic versus EM tracking exist. In the experiment of Kral et al<sup>9</sup> optical tracking was significantly more accurate than EM tracking (median target error 0.12 mm versus 0.37 mm, respectively,  $p < 0.001$ ). However, they used fiducial marker registration and bone affixed screws as targets. In contrast, we did not find a significant difference between optical and EM tracking (mean target error 0.7 versus 0.6 mm, respectively). In our experience, evaluation of accuracy in the submillimetric range is limited by the display resolution when manually defining target points. It is of note that the highest accuracy (error  $\leq 0.5$  mm<sup>9</sup>) was always found in the center of the phantom, whereas the highest error (up to 1.2 mm) was encountered in the target points at the periphery of the EM field. Therefore, we recommend positioning the EM emitter approximately 25 cm distant and pointing to the center of the surgical target for highest accuracy.

## 4 Discussion

### Integration into surgical workflows

The ergonomic advantage of the presented setup lies in the seamless integration into the surgical workflow. While the surgeon operates with the accustomed suction fitted with the EM stylet, the tip of the suction continually updates on the navigation screen, always providing information about the distance to tumor border, eloquent fibre tracts and surrounding structures. In contrast, in standard optic pointer-based navigation the surgeon has to interrupt dissection and exchange the current instrument with the navigation pointer and check for free line-of-sight. The EM stylet can both be inserted into the suction tube and be introduced into the working channel of an endoscope. In ventriculostomy cases, the endoscope can then be advanced under EM guidance through the intervertebral foramen. Once the endoscope is in the appropriate position inside the third ventricle, the EM stylet can be advanced further to puncture the target point under direct endoscopic view and EM guidance.

Although navigation of instruments with the EM stylet inside metal tubes has been reported<sup>11</sup>, we are unaware of literature reporting the inaccuracy of this setup. Our results show equal accuracy between standard navigation and our advanced navigation setup. Further, this is the first report on accuracy tests of EM navigation in an iMRI environment. Outside the 5 Gauss line, no significant difference between optic and EM navigation was observed. As expected, the higher magnetic field (just inside the 5 Gauss line) led to decreased accuracy of the EM navigation.

### Setup and learning curve

The introduction of EM navigation possesses a learning curve. This is reflected by the erroneous six cases in our series, which all occurred within the first months of the experiment. Within the scope of this project we have acquired knowledge about the optimal setup of EM navigation. First, no metal parts should reside between emitter and patient tracker. Second, the EM field emitter does not need to be fixed to the patient's head but can be manually re-adjusted during registration or during surgery in case of bad communication with the system. Third, the patient reference tracker needs to be firmly fixed to the patient's head throughout the procedure. If no rigid head fixation with a skull clamp is desired, this can be achieved either by a skull-mounted tracker via 2 bone screws. Alternatively, a skin-adhesive tablet-shape patient tracker is available. If the patient's head is fixed in a skull clamp, the adhesive patient tracker can be attached to the clamp either with a distance of approximately 4 cm (in case of a metal skull clamp) or to the clamp directly (in case of non-ferromagnetic clamp). We routinely use the latter configuration as it provides maximum accuracy. Finally, although our study shows that EM navigation can be safely and accurately employed in the iMRI environment, execution of an intraoperative scan requires removal of all parts of the EM navigation setup. Although the position can

be marked or a holding device can be left in place, it is of note that reattachment of the patient reference tracker is prone to considerable inaccuracy.

### Dedicated EM Instruments

As EM navigation is relatively new to the field of neurosurgery, current equipment can be improved and the development of dedicated EM instruments is necessary. Therefore, we advocate the design of dedicated EM instruments for neurosurgery such as microneurosurgical suctions which include the EM coils around the tip wall of the suction tube.

### Conclusion

Continuous instrument navigation is the prerequisite for seamless integration of navigation systems into the neurosurgical operating workflow. Our data confirms that the application of preoperative imaging, surface-merge registration and continuous electromagnetic tip-tracked instrument navigation provides such integration without significant reduction in accuracy compared to standard optic navigation with skin fiducials. Further, the proposed advanced navigation setup was tested with equally high accuracy in the safety zone of the intraoperative MR environment outside the 5 Gauss line. However, technical refinements of navigated instruments are required.

## 5 References

- [1] Roberts DW, Strohbehn JW, Hatch JF, Murray W, Kettenberger H. A frameless stereotaxic integration of computerized tomographic imaging and the operating microscope. *J. Neurosurg.* 1986;65(4):545–549.
- [2] Hayhurst C, Byrne P, Eldridge PR, Mallucci CL. Application of electromagnetic technology to neuronavigation: a revolution in image-guided neurosurgery. *J. Neurosurg.* 2009;111(6):1179–1184.
- [3] Wolfsberger S, Rössler K, Regatschnig R, Ungersböck K. Anatomical landmarks for image registration in frameless stereotactic neuronavigation. *Neurosurg Rev.* 2002;25(1-2):68–72.
- [4] Brinker T, Arango G, Kaminsky J, et al. An experimental approach to image guided skull base surgery employing a microscope-based neuronavigation system. *Acta Neurochir (Wien).* 1998;140(9):883–889.
- [5] Paraskevopoulos D, Unterberg A, Metzner R, Dreyhaupt J, Eggers G, Wirtz CR. Comparative study of application accuracy of two frameless neuronavigation systems: experimental error assessment quantifying registration methods and clinically influencing factors. *Neurosurg Rev.* 2011;34(2):217–228.
- [6] Pfisterer WK, Papadopoulos S, Drumm DA, Smith K, Preul MC. Fiducial versus nonfiducial neuronavigation registration assessment and considerations of accuracy. *Neurosurgery.* 2008;63(3):201–207.
- [7] Wolfsberger S, Czech T, Knosp E. [Pituitary adenomas: neurosurgical treatment]. *Wien. Klin. Wochenschr.* 2003;115 Suppl 2:28–32.
- [8] Wolfsberger S, Rössler K, Regatschnig R, Ungersböck K. Anatomical landmarks for image registration in frameless stereotactic neuronavigation. *Neurosurg Rev.* 2002;25(1-2):68–72.
- [9] Kral F, Puschban EJ, Riechelmann H, Pedross F, Freysinger W. Optical and electromagnetic tracking for navigated surgery of the sinuses and frontal skull base. *Rhinology.* 2011;49(3):364–368.
- [10] Maciunas RJ, Fitzpatrick JM, Gadamsetty S, Maurer CR. A universal method for geometric correction of magnetic resonance images for stereotactic neurosurgery. *Stereotact Funct Neurosurg.* 1996;66(1-3):137–140.
- [11] Harrisson SE, Shooman D, Grundy PL. A prospective study of the safety and efficacy of frameless, pinless electromagnetic image-guided biopsy of cerebral lesions. *Neurosurgery.* 2012;70(1 Suppl Operative):29–33; discussion 33.

# Optical coherence tomography as a tracking device for OCT guided laser cochleostomy: algorithm and first results

Yaokun Zhang<sup>1</sup>, Tom Pfeiffer<sup>2</sup>, Jia Ding<sup>1</sup>, Wolfgang Wieser<sup>2</sup>, Marcel Weller<sup>3</sup>, Robert Huber<sup>2</sup>, Joerg Raczowsky<sup>1</sup>, Heinz Woern<sup>1</sup>, Thomas Klenzner<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Institute for Process Control and Robotics (IPR), Karlsruhe Institute for Technology, Karlsruhe, Germany

<sup>2</sup> Chair for BioMolecular Optics at the Ludwig-Maximilians-Universität München, München, Germany

<sup>3</sup> Department of Oto-Rhino-Laryngology, Düsseldorf University Hospital, Düsseldorf, Germany

contact: yaokun.zhang@kit.edu

## Abstract:

Conventional optical tracking systems have accuracy on the scale of several hundred micrometers. This is insufficient for an optical coherence tomography (OCT) guided laser cochleostomy which requires a much higher accuracy. In this paper, we evaluate the use of OCT itself as a tracking device by locating artificial landmarks generated around the cochleostomy. The results of the first experiments indicate that it is possible to achieve a mean absolute error of ca. 30 $\mu$ m for a single landmark using the proposed algorithm. An even smaller error is expected when at least 3-4 landmarks are used for the 3D tracking. The algorithm can be also used for the calibration and registration between the OCT and the laser ablation systems.

**Key Words:** optical tracking, optical coherence tomography, laser cochleostomy, calibration

## 1 Problem

Cochleostomy is a vital step of cochlear implantation (CI) to create an insertion channel on the cochlea for the electrode array of the implant. The feasibility of using a pulsed CO<sub>2</sub>-laser to ablate hard tissue has been proven during the last years [1-5]. It can therefore be used to perform the cochleostomy by ablating the insertion channel pulse for pulse directly (figure 1a). With an axial resolution on the micrometer scale [6], optical coherence tomography (OCT) is a promising candidate for monitoring the bottom of the drilled channel. Recent research and our own experiments have confirmed that OCT can penetrate more than half a millimeter into compact bone tissue [7,8] and visualize the structure of the inner ear beneath the bone surface [9-11], for example the boundary between the lining membrane and perilymph (figure 1b). The combination of these techniques results in a closed loop control by guiding the laser cochleostomy system using OCT, where the laser ablation pattern is planned online according to the position of detected critical structures and avoid injury to them.

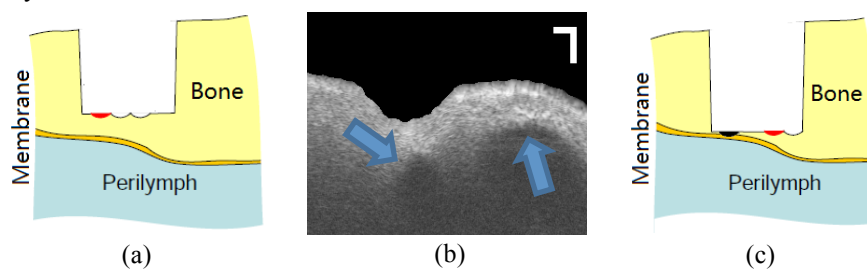


Figure 1 (a) Illustration of laser cochleostomy [5]. The diameter of the channel is ca. 1mm and the spot diameter is  $\sim 200\mu$ m; (b) an OCT B-Scan of a fresh pig cochlea during cochleostomy, in which the boundary between lining membrane and perilymph can be clearly seen. White bar = 250 $\mu$ m; (c) with tracking accuracy on the scale of several hundred micrometers, a planned pulse (red spot on the right) might be shot erroneously onto lining membrane (black spot on the left). Modified from [5].

After being navigated to an appropriate position, the laser system and patient should be fixed during the ablation process. Nevertheless, mechanical contact to the patient (e.g. squirting and aspirating water spray) or the laser system (e.g. switching to OP-microscope for a manual check of the cochleostomy) can easily cause a relative movement on the scale of hundred microns or even more. To ensure a maximum safety, the patient and laser system should be tracked.

Conventionally, a marker based optical tracking system, for example the NDI Polaris family, ARTTRACK etc., is considered to be the gold standard for such a case. Generally, these systems provide average accuracy of 0.25-0.3mm for

each tracked object. Considering the 200 $\mu$ m spot diameter of the CO<sub>2</sub> laser system we are using, this is already more than a whole spot off and in the worst case up to three times the spot size while tracking the patient and laser scanning optics simultaneously. This is critical because the laser pulse might be shot erroneously onto the lining membrane of sensible structures (e.g. the cochlea membranes) instead of the planned position on the remaining bone tissue (figure 1b). The distance between the marker and the cochleostomy would magnify the tracking error and make the situation worse.

Therefore, a more accurate tracking system is mandatory for our particular application. In this paper, we propose and evaluate the use of the OCT system itself as a tracking device with a much higher accuracy.

## 2 Methods

Eilers et. al. have proposed a highly accurate multimodal registration method between OCT and flat panel volume computerised tomography (fpVCT) based on comparing the internal structure of the scanned volume [12, 13]. In theory, the tracking during cochleostomy can be realized by the registration of two sequential OCT volumes applying this method. However, the cochlea consists of compact bone and is relatively homogenous without many internal structures. Moreover, storing and comparing the whole 3D volume is not efficient enough to achieve an acceptable tracking speed.

### 2.1 Tracking Concept

The idea to solve the above problems is simple: subsequent tracking only makes use of the 2D terrain information of the target surface obtained from the OCT data instead of the whole 3D volume. Furthermore, several artificial landmark holes are generated using either laser or burr around the cochleostomy (figure 2a) shortly before starting the ablation process. By locating and comparing the position of these landmarks instead of matching the whole surface, the channel can be tracked. The following criteria have to be satisfied while generating the landmarks:

1. No critical structures are injured.
2. The size of the holes is sufficiently large to be distinguished from roughness of the original surface.
3. The macroscopic curvature of the original surface should not be very large.

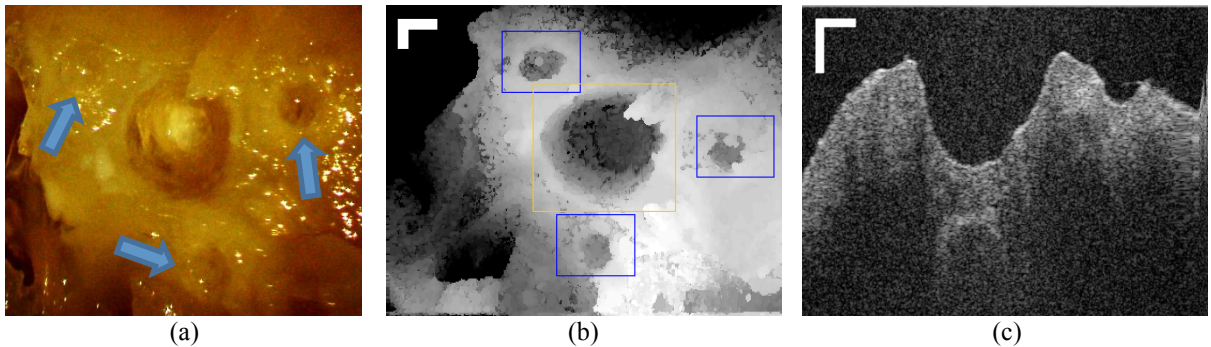


Figure 2 (a) OP-microscope image of the artificial landmarks drilled around the cochleostomy on a human cochlea with diameters of ca. 500 $\mu$ m; (b) the region of interest (yellow grid in the center) that covers the cochleostomy and the search range of the landmarks (blue grids) under OCT (en face mode); (c) an OCT B-Scan showing the cochleostomy and the landmark hole on the right of the cochleostomy in (a) and (b). White bars = 500 $\mu$ m in the air.

It is further assumed that the movement of the patient is limited to the millimeter range. Given a maximum possible displacement of the patient during each tracking loop, a search range centered at the previous position of each landmark is determined individually (figure 2b). The OCT will only scan the search ranges of the landmarks to reduce the amount of data and computing time. In the next section, an appropriate algorithm calculates the position of each landmark within a given search range will be explained.

### 2.2 Landmark Locating Algorithm

The first step of locating the landmark is the segmentation of the surface within the search range. Known as “ultrasound with light” and measuring the intensity of light echo, OCT images always have stronger intensity on media boundaries while only noises can be measured in the air (figure 2c). Therefore, the most superficial air-bone interface can be easily detected by calculating the vertical gradient of the image and searching for the first position where the gradient exceeds some threshold. Being independent of each other, the different scales in transversal and axial direction in the OCT volume are adjusted in this step.



The position of the searched landmark is then defined as the centroid of all the surface vertices within its 2D boundary on the bone surface. Due to the criterion 3 in section 2.1, a plane can be fitted to the surface and subtracted from it, so that the surface is macroscopically leveled. The vertical coordinates of the surface are then regarded as gray value and normalized to the range from 0 to 255, which results in a gray scale top view image (figure 3a). The conventional boundary detection and pattern recognition algorithms can be now applied to this image.

By multiplying the first and second derivative of the gray value of each pixel, the position of all potential boundary pixels can be extracted [14]. From figure 2c can be concluded that the candidate boundary pixels of a landmark always have negative second derivatives. Eliminate the non-candidate ones and the resulting landmark boundary appears to be a quasi-circular object (figure 3b), whose radius  $R$  can be roughly estimated. A common method to determine the center of such an object is to calculate its cross correlation with a circular pattern having the same radius and search for the position with the maximal value [15]. Considering the non-regular boundary shape of the landmark partially covered by drilling debris (see figure 3a) and the estimated radius of the circular pattern, a ring-shaped tolerance range surrounding the resulting center is defined. Only the pixels within this range are considered to be valid boundary pixels (figure 3b).

An ellipse is then obtained using least square fitting to these pixels. A new ring shaped tolerance range surrounding the center of the resulting ellipse can be defined again. Repeat the ellipse fitting and redefinition of the tolerance range until the difference between the ellipse centers of two sequential iterations is smaller than a given threshold or the maximal iteration is reached. The ellipse obtained from the last iteration is finally regarded as the landmark boundary. Each surface vertex within this ellipse is given a weight based on the area of its adjacent surface polygons and the centroid can be then calculated (figure 3c).

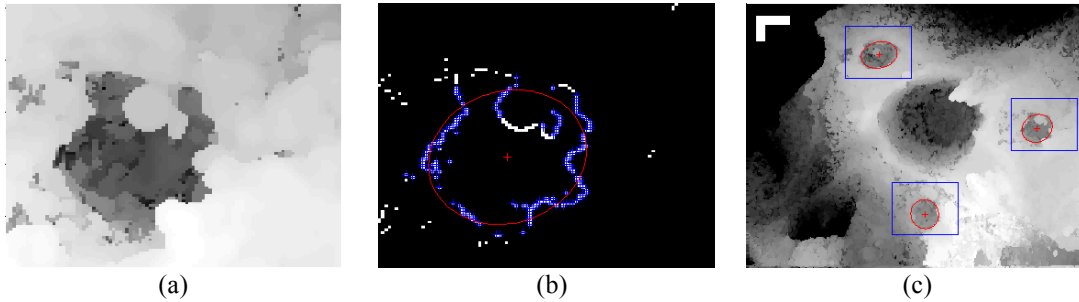


Figure 3 (a) gray value top view image of the landmark on the right of the cochleostomy in figure 2a and b; (b) extracted boundary pixels, detected center of the boundary (red cross in the middle), valid boundary pixels within the tolerance range (blue crosses) and ellipse fitted to the valid pixels; (c) results of the algorithm. White bar = 500 $\mu$ m.

### 3 Results

In figure 3c, the landmarks are precisely located on macroscopic scale. For a quantitative evaluation, two groups of experiments were conducted. For the first group, surface profiles of landmarks with different shapes (Gaussian and half sphere shaped) and incident angles were manually generated (figure 4a). The diameter and depth were 12 and 4 pixels respectively and their centroids were analytically calculated based on the geometry as reference results. For the second group, landmark craters were ablated using a single laser pulse on flat bovine bone specimen with a surrounding square shaped reference grid (figure 4b). The crater was ca. 130 $\mu$ m deep with a diameter of ca. 200 $\mu$ m and located exactly at the center of the grid. Two specimens with manually polished surface and original rough periosteum were prepared.

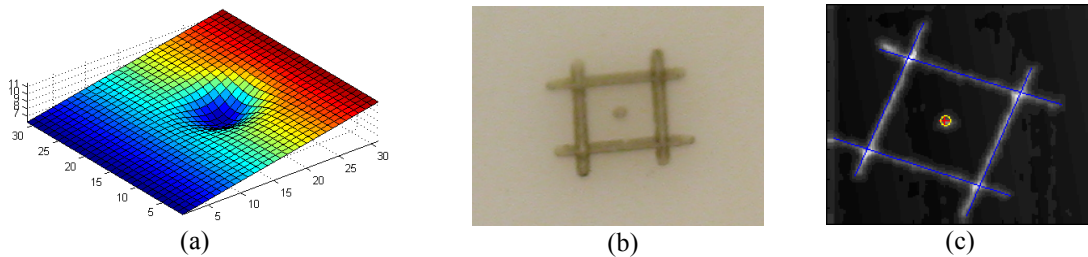


Figure 4 (a) a simulated Gaussian shaped test landmark with an incident angle of 10 $^{\circ}$ ; (b) a test landmark crater ablated at the center of a reference grid using a CO<sub>2</sub> laser; (c) the reference result (yellow circle) obtained by recognizing the grid using Hough transform (blue lines) and the result of the proposed algorithm (red cross).



After the detection of the four edges using Hough transform in the OCT images scanned with different incident angles, the center point of the grid on the original surface can be easily obtained. The offset from the surface to the centroid is calculated based on the 3D surface profile generated using a confocal microscope (NanoFoucs AG., Germany. Accuracy  $\sim 1\mu\text{m}$ ). Subtracting this offset from the center of the reference grid, reference centroids are obtained (figure 4c).

For both groups, the stopping criterion of the iteration is set to 0.25 pixel size. The algorithm terminates after 2.89 iterations on average and maximal 5 iterations. The differences between the results of the algorithm and reference centroids are listed in table 1.

Table 1 difference and mean absolute error between the results of the algorithm and the reference centroids.

Group	shape/surface	0°	5°	10°	15°	20°	25°	30°	MAE
I	Gaussian	0.73	0.73	0.81	0.62	0.52	0.60	0.66	0.67
	half sphere	0.23	0.27	0.36	0.37	0.55	0.55	0.48	0.40
II	polished	16.67	13.23	4.95	29.54	57.21	19.55	27.50	24.09
	periosteum	22.42	35.82	21.12	31.26	62.17	29.97	28.77	33.07

## 4 Discussion

For the simulated landmarks, the mean absolute errors to the analytical reference centroids lie in sub-pixel range. The half sphere shaped landmarks with sharper boundary appear to have higher accuracy than the Gaussian shaped ones. For the real landmarks in the second group, the mean absolute error to the estimated reference centroids is around  $30\mu\text{m}$ . The roughness of the original surface has slight negative influence on the accuracy. No dependency of the error on the incident angle can be concluded from either of the two groups. With these first results, we expect an even smaller global tracking error when at least 3-4 landmarks are used for the 3D tracking. It should be noticed that the current experiments are based on OCT data alone and an external reference system is required for the further evaluation of the tracking accuracy. Considering the demanding condition in the real surgery, for example landmarks partially covered by blood or ablation debris (figure 3a) etc., robustness tests and further improvements of the algorithm are necessary.

A sequential MATLAB version of the algorithm needs ca. 300ms for locating each landmark on an Intel Pentium Dual-Core E5300@2.6GHz with 2GB RAM Linux platform. Further optimization and parallelization of the algorithm is vital to achieve an acceptable tracking rate. Landmarks with different dimensions and specialized geometric shape can be easily ablated using the  $\text{CO}_2$  laser system (figure 5a). By replacing the patterns used for the cross correlation and fitting, the algorithm can be easily adapted to the different landmark geometry. An optimal landmark size and shape regarding the accuracy and efficiency of the tracking will also be studied in the future work.

Being able to track the patient with extremely high precision, a calibration and registration between the OCT and laser ablation systems is still required, so that the ablation pattern planned in the OCT coordinate system can be precisely executed by the laser ablation system. This may also be done easily by ablating a calibration pattern shown in figure 5b and detecting the position of each crater using the proposed algorithm.

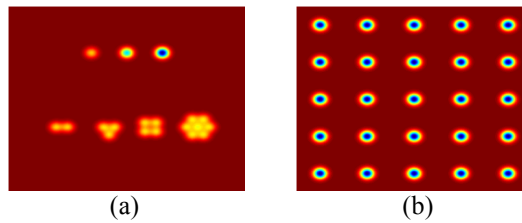


Figure 5 Simulation of (a) landmark holes with different dimensions (first row) and geometric shapes (second row); (b) pattern for calibration and registration between OCT and laser ablation system.

Summarized, the proposed concept makes it possible to use OCT itself as a highly accurate tracking device during OCT guided laser cochleostomy without any additional hardware.

## Acknowledgements

This research was sponsored by the German Research Foundation project OCT-LABS (DFG - WO720/25-1, KL2113/1-1, HU1006/2-1).

## References

- [1] M. Ivanenko, R. Sader, S. Afilal, M. Werner, M. Hartstock, C. Hänisch, S. Milz, W. Erhardt, H. Zeilhofer, P. Hering.: In vivo animal trials with a scanning CO2 laser osteotome, *Lasers in Surgery and Medicine*, Vol. 37, Issue 2, pp. 144–148, Aug. 2005.
- [2] M. Frentzen, W. Götz, M. Ivanenko, S. Afilal, M. Werner and P. Hering.: Osteotomy with 80-µs CO2 laser pulses – histological results. *Lasers in Medical Science*, Vol. 18, Number 2 (2003), 119-124.
- [3] Klenzner T, Knapp FB, Schipper J, Raczkowsky J, Woern H, Kahrs LA, Werner M, Hering P. High precision cochleostomy by use of a pulsed CO2 laser. *Cochlear Implants Int.* 2009;10 Suppl 1:58-62.
- [4] Kahrs L.A., Burgner J., Klenzner T., Raczkowsky J., Schipper J., Woern H.: Planning and simulation of microsurgical laser bone ablation. *Int J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, Volume 5, Number 2 (2010), 155-162.
- [5] L. A. Kahrs: *Bildverarbeitungsunterstützte Laserknochenablation am humanen Felsenbein*. KIT Scientific Publishing, 2009.
- [6] Drexler, W., Fujimoto, J.G., *Optical Coherence Tomography*, Springer, 2008.
- [7] Ugryumova, Nadya; Matcher, Stephen J.; Attenburrow, Donald P.: Estimation of bone-mineral density from OCT image. *Proceedings of SPIE Volume 5316*, 128-135, 2004.
- [8] B.Colston, U.Sathyam, L.DaSilva, M.Everett, P.Stroeve, L.Otis, "Dental OCT" *Opt. Express* 3, 230-238 (1998).
- [9] Pau HW, Lankenau E, Just T, Hüttmann G.: Optical coherence tomography as an orientation guide in cochlear implant surgery? *Acta Otolaryngol.* 2007 Sep;127(9):907-13.
- [10] Pau HW, Lankenau E, Just T, Hüttmann G.: Imaging of Cochlear Structures by Optical Coherence Tomography (OCT). *Laryngorhinootologie.* 2008 Sep;87(9):641-6. Epub 2008 Apr 17.
- [11] Lin J, Staecker H, Jafri MS.: Optical coherence tomography imaging of the inner ear: a feasibility study with implications for cochlear implantation. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2008 May;117(5):341-6.
- [12] H. Eilers, M. Wienke, T. Ortmaier, O. Majdani, M. Leinung: Multimodal image registration of VCT and OCT images: a step towards high accuracy in surgical navigation. *Int J CARS* (2009) 4 (Suppl 1):S124–S133.
- [13] J. Diaz Diaz, H. Eilers, A. Niemann, M. Leinung, O. Majdani, T. Ortmaier: Multimodale Bildregistrierung von fpVCT- und OCT-Daten zur Realisierung hochgenauer medizinischer Navigation. *CURAC*, 2010.
- [14] R.Gonzalez, R.Woods: *Digital Image Processing*, 2nd edition, Publishing House of Electronics Industry, 2002.
- [15] Marco Alexander Treiber: *An Introduction to Object Recognition*. Springer-Verlag London Limited 2010.

# Automatisierte Überwachung der Laserosteotomie mittels optischer Kohärenztomographie

A. Fuchs<sup>1</sup>, D. Kundrat<sup>1</sup>, M. Schultz<sup>2</sup>, A. Krüger<sup>2</sup>, T. Ortmaier<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Leibniz Universität Hannover, Institut für Mechatronische Systeme, Hannover, Germany

<sup>2</sup>Laser Zentrum Hannover e.V., Hannover, Germany

Kontakt: alexander.fuchs@imes.uni-hannover.de

## Abstract:

Den Vorteilen der Laserchirurgie (kontaktfreie Bearbeitung, beliebige Geometrien, hohe Genauigkeit) steht bislang die fehlende Tiefeninformation während des Gewebeabtrags gegenüber. Ein optischer Aufbau mit vereintem Strahlengang eines Er:YAG-Lasers zur Gewebearbeitung und einer optischen Kohärenztomographie bietet die Möglichkeit zur In-situ-Abtragsüberwachung. Der präsentierte Lösungsansatz beinhaltet eine automatische Oberflächensegmentierung sowie eine Auswertung der Ablationsgeometrie. Mit einem Vergleich zwischen Soll- und Ist-Tiefe lassen sich nachfolgende Bearbeitungsschritte präzise planen und zukünftig ein Regelkreis zur Abtragssteuerung schließen.

*Schlüsselworte: Laserosteotomie, Segmentierung, Ablationsüberwachung*

## 1 Problem

Der Einsatz von Lasern in chirurgischen Anwendungen erreicht aufgrund von kontaktfreier Bearbeitung, beliebigen Abtragsgeometrien und hohen Genauigkeiten eine immer größere klinische Akzeptanz [1, 2]. Die Wahl idealer Laserparameter (u.a. Wellenlänge, Fokusbereich, Pulsdauer, -energie und -frequenz) ist Voraussetzung für den erfolgversprechenden Lasereinsatz. So lassen sich einerseits Abtragsrate und Genauigkeit optimieren, während andererseits Kollateralschäden wie Koagulation und Karbonisierung minimiert werden [3, 4]. Die Effektivität der Laser-Gewebe-Interaktion und das daraus resultierende Abtragsvolumen hängen direkt von den optischen und thermomechanischen Eigenschaften des Zielgewebes ab, welche wiederum vom intrazellulären Wassergehalt beeinflusst werden [5]. Beschränkungen für den klinischen Einsatz einer computergestützten Laserablation ergeben sich bislang aus der fehlenden Information über die aktuelle Abtragstiefe während des Bearbeitungsfortschritts.

Eine Möglichkeit zur nicht-invasiven In-situ-Analyse des laserexponierten Gewebes bietet die optische Kohärenztomographie (OCT) [6]. Dieses Bildgebungsverfahren stellt zusätzlich zur Topologie des bearbeiteten Gebietes oberflächen-nahe Strukturen dar [7, 8]. Diese Eigenschaft macht die OCT in der Augenheilkunde zur Untersuchung von Netzhauterkrankungen zum Mittel der Wahl [9]. Auflösungen von etwa 10 µm und Eindringtiefen von bis zu mehreren Millimetern (abhängig von den optischen Eigenschaften der Probe) ohne physischen Kontakt ermöglichen eine Unterscheidung verschiedener Gewebeschichten. Die Kombination von OCT und chirurgischem Laser wurde zur manuellen, qualitativen Überwachung des Ablationsprozesses bei unterschiedlichen Hart- und Weichgeweben eingesetzt [10, 11].

Der Aufbau eines Laser-OCT-Systems mit einer starren Anordnung der beiden Laser zueinander und sich überlappenden Scanfeldern ermöglicht die In-situ-Vermessung des erreichten Ablationsfortschritts. Erste Untersuchungen mit diesem System adressierten zunächst die Möglichkeit zur Bestimmung der verbleibenden Knochendicke am Ablationsgrund [12]. Dabei konnten Restdicken von einigen 100 µm detektiert werden. Somit ließe sich ein Knochenschnitt vor dem Materialdurchbruch beenden und folglich eine Schädigung tieferliegender Risikostrukturen verhindern. Insbesondere wird die Schnittführung hierdurch unabhängig von Unsicherheiten in der präoperativen Osteotomieplanung (tatsächliche gegenüber geplanter Knochendicke).

Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit ist die Gewinnung zusätzlicher Informationen während des Abtrags bei Eingriffen, in denen kein vollständiges Durchtrennen des Knochens angestrebt wird. Aus der automatisch segmentierten Oberfläche werden neben einem Soll-Ist-Vergleich der Abtragsgeometrie auch weiterzubearbeitende Bereiche innerhalb des Ablationsgebietes definiert. Somit wird ein Ansatz zur Schließung eines Regelkreises für eine automatisierte Laserablation etabliert.

## 2 Methoden

Der optische Aufbau umfasst eine fixe Anordnung von OCT und Er:YAG-Laser<sup>1</sup>. Der Probenarmstrahl des OCT-Interferometers und der Bearbeitungslaserstrahl durchlaufen zunächst unabhängige optische Pfade mit individuellen Scannern und Fokussieroptiken. Ein speziell beschichteter dichroitischer Spiegel vereint die Strahlengänge oberhalb der fokalen Ebenen. In einem Volumen von  $(10 \times 10 \times 10) \text{ mm}^3$  überdecken sich somit Laserarbeitsbereich und Bildgebungsbereich.

### 2.1 Ablation der geplanten Schnittgeometrie

Zur Evaluierung der Vorgehensweise werden Proben aus femoralen Schweineknöcheln verwendet. Diese werden im gefrorenen Zustand in 20 mm starke Scheiben gesägt, eine Stunde vor der Laserbearbeitung bei Zimmertemperatur aufgetaut und bis zur Bearbeitung in einem Wasserbad feucht gehalten. Weiterhin werden Knochenhaut, -mark und verbleibendes Weichgewebe entfernt, um unerwünschte Laser-Gewebe-Interaktionen zu vermeiden. Die Probenoberfläche wird vor der Bearbeitung im Fokus des Schneidlasers positioniert. Ziel der Bearbeitung ist eine rechteckige Ausschachtung ( $6 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ ), wie sie beispielsweise in der Dentalchirurgie für Zystektomien einsetzbar ist. Für einen flächigen Abtrag werden lineare Scan-Trajektorien parallel und mit konstantem Versatz angeordnet. Die idealen Laserparameter wurden empirisch ermittelt, um thermische Gewebeschädigungen zu vermeiden. Eine Pulsdauer von  $\tau_p = 150 \text{ } \mu\text{s}$ , eine Wiederholrate von  $f_p = 150 \text{ Hz}$  und eine Scangeschwindigkeit von  $v_s = 20 \text{ mm/s}$  wurden eingestellt. Unter der Annahme eines Fokussdurchmessers von  $2w_0 = 300 \text{ } \mu\text{m}$  ergibt sich eine Fluenz von annähernd  $\Phi = 6 \text{ J/cm}^2$ . Das exponierte Gebiet wurde nach jeder zweiten Applikation der Scan-Geometrie befeuchtet, um thermische Nebeneffekte zu reduzieren. Die geplante Kavität wurde durch insgesamt 20 Wiederholungen der Scan-Trajektorie abgetragen.

### 2.2 Bildverarbeitung

Zur **Aufnahme** der Datensätze kommt ein Spectral Domain OCT (Ganymede, Fa. Thorlabs) mit einer Superlumineszenz-Diode (Zentralwellenlänge  $930 \text{ nm}$ , Bandbreite  $50 \text{ nm}$ ) zum Einsatz. Für ein laterales Scan-Feld von  $8 \text{ mm} \times 4 \text{ mm}$  wurden 368 B-Scans mit einer Auflösung von  $368 \text{ px} \times 1024 \text{ px}$  aufgezeichnet. Dies entspricht einer Pixelgröße in Luft von lateral  $21 \text{ } \mu\text{m}$  bzw.  $11 \text{ } \mu\text{m}$  und axial  $2,7 \text{ } \mu\text{m}$ .

Da jede Aufnahme von Speckle-Rauschen betroffen ist und durch Artefakte gestört wird, ist ein **Vorverarbeitungsschritt** zur Reduktion der Effekte erforderlich. Ein nichtlineares Diffusionsfilter [13] wird dabei der traditionellen Gauss- oder Median-Filterung vorgezogen. Die Implementierung des Perona-Malik-Modells mit einem Diffusionskoeffizienten  $\lambda = 50$  und 20 Iterationen reduziert die Störeinflüsse ohne Informationsverlust.

Die in der vorliegenden Arbeit präsentierte **Segmentierung** der Oberfläche basiert auf einer Anpassung traditioneller Kass Snakes [14]. Ein Snake ist eine parametrische, im Bildbereich normalisierte Kurve  $\vec{c}(s) = (x(s), y(s))$ , die basierend auf einer iterativen Minimierung von Energien der Kurve (interne Energie) und des Bildes (externe Energie) deformiert wird und sich Konturen annähert. Die interne Energie entspricht dabei einer potentiellen Energie, die Spannungen und Biegungen der Kurve repräsentiert (in Anlehnung an eine Verallgemeinerung des Hooke'schen Gesetzes und elastischer Biegung [9]). Im Gegensatz dazu betrachtet die externe Energie lediglich bildabhängige Eigenschaften und bestimmt sich über Beträge des Bildgradienten. Der Einfluss der einzelnen Energierme wird durch die Gewichtsfaktoren  $\alpha$ ,  $\beta$  und  $\gamma$  angepasst. Die Erweiterung um ein Gradient-Vector-Flow(GVF)-Feld  $\vec{w}(x, y)$  [15] und eine künstliche vertikale Kraft  $\vec{n}$  führt zur Formulierung des dynamischen Systems

$$(1) \quad \frac{\partial \vec{c}(s, t)}{\partial t} = -\alpha \frac{\partial \vec{c}(s)}{\partial s} + \beta \frac{\partial^2 \vec{c}(s)}{\partial s^2} + \gamma \cdot \vec{w}(x, y) + \vec{n},$$

dessen numerische Lösung die Kurve iterativ in Richtung eines lokalen Gleichgewichts bewegt und deformiert. Nach jeder Iteration verhindern Randbedingungen eine horizontale Verschiebung des ersten und letzten Konturpunktes. Aus numerischen Gründen werden alle Konturstützstellen äquidistant verteilt (Resampling). Die Initialisierung des Snake-Algorithmus erfolgt automatisch. Die gefilterten und normalisierten Rohdaten werden mit einem Schwellwert von 0,5 binarisiert. Anschließend wird das Binärbild mit einem Strukturelement morphologisch dilatiert, um Lücken in der Kontur zu schließen und Kanten zu glätten. Zusätzlich wird eine Markierung von binären Regionen durchgeführt, um zusammenhängende Abschnitte zu detektieren und isolierte Bereiche zu eliminieren. Die initiale Kontur der Kurve wird als erste Grenzfläche aus dem Binärbild extrahiert. Danach wird das GVF-Feld der gefilterten OCT-Daten berechnet und der erläuterte Snake-Algorithmus angewandt. Der GVF-Regulierungsfaktor beträgt  $\mu = 0,1$  und 20 Iterationen wurden ausgeführt. Die künstliche Kraft betrug  $\vec{n} = (0, \pm 1 \text{ px})$  je Iterationsschritt.

Die segmentierten Konturen  $\vec{c}(s)$  sind im lokalen Bildbereich jedes einzelnen B-Scans definiert. Zur **Visualisierung und Rekonstruktion** der Tiefenkarte wird eine Transformation der lokalen Koordinaten in ein globales, kartesisches

<sup>1</sup> DPM 15 LaserKit (Pantec Engineering/3m.i.k.r.o.n<sup>TM</sup>)

Koordinatensystem und eine Interpolation durchgeführt. Zusätzlich wird die Tiefenkarte von Pixelkoordinaten in metrische Koordinaten überführt. Aus einem Differenzbild der Aufnahmen vor und nach der Bearbeitung kann die absolute Abtragstiefe bestimmt werden.

## 2.3 Registrierung von Scanner- und OCT-Koordinatensystem

Zur Umrechnung von der OCT-Bilddaten in Positionsdaten des Scanners müssen die jeweiligen Koordinatensysteme zueinander registriert werden. Hierfür wird der beschriebene Segmentierungsalgorithmus genutzt. In Nullstellung des Scanners werden in einem Probenkörper kleine Volumina abgetragen. Aus den entsprechenden OCT-Aufnahmen vor und nach dem Abtrag werden Tiefenkarten erstellt und letztlich Volumenschwerpunkte bestimmt. Eine Wiederholung dieses Vorgangs in 26 unterschiedlichen axialen Tiefen liefert 26 lokalisierte Abtragsschwerpunkte. Die Ausgleichsgerade durch diese Punkte stellt die laterale Verschiebung des Scannerkoordinatensystems in Abhängigkeit der axialen Position im OCT-Bild dar. Dies liefert die Verkipfung der beiden Koordinatensysteme zueinander und ermöglicht eine Koordinatentransformation. Zur Bewertung der Präzision dient ein mehrfaches Durchführen der Geradenberechnung an verschiedenen Versuchsreihen. Hierbei ergibt sich eine mittlere Abweichung der Ausgleichsgeraden von den Stützstellen von  $6,3\text{ }\mu\text{m}$  bei einer Standardabweichung von  $2,8\text{ }\mu\text{m}$ . Dies lässt auf eine ausreichende Qualität der Registrierung schließen. Da die reale Konfiguration nicht bekannt ist, existiert keine andere Möglichkeit, die Genauigkeit einzuschätzen.

## 2.4 Geometrieauswertung

Die Geometrie des abgetragenen Gewebevolumens wird anhand der Tiefenkarte vermessen, um Planung und Ausführung der Ablation miteinander zu vergleichen. Das laserexponierte Gebiet an der Knochenoberfläche wird in der normalisierten Tiefenkarte mit Anwendung eines Schwellwerts von 0,1 detektiert. Die Berechnung der Hüllgeometrie der verbleibenden Region innerhalb des Binärbildes liefert die horizontale und vertikale Ausdehnung. Diese Größen erlauben einen Soll-Ist-Abgleich und eine Bewertung der erzielten Ablationsgenauigkeit. Zur Lokalisierung von Bereichen, die für die weitere Bearbeitung berücksichtigt bzw. ausgeschlossen werden, wird die Tiefenkarte mit einer spezifizierten Soll-Tiefe verglichen. Nach Identifikation des zu bearbeitenden Gebietes erfolgt eine Transformation der Positionen in das Scanner-Koordinatensystem unter Berücksichtigung der bekannten Registrierung zwischen OCT und Scanner-Einheit. Die Positionen repräsentieren dabei Stützpunkte, die zukünftig zur Bahnplanung der Ablationsgeometrie für den nachfolgenden Scan-Durchlauf verwendet werden können.

# 3 Ergebnisse

Das Potential der vorgestellten Methodik demonstrieren die folgenden experimentellen Ergebnisse. Nach Abtrag der geplanten Kavität sind oberflächlich keine thermischen Schädigungen des Gewebes nachweisbar, sodass die gewählten Laserparametern eine schonende Knochenbearbeitung ermöglichen. Die quantitative Analyse erfolgt nach einer Vermessung der Ablationsgeometrie und Erstellung einer Tiefenkarte, deren Ergebnisse im Vergleich mit den Planungsdaten zu beurteilen sind. Nach der Auswertung werden Rückschlüsse auf die weiteren Bearbeitungsschritte gezogen.

Eine Validierung der Tiefenmessung erfolgt anhand eines Probenkörpers aus Polymethylmethacrylat (PMMA). Die optischen Eigenschaften dieses Materials ermöglichen eine zuverlässige Kantendetektion im OCT-Bild. Bohrungen unterschiedlicher Tiefe werden in ein PMMA-Plättchen eingebracht und anschließend mittels des vorgestellten Algorithmus segmentiert. Als Referenz für die realen Tiefenprofile dient eine Vermessung durch ein taktiles Koordinatenmessgerät<sup>2</sup> (KMG). Die Längenmessungenauigkeit des KMG liegt mit  $\pm [1,4\text{ }\mu\text{m} + (L/100)]$  unter der maximalen Auflösung des OCT-Bildes. Der Bohrgrund und die unbearbeitete Oberfläche werden mehrfach abgetastet und die Messwerte jeweils gemittelt. Der Vergleich von taktilem Messung und durch Segmentierung erstellter Tiefenkarte zeigt eine durchschnittliche Abweichung der OCT-Auswertung von  $-14\text{ }\mu\text{m}$  gegenüber den KMG-Werten.

## 3.1 Geometrievermessung

Der Tiefenkarte in Abb. 1(c) ist zu entnehmen, dass der Abtrag überwiegend gleichmäßig erfolgte. Dennoch ist der Aufbau der Scan-Geometrie aus linearen Elementen am Ablationsgrund zu erkennen. Im Gegensatz zur gleichmäßigen Bearbeitung in horizontaler Richtung wird das Gewebe entlang der Stirnseiten ungleichmäßig abgetragen. Dieser Effekt ist auf die herstellerseitige Lasersteuerung zurückzuführen, in der eine Synchronisation und kontrollierte Auslösung der Pulse nicht vorgesehen ist. Somit ist die Bearbeitung der Start- und Endpunkte der linearen Trajektorien nicht exakt determinierbar. Die Konizität des Ablationsvolumens, die sich aus dem Gradienten der Tiefen im Randbereich ergibt, ist auf das Strahlprofil der fokussierten Er:YAG-Laserquelle zurückzuführen.

---

<sup>2</sup> Werth VCIP 3D

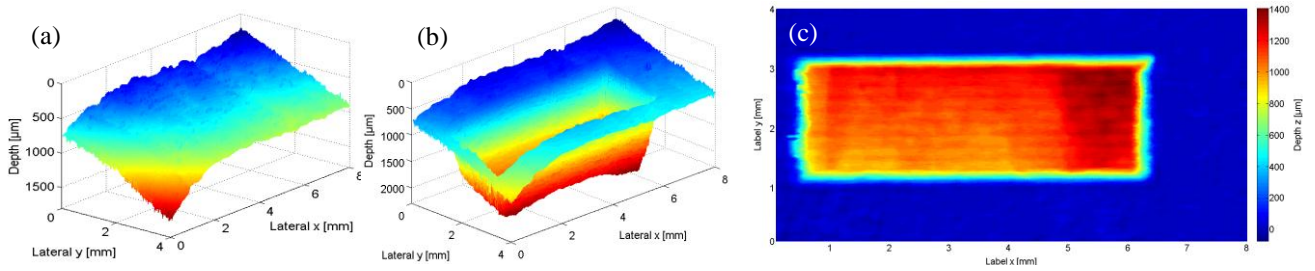


Abb. 1: Aufnahme der Knochenoberfläche (a) vor der Bearbeitung, (b) nach der Bearbeitung und (c) aus Differenzbild erstellte Tiefenkarte des Ablationsgebiets

Die Abweichung der abgetragenen Geometrie von den Planungsmaßen beträgt horizontal  $110\text{ }\mu\text{m}$  und vertikal  $95\text{ }\mu\text{m}$ . Als Ursachen für diesen Fehler können die gekrümmte Knochenoberfläche, die Genauigkeit des Scanners in der Umsetzung der Trajektorie und eine nicht exakte Positionierung der Probenoberfläche im Laserfokus angesehen werden. Weiterhin wirkt sich die Güte der Segmentierung des Ablationsvolumens unmittelbar auf die Vermessung aus.

### 3.2 Ablationsregelung

Informationen zur Regelung der Ablation werden aus einem Soll-Ist-Vergleich einer globalen Tiefenvorgabe von  $1200\text{ }\mu\text{m}$ , einem Toleranzbereich von  $\pm 50\text{ }\mu\text{m}$  und der Tiefenkarte in Abb. 1 gewonnen. In der Analyse des aktuellen Ablationsgebietes bleiben der konische Randbereich der Kavität sowie das unbearbeitete Gewebe unberücksichtigt. Zur Detektion des Randbereiches wird ein Gradientenoperator auf die Tiefenkarte angewandt, die verbleibenden Regionen binarisiert und morphologisch geöffnet, um Artefakte zu eliminieren und Löcher zu schließen. Der Randbereich wird anschließend vom gesamten Ablationsgebiet subtrahiert, um die innere Bearbeitungsfläche isoliert darzustellen.

In Abb. 2 ist die hinsichtlich der Soll-Tiefe analysierte Tiefenkarte mit drei markierten Bereichen dargestellt. Regionen, deren Abtrag tiefer als der Soll-Bereich ist, werden dunkel dargestellt (a). Diese sind, ebenso die Bereiche geplanter Tiefe (mit mittlerer Färbung (b)), von einer weiteren Bearbeitung auszuschließen. Hell markierte Bereiche (c) weisen einen noch nicht ausreichenden Abtrag auf und sind während der nächsten Ablation priorisiert zu bearbeiten, um einen gleichmäßigen Abtrag zu gewährleisten.

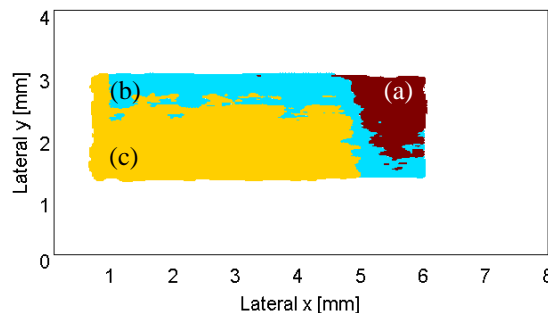


Abb. 2: Tiefenkarte nach Auswertung mit einer Soll-Tiefe von  $1200\text{ }\mu\text{m}$ . Die Koordinaten der hell markierten Region (c) liegen unterhalb der Soll-Vorgabe und werden für den folgenden Scan-Durchlauf berücksichtigt. Gebiete mit mittlerer (b) und dunkler (c) Einfärbung werden von der weiteren Bearbeitung ausgeschlossen, da die Soll-Tiefe bereits erreicht bzw. überschritten wurde.

## 4 Diskussion

Die vorliegende Arbeit demonstriert einen Ansatz zur In-situ-Überwachung des Abtragsfortschritts während der Laseros-teotomie mittels OCT. Mit einem angepassten Snake-Algorithmus wird die Knochenoberfläche automatisch segmentiert und eine Tiefenkarte erstellt. Anhand dieses Vorgehens lässt sich die Ablationsgeometrie direkt mit den Planungsdaten vergleichen. Mit der vorgestellten Methodik ist eine akzeptable Genauigkeit erreicht worden. Zusätzlich wird die Tiefenkarte auf Informationen für anschließende Bearbeitungsschritte reduziert. Im Folgenden zu bearbeitende Bereiche werden im Bild identifiziert und können nach einer Transformation in das Scanner-Koordinatensystem zukünftig zur Abtragsregelung verwendet werden.

## 5 Referenzen

- [1] S. Stopp, D. Svejdar, E. von Kienlin, H. Deppe, and T. Lueth, "A new approach for creating defined geometries by navigated laser ablation based on volumetric 3-d data," *Trans. Bio. Eng.*, vol. 55, no. 7, pp. 1872–1880, 2008.
- [2] L. A. Kahrs, "Bildverarbeitungsunterstützte Laserknochenablation am humanen Felsenbein," Ph.D. dissertation, Universität Fridericiana zu Karlsruhe (TH), 2009.
- [3] J. Walsh, T. J. Flotte, and T. F. Deutsch, "Er:YAG laser ablation of tissue: Effect of pulse duration and tissue type on thermal damage," *Las. Surg. Med.*, vol. 9, pp. 314–326, 1989.
- [4] J. S. Nelson, A. Orenstein, L.-H. L. Liaw, and M. W. Berns, "Mid-infrared erbium:yag laser ablation of bone: The effect of laser osteotomy on bone healing," *Las. Surg. Med.*, vol. 9, pp. 362–374, 1989.
- [5] M. H. Niemz, *Laser-Tissue Interactions*. Springer Berlin Heidelberg, 2007.
- [6] A. Murtaza and P. Renuka, "Signal processing overview of optical coherence tomography for medical imaging," *Texas Instrumens White Paper*, 2010.
- [7] W. Drexler and J. G. Fujimoto, Eds., *Optical Coherence Tomography Technology and Applications*. Springer Berlin Heidelberg, 2008.
- [8] O. Müller, S. Donner, T. Klinder, R. Dragon, I. Bartsch, F. Witte, A. Krüger, A. Heisterkamp, and B. Rosenhahn, "Model based 3d segmentation and oct image undistortion of percutaneous implants," *MICCAI*, vol. III, pp. 454–462, 2011.
- [9] D. Fernandez, "Delineating fluid-filled region boundaries in optical coherence tomography images of the retina," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 24, no. 8, pp. 929–945, 2005.
- [10] S. A. Boppart, J. Herrmann, and C. Pitris, "High-resolution optical coherence tomography-guided laser ablation of surgical tissue," *J. Surg. Res.*, vol. 82, pp. 275–284, 1999.
- [11] M. Ohmi, M. Ohnishi, D. Takada, and M. Haruna, "Real-time oct imaging of laser ablation of biological tissue," vol. 7562, no. 1. SPIE, 2010, p. 756210.
- [12] A. Fuchs, M. Schultz, A. Krüger, D. Kundrat, J. D. Díaz, and T. Ortmaier, "Online measurement and evaluation of the Er:YAG laser ablation process using an integrated OCT system," *Biomed Tech*, vol. [online], Aug 2012, e-pub ahead of print.
- [13] P. Perona and J. Malik, "Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 12, no. 7, pp. 629–639, 1990.
- [14] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: Active contour models," *Int. J. Comp. Vis.*, vol. 1, pp. 321–331, 1988.
- [15] C. Xu and J. L. Prince, "Generalized gradient vector flow external forces for active contours," *Signal Processing*, vol. 71, no. 2, pp. 131 – 139, 1998.



# Efficient SVR model update approaches for respiratory motion prediction for the 11. CURAC 2012

R. Dürichen, T. Wissel, A. Schweikard

University of Luebeck, Institute for Robotics and Cognitive Systems, Luebeck, Germany

Contact: duerichen@rob.uni-luebeck.de

## Abstract:

*In order to successfully ablate moving tumours in robotic radiosurgery, respiratory motion prediction is needed to compensate time delays. In this context, recent studies revealed a high potential of support vector regression (SVR). However, high computational cost is one major drawback, particularly caused by batch mode training. We evaluate two approaches to reduce the update rate as well as computation time, while keeping a low prediction error. The update rules are either based on information about the respiratory phase or based on the current prediction error. An evaluation on patient data sets revealed that the second approach on average decreases computation time by 88.53% compared to a batch mode implementation. The prediction error increased by 0.3%, hence indicating enhanced efficiency.*

*Keywords: radiosurgery, respiratory motion prediction, support vector regression, model update*

## 1 Problem

In modern robot-based radiation surgery, precisely radiating moving tumours has become more and more feasible, while sparing surrounding critical structures. One state-of-the-art system is the CyberKnife® (Accuray Systems, Sunnyvale, CA). Apart from radiating the tumour from multiple locations, the system can compensate internal tumour motion that is caused by respiration. For compensation optical markers, attached to the patient's chest, are continuously tracked. Their position is correlated with internal landmarks by stereoscopic X-ray images [1]. However, due to kinematic limitations, data acquisition and processing, time latencies have to be taken into account. In case of CyberKnife® Synchrony this latency is 115ms. Thus, to reduce this systematic error, the position of the optical markers has to be predicted.

Several studies have shown that support vector regression (SVR) can precisely predict respiratory motion and is capable of competing with state-of-the-art motion prediction algorithms [2–5]. Implemented in usual batch mode (BM) the SVR model is recomputed at every incoming sample point. This leads to high computational cost and is therefore unpractical for real-time applications. To resolve this, Ernst et al. [2] suggested a global update factor  $\tau_{\text{global}}$ , that reduces the update rate, but also increases the prediction error.

In this study, we investigate two SVR update methods to decrease the computation time while maintaining a low prediction error. First, we analyzed the occurrence of resulting Support Vectors (SV) over time to obtain an update factor depending on the respiratory phase. Second, the current prediction error at time  $t$  is used as an update criterion. If the prediction error exceeds a certain threshold, the SVR is recomputed.

## 2 Methods

For simplicity, all further explanations are reduced to a one dimensional signal. The algorithms can easily be expanded to three dimensions. It is assumed that the respiratory signal is equidistantly sampled with a sampling rate  $f_s$  and that the resulting sequence has length  $N$ . Let  $y_t$  be the signal amplitude at time point  $t$  and  $y_{t+\delta}$  the amplitude of the predicted point. Here,  $\delta$  represents the prediction horizon. The predicted value is denoted by  $\hat{y}_{t+\delta}$  and depends on  $u_t = y_1, \dots, y_t$ .

### 2.1 Support Vector Regression (SVR)

Given a training set

$$T = \{(u_n, y_{n+\delta}), \dots, (u_{n-L+1}, y_{n-L+1+\delta})\} \text{ with } u_i = \{y_i, \dots, y_{i-M+1}\} \quad (1)$$

where again  $u_i \in \mathbb{R}^M$  represents the training data and  $y_{i+\delta} \in \mathbb{R}$  the training labels, the SVR fits a functional relationship  $y = f(u)$  to this data. Here,  $L$  is the amount of training samples and  $M$  the number of past observations used to predict a new label. The  $\varepsilon$ -SVR does not penalize a fitting error up to  $\varepsilon$  per sample and optimizes  $f(u)$  to be as smooth as possible. In the linear case with slope vector  $w$  and offset  $b$ ,  $f(u)$  can then be used to predict a point  $\hat{y}_{n+\delta} = f(u_n) = \langle w, u_n \rangle + b$ , where  $\langle \cdot, \cdot \rangle$  denotes the dot product. As smoothness is equivalent to minimizing the l2-norm of  $w$ , a convex optimization problem, that is regularized by violations of the mentioned  $\varepsilon$  constraint, can be formulated and solved to finally derive  $f(u)$ . A full account of the underlying principles and mathematics is given in [6]. Training samples exceeding an absolute error of  $\varepsilon$  after performing the optimization are called Support Vectors (SV). Essentially, only these samples will contribute to the final definition of  $f(u)$  and are hence most important for the training or updating process.

The SV machine can be extended to nonlinear cases by using kernel functions used to implicitly transform the linear case above to higher dimensions. The SVR was implemented with a Gaussian radial basis kernel (width parameter  $\gamma = 2$ ) using LIBSVM Toolbox [7]. Further, we set the regularization constant  $C$  for prediction errors on the training data to 30, while  $L = 1000$  and  $M = 5$ . The tube size  $\varepsilon$  was set to the standard deviation of the first á trous wavelet scale [2].

## 2.2 Updating of SVR model

### Phase factor update rule (PFUR)

In contrast to general BM training, Ernst et al. [2] introduced a global update factor  $\tau_{global}$ , updating the model if  $\text{mod}(t, 1/\tau_{global}) = 0$  is true, which happens at frequent intervals. Thus, an update factor  $\tau_{global} = 1$  is equivalent to the BM implementation. We will refer to this method as constant factor update rule (CFUR). Here, this idea is extended to a phase specific update factor. Therefore, we assume that the occurrence of the SVs is not homogenously distributed over time and that the sets of SVs used by the SVR model at time  $t$  and  $t-1$  are similar. Note again, that only SVs will contribute information to the SVR model after training. Consequently, the effective update rate of SVR adapts to the phase of the respiration period, e.g. maximum in- and expiration. We define two phases: maximum in- and expiration with  $\tau_{max} = 1$  and in- as well as exhalation phase with  $\tau_{slope} < 1$ . The length of the first phase is determined by a proportion parameter  $\theta$  given in percent of the mean period duration per maximum. These phases are centered on the maxima.

### Error update rule (EUR)

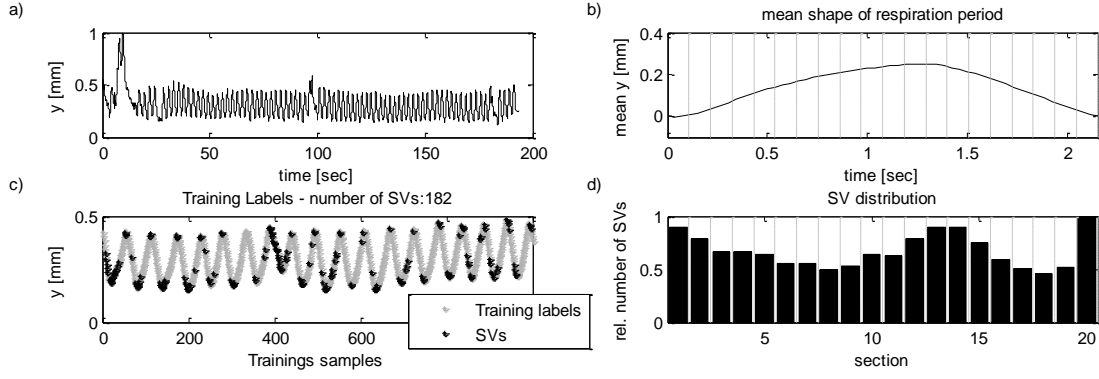
The second update algorithm depends on the current prediction error. If at time  $t$  a value  $y_t$  is measured, the algorithm computes  $\hat{y}_t$  based on the current SVR model and input  $u_{t-\delta}$ . If  $|\hat{y}_t - y_t|$  exceeds a threshold  $e_{th}$ , the SVR model is updated. This aims at updating the model once it becomes too inaccurate. In order to estimate a general threshold independent of the signal,  $e_{th}$  is set to a multiple  $f$  of the chosen tube size  $\varepsilon$ .

## 3 Results

To investigate the PFUR and the EUR, we carried out three experiments on real patient data. First, we experimentally verified the assumptions being the basis of PFUR. Second, by varying  $\tau_{slope}$ ,  $\theta$  and  $f$ , the potential of these two update algorithms is evaluated and compared to CFUR for the same signal. Third, EUR is further explored on 33 patient files. According to the latencies of the CyberKnife system, the prediction horizon  $\delta$  was set to 3 samples ( $\approx 115\text{ms}$ ). All signals have been globally scaled to a range of  $[0, 1]$  and reduced to the first principle component for simplicity. Investigations were done on an i7-2600 CPU@3.40 GHz with 16GB RAM and all algorithms were implemented in Matlab.

The performance was evaluated using computation time  $t_{calc}$  and number of SVR model updates  $n_{update}$ . Whereas  $t_{calc}$  depends on the specific hardware of the computer and software implementation of the algorithm,  $n_{update}$  only depends on the algorithm and is approximately governed by a linear relationship to  $t_{calc}$ . Prediction accuracy was measured in terms of relative root mean square error  $\text{RMS}_{rel}$  [2]:

$$\text{RMS}_{rel} = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^N (y_i - \hat{y}_i)^2 / N}}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (y_i - y_{i-\delta})^2 / N}} \quad (2)$$



**Figure 1: Analysis of the SV location;** a) part of the analysed real signal; b) mean shape of the respiration period; c) number and location of SVs within a training batch for one time step  $t$ ; d) number of SVs sorted into 20 bins relative to the maximum number of SVs among all bins

### 3.1 Support Vector distribution over time

In the first experiment, 20000 data points ( $\approx 770$ s) of a respiratory signal were processed by  $\varepsilon$ -SVR using a batch mode implementation (part of the signal is shown in fig. 1.a). At each time point, the number and location of the SVs were extracted from the SVR model. Fig. 1.c shows training labels and SVs for a certain time point  $t$ . The SVs are mainly distributed around the maxima in- and expiration. Over time the SVR model used an average amount of 446 from 1000 possible training samples as SVs. Per model update 3.3 elements from the SV set changed on average. Finally, a mean respiratory period was calculated from the signal (fig. 1.b) and divided into 20 bins. Depending on their location within the whole signal, each SV was assigned to one of the bins. Fig. 1.d shows a histogram of the accumulated number of SVs per bin normalized by the maximum number of training samples among all bins.

### 3.2 Comparing performance and efficiency of PFUR and EUR

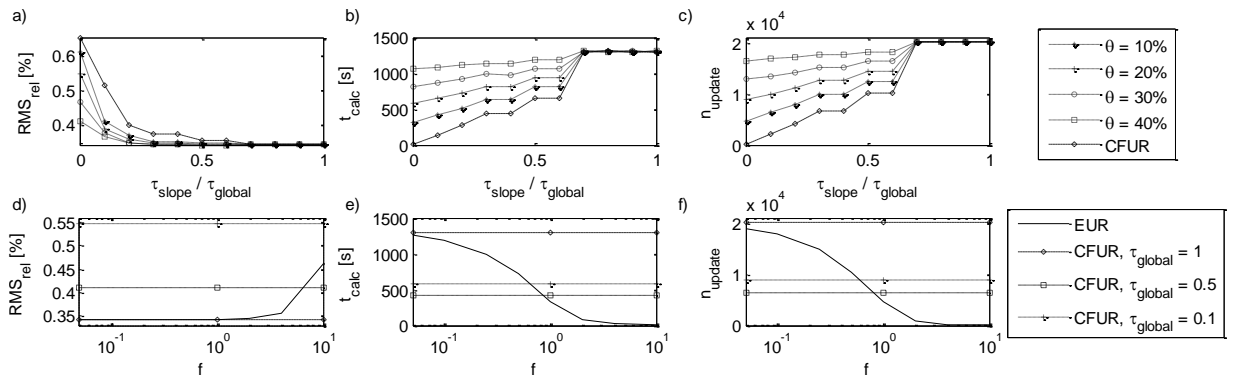
We further analyzed the signal used in experiment one with PFUR and EUR. For PFUR,  $\tau_{slope}$  was varied between 0 and 1 in steps of 0.1 and  $\theta$  was incremented in steps of 5% between 5-20%. The impact of the multiplication factor  $f$  for EUR was tested by grid search using  $f = \{0.05, 0.1, 0.25, 0.5, 0.667, 0.8, 1, 1.25, 1.5, 2, 4, 10, 20\}$ . The results were compared with CFUR using a global update factor  $\tau_{global}$  varied between 0 and 1 in steps of 0.1 and assessed using  $RMS_{rel}$ ,  $t_{calc}$  and  $n_{update}$  (Fig.2.a-f).

### 3.3 Analysis of multiple patients with error update rule (EUR)

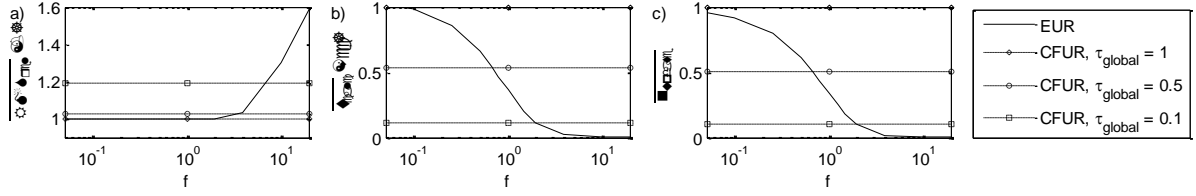
Based on the promising results of EUR, 33 patient files were evaluated only with this method. These signals were randomly selected from a pool of 304 signals (31 patients) using 20000 data points for each analysis. As in section 3.2, the multiplication factor  $f$  was varied to find the optimal  $f_{opt}$ . To compare the results for different patients  $i$ , the average  $RMS_{rel}$ ,  $t_{calc}$  and  $n_{update}$  were calculated relative to CFUR  $\tau_{global} = 1$ :

$$\overline{RMS_{rel}} = \text{mean} \left( \frac{RMS_{rel,EUR}^i}{RMS_{rel,CFUR}^i} \right); \overline{t_{calc}} = \text{mean} \left( \frac{t_{calc,EUR}^i}{t_{calc,CFUR}^i} \right); \overline{n_{update}} = \text{mean} \left( \frac{n_{update,EUR}^i}{n_{update,CFUR}^i} \right) \quad (3)$$

Figures 3.a - c show the results averaged across 33 patients. In addition the results of CFUR with  $\tau_{global} = 0.1, 0.5$  and 1



**Figure 2: Evaluation of the relative RMS error  $RMS_{rel}$ , computation time  $t_{calc}$  and number of model updates  $n_{update}$  for one patient;** (a-c) PFUR for different update factors  $\tau_{slope}$  and size parameters  $\theta$ ; (d-f) EUR for different multiplication factor  $f$  compared to a CFUR with different  $\tau_{global}$



**Figure 3:** Evaluation of 33 patients ( $\approx 770$ s per patient) with EUR, a-c) shows the avg. relative RMS error, avg. computation time and avg. number of model updates with respect to the results for a batch mode implementation for different multiplication factor  $f$

are illustrated. On average, EUR ( $f = 2$ ) reduces  $t_{calc}$  by 88.53 %, and increases  $RMS_{rel}$  by 0.3%, compared to batch mode training. The mean computation time to predict approximately 770s of respiratory signal was 534.4s.

## 4 Discussion

In this work, we presented two updating methods to decrease computation time of an  $\varepsilon$ -SVR for respiratory motion prediction – one based on the current respiratory phase (PFUR) and one on the prediction error (EUR). In an initial analysis, we showed that the location of the SVs strongly depends on the phase in the respiratory period. We found that training samples at the maximum in- or expiration are likely to comprise more SVs than other periods. This result supports the initial assumption of PFUR, i.e. that the update rate can be reduced during in- and exhalation. The concept of this approach was studied for various  $\tau_{slope}$  and  $\theta$  on one data set. For  $\tau_{slope} = 0.3$  and  $\theta = 15\%$ ,  $t_{calc}$  was reduced by 317.4s compared to BM ( $n_{update,PFUR} = 15159$  instead of 20000 model updates), while the relative RMS error only increased by 0.34%. However, one drawback of this method is that the respiration phases, especially maximum in- and expiration, have to be known in advance or have to be identified online. This restricts the use of the PFUR for practical applications and makes it dependent on the accuracy with which the location of such extrema can be estimated. In contrast, EUR is independent of prior information and reduced  $t_{calc}$  by 1278.7s compared to an equivalent BM implementation, while yielding the same  $RMS_{rel}$  increase as for the PFUR ( $n_{update,EUR} = 111$  for  $f = 4$ ). The result was confirmed in an evaluation of 33 patients. The average computation time was reduced by 88.53 % from  $t_{calc,BM} = 4292.2$ s (BM) to  $t_{calc,EUR} = 534.4$ s, while the average  $RMS_{rel}$  was increased by 0.3% only. With this method, respiratory motion prediction with SVR is performed more efficiently compared to the BM implementation. Even though it is still not possible to perform online motion prediction with SVR on an ordinary office computer, because the computation time for updating the model is larger than the sample time. But knowing when to update the model can be useful for implementing efficient multi-thread, online SVR predictors in the future. An example could be a dual-thread predictor, where one thread performs online predictions, while the second thread updates the SVR model. To reduce the calculation time even further, the algorithms could be implemented in C/C++ for instance or on dedicated hardware. Finally, it should be pointed out that EUR is not restricted to respiratory motion signals and can be applied to other applications.

## 5 References

- [1] A. Schweikard, G. Glosser, M. Bodduluri, M. J. Murphy, J. R. Adler, „Robotic Motion Compensation for Respiratory Movement during Radiosurgery“, *Computer Aided Surgery*, Nr. 5, 2000.
- [2] F. Ernst, A. Schweikard, „Forecasting respiratory motion with accurate online support vector regression (SVRpred)“, *Int J CARS*, Nr. 5, 2009.
- [3] W. D. D’Souza, K. Malinowski, H. H. Zhang, „Machine Learning for Intra-Fraction Tumor Motion Modeling with Respiratory Surrogates“, *International Conference on Machine Learning and Applications*, 2009.
- [4] N. Riaz, P. Shanker, R. Wiersma, O. Gudmundsson, W. Mao, B. Widrow, L. Xing, „Predicting respiratory tumor motion with multi-dimensional adaptive filters and support vector regression“, *Physics in Medicine and Biology*, Nr. 19, 2009.
- [5] A. Krauss, S. Nill, U. Oelfke, „The comparative performance of four respiratory motion predictors for real-time tumour tracking“, *Physics in Medicine and Biology*, Nr. 16, 2011.
- [6] A. J. Smola, B. Schölkopf, „A tutorial on support vector regression“, *Statistics and Computing*, Nr. 3, 2004.
- [7] C.-C. Chang, C.-J. Lin, „LIBSVM: A library for support vector machines“, *ACM Trans. Intell. Syst. Technol.*, Nr. 3, 2011.

# Estimation of error sources for optical head tracking in cranial radiation therapy

P. Grüning<sup>1</sup>, P. Stüber<sup>1,2</sup>, L. Richter<sup>1,2</sup>, O. Blanck<sup>3</sup>, R. Bruder<sup>1</sup>, A. Schweikard<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institute for Robotics and Cognitive Systems, University of Lübeck, Lübeck, Germany

<sup>2</sup> Graduate School for Computing in Life Science, University of Lübeck, Lübeck, Germany

<sup>3</sup> Department for Radiation Oncology, University Hospital of Lübeck, Lübeck, Germany

Contact: stueber@rob.uni-luebeck.de

## Abstract:

*There is a growing demand for high-accuracy and frameless solutions for cranial radiation therapy. Among different approaches for intra-fractional head tracking using X-Ray or MV imaging or Cone Beam CT, optical head tracking in particular promises high spatial and temporal resolution with a minimum of system latency and no additional dose exposition. It may therefore be ideal for motion-compensated or high-accuracy cranial radiation therapy. Nevertheless, up to now optical systems lack accuracy and are therefore only found in prototypes or test setups.*

*Using a consumer-grade optical rangefinder, we have built a test setup to systematically quantify critical error sources for tracking systems based on triangulation. Subsequently, we present and discuss potential solutions to minimize the error.*

*Keywords: Head tracking, cranial radiation therapy, image-guidance*

## 1 Purpose

In modern cranial radiation therapy, there is a trend towards image-guided treatment with a maximum of accuracy. State-of-the-art X-ray based systems provide high accuracy [1,2] but are, in many cases, time-consuming and cost-intensive. In addition, the exact positioning of the patient is often too difficult for everyday clinical practice. Furthermore, these systems use ionizing radiation. Therefore, optical systems become more attractive [3].

The main objective of our research is the development of a time- and cost-saving, non-invasive system for accurate positioning of the patient before and during radiation therapy. Moreover, movements of the patient must be detected in real-time to allow for real-time motion compensation.

To ensure the accuracy of such a device, it is necessary to systematically evaluate its tracking capabilities. As a start, we record measurements with a movement tracker that is mainly known in the field of consumer electronics, the Microsoft Kinect, which uses the Primesense PS1080 range sensor technology. In its commonly known applications (e.g. as a game controller), the Microsoft Kinect showed the capability to detect objects and trace movements of objects in real-time [4]. It employs a structured light camera, which gains spatial information by successively scanning an area with a laser pattern. As this is an interesting approach, we investigate whether its accuracy is sufficient for medical applications. As a result, our systematic evaluation gives an insight to the possibilities that can be expected, if using a triangulation setup for direct head tracking. Additionally, we also emphasize the particular problems of this technology.

## 2 Methods

The basic setup for this measurement was a human head phantom made of Styrofoam, which was mounted to an industrial robot (Adept Viper s850, Adept Technology, Inc., Livermore, CA, USA), serving as a ground truth. The robot moved to over 1500 positions with known locations. At each position, data was acquired and the distances of the movements were later compared to the ground truth. In this way, we are able to systematically evaluate the tracking capabilities of the Microsoft Kinect. Furthermore, the amount and location of noise was calculated. However, in contrast to off-the-shelf tracking systems (e.g. the Polaris system), the Primesense sensor does not provide the spatial position and orientation of a tracker marker. Instead, it results in a 3D point cloud representing the surface of the scanned object. Generally, a point cloud  $R$  can be described as a set of points  $p_i \in R$ , where each point represents a set of different features  $p_i = \{f_1, f_2, \dots, f_n\}$ . In our case, those features are the

3D position with respect to the origin of a 3D-camera's head and the RGB-coded color. Further data processing must be therefore applied to gain the head pose over time. For this direct head tracking, a template is matched upon the captured data. The Microsoft Kinect data is range filtered to an area the object is presumed, ignoring unnecessary points to decrease the computation time. The distance between the template and the acquired data can be quite large. Therefore, surface normals are estimated for both point clouds, approximating a plane using points in a predefined radius for each normal. With this information, the template is roughly matched upon the sensor data. Subsequently, an Iterative-closest-points (ICP) algorithm is employed to precisely match both data sets. The ICP-algorithm iteratively computes a rigid transformation to fit one set of points to another with a given accuracy or maximum number of iterations. The template is now successively transformed and a rigid transformation matrix is obtained for every scan. Based on the current position of the template and the estimated transformation, assertions can be made about the head's pose.

The depth sensor consists of an infrared-laser projector ( $\lambda=830\text{nm}$ ,  $P < 60\text{mW}$ ), which is emitting a known speckle pattern. An infrared-Sensor (IR-sensor) is able to collect the reflected light of the sent pattern. The resolution is  $640 \times 480$  pixel and the sensor's angle is  $57^\circ$  horizontal and  $43^\circ$  vertical, providing 11Bit of information with 30 frames per second. In addition, a processor (PrimeSense PS1080-A2-Chip) computes the distances in the captured image.

The processor's memory includes a reference image  $I_{ref}$ , capturing a known, usually planar, object at a certain distance  $Z_o$ . The distance estimation for a new Image is done by comparing parts of it to  $I_{ref}$  with the obligation to find the best match. Deviations in the scaling of the speckle pattern can lead to assumptions about the spatial change in the z-direction. Dark areas, respectively pixels which fall below a certain threshold, are regarded as shadow areas and are thus of no interest for further processing. Considering triangulation, a change in z-direction  $\delta Z$  produces a proportional speckle shift in the x-direction  $\delta X$  which is described as:

$$\delta X \cong \delta Z S / Z_o$$

whereas  $S$  is the distance of projector to sensor.

As we were able to obtain a 3D point cloud for any object we scan, we used our robot-based setup to evaluate the sensor. To systematically analyze the accuracy and performance of the PrimeSense sensor system, we mount a human head phantom to the robot's end effector. We positioned the PrimeSense sensor opposite to the robot, facing the mounted head phantom. Subsequently, we moved the effector with the attached head phantom to a set of roughly 1500 well known poses within a 3D grid spaced at 20 mm. At each pose, we tracked the head phantom with the sensor. To evaluate the stability of the measurements, we recorded 8 point clouds at each position.

Further, those point clouds were transformed into 2D range images, containing each point's z-location as the pixel value with a resolution of 2mm for each pixel. This format allowed the calculation of mean and standard derivation images. The latter gives information about the distribution of noise within each position.

In a next step, the accuracy of the movement detection was evaluated. The main problem was to simplify the set of points provided by each data set to a single point representing the head's position precisely. To minimize the error of the evaluation itself, this single point should correspond to every measured point cloud in the same manner. Two possible solutions were used:

1. For every mean image, a center spot was calculated by computing the mean vector of the points that could be found in all of the 8 images of the position. In several locations, especially on the sides of the head, whole parts of the point cloud can appear and disappear from picture to picture. A sudden gain of points on a particular side of the image can dramatically change its center. Leaving out those areas provided a consistent centre spot for every position.
2. Since the measurement focused on translations and the head itself did not rotate while varying its position, the assumption could be made that the phantom's nose tip was always the area nearest to the camera. Therefore, the 20 nearest points for each range image were selected and from those, outliers were removed. The medial pixel represented the nose tip for a single range image and for the 8 scans of each position, a grand mean was calculated.

After estimating those particular points, the movement from one point to another was calculated, using the Euclidian norm, and the difference from the ground truth was estimated.

Further, an ICP-evaluation was done. For every captured point cloud, a transformation was calculated from its preceding position. With the estimation of the rotation angles and the length of the translation, it was possible to examine whether the movement was recognized correctly.

### 3 Results

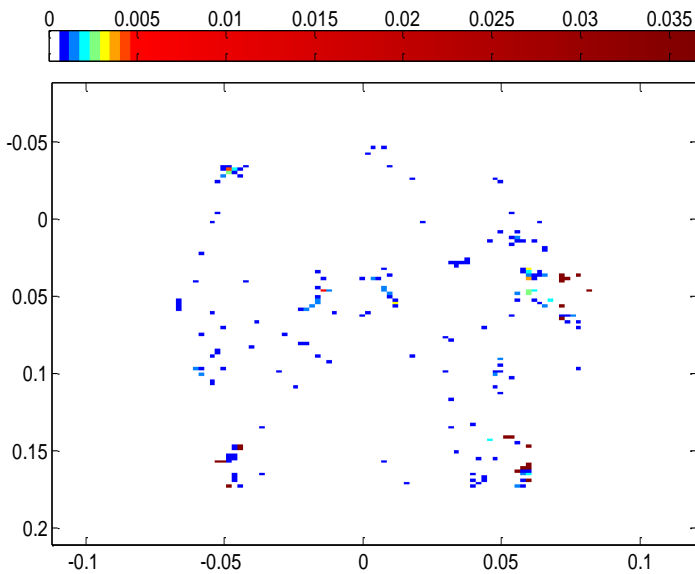
The estimated standard derivation (SD) images showed an accumulation of relatively big error pixels in areas of a high pixel value gradient (Fig.1). Those regions were, for example, the side of the nose as well as the corners of the face. Pixels which could not be consistently found in all 8 images were not regarded, because presence and absence of certain pixels are hard to quantify. However, those pixels are another error source and all object edges are showing those problems. In a certain perspective, whole areas, respectively body parts, can alternately appear and disappear. The noise for planar areas was scattered equally with an average of less than 0.4 mm. Regarding the spatial distribution of a position's mean SD, a small enhancement to 0.2 mm could be detected in the areas that were farther than 790 mm away from the camera. On average the SD is 0.4 mm (Fig.2).

The Microsoft Kinect camera was able to detect movements with an accuracy of 1.7 mm  $\pm$  2.7 mm, using the center point of the mean image (Fig.3). The detection of the tip of the nose brought an accuracy of 1.7 mm  $\pm$  3.6 mm. The spatial distribution showed no noticeable areas. In addition, the estimated points representing the tip of the nose were compared to each other for every position. The average of the maximum error was 1 mm  $\pm$  1.6 mm. Due to noise, the highest estimated value was 650 mm. The median error was 0.4mm. For the above mentioned measurements, the mean percentage of outliers was 5.24%  $\pm$  1.6%. Those average 80 outliers were mostly caused by noise speckles that did not belong to the object, but were not removed adequately by the implemented filter methods. Those located in an area nearer to the camera than the object tremendously changed the outcome of the computations.

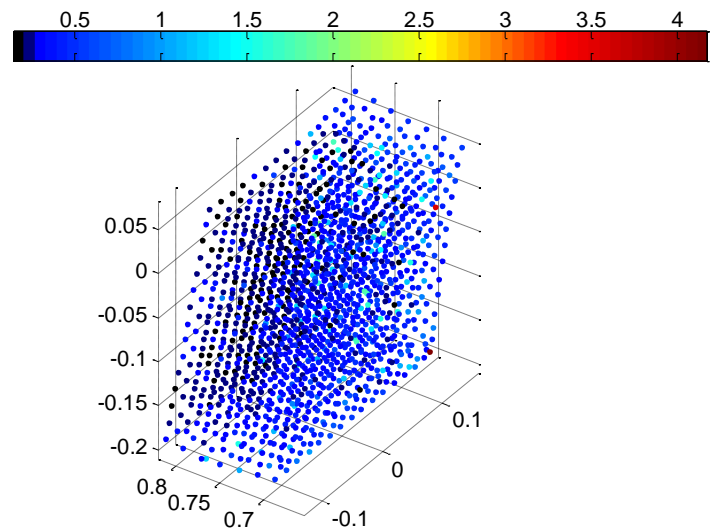
With an average error of 7.5 mm  $\pm$  10 mm, the ICP algorithm could not keep up with the preceding results. It is very likely that 20 mm distance is too far to get a sufficient matching and that the algorithm is mislead by local minima. The Euclidian norm of the three averaged rotation angles was 0.015°. This means, the method succeeded in identifying, that the movement was only a translation. Regarding the 3D-error-plot (Fig.5), the large errors were equally distributed and showed no particular accumulation.

### 4 Conclusion

In general, a motion tracking system based on triangulation, like the Microsoft Kinect, might be applied for head-tracking during radiation therapy. However, the presented setup is not optimal. The used sensor is only a standard consumer electronics device and thus, there is a lot of potential for an accuracy increase, by using specialized equipment, for example.

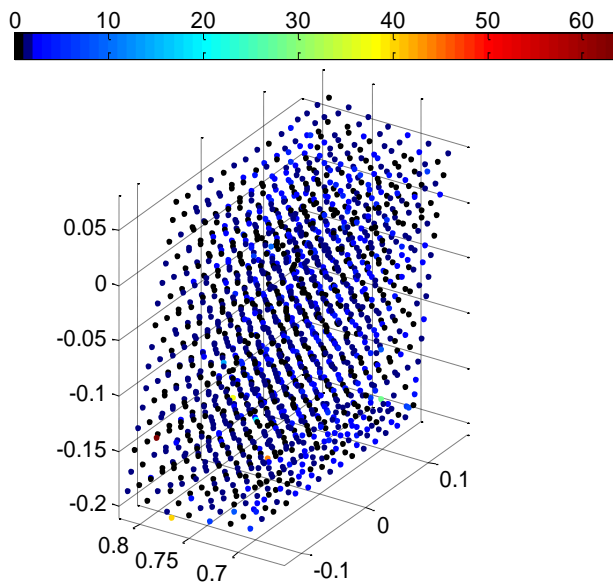


**Figure 1:** SD Image from one position. A mean Image is computed from 8 different range images and subsequently, the SD is estimated. It shows that concerning the noise of a position, larger errors are in the areas of high z-range gradients (e.g. the side of the nose). All coordinates in [m], color bar values in [mm]

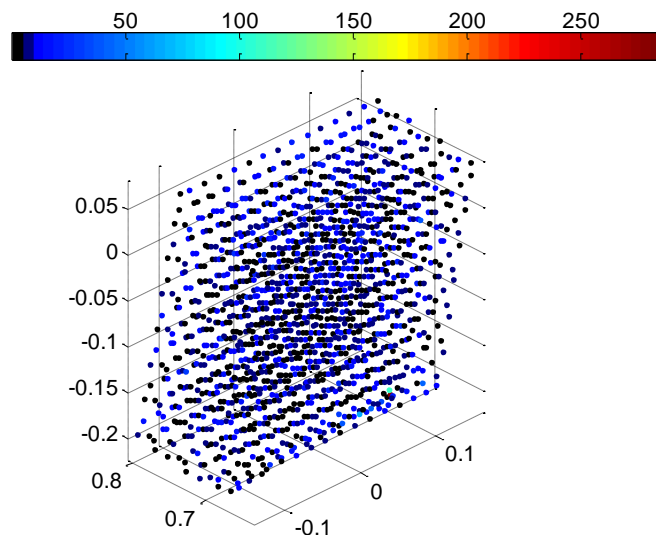


**Figure 2:** Spatial distribution of the average SD per Image. The outcome enhances in the range of 790 mm to 810 mm. All coordinates in [m], color bar values in [mm]





**Figure 3:** Averaged deviation from the 20 mm movement estimated with the center spot of the mean images. All coordinates in [m], color bar values in [mm].



**Figure 4:** Spatial distribution of the averaged Iterative closest points (ICP) deviation. The plot shows no signs of a particular area where the errors accumulate. All coordinates in [m], color bar values in [mm].

Nevertheless, our measurements give an insight into the capabilities of all range finders based on the triangulation principle. We have found a set of common problems: First of all, no information is gained from shadowed areas, leaving a constrained data field to the user. Second, when facing a high depth gradient high noise can be regarded including an inconsistent number of points. Third, there is an occurrence of noise speckles which do not belong to the object. Positive aspects are, that the camera showed no signs of an accumulation of errors in a certain location or a spatial distortion, but it is substantial to consider the camera's ground noise. It was not possible to achieve an accuracy better than 1.7 mm, which clearly not fulfills the localization requirements for radiation therapy. As for the software, the ICP algorithm could not compete with our other methods, as it is too susceptible to noise and too unstable for a distance of 20 mm. Still, the ICP remains an essential part of data processing, since it can track the head with full six degrees-of-freedom. To reduce the ICP error, smart templates are needed which on the one hand, avoid noisy areas to increase the robustness of the calculation, but on the other hand, need to contain distinguishable landmarks. Moreover, data filtering and preprocessing should be used, for example by calculating averaged data. Further investigations are needed, in both hard- and software, to overcome the evaluated problems.

In summary, we presented a first setup that allows for a systematic analysis of error sources with tracking devices based on structured light. Even though current systems do not fulfill the desired accuracy, our proposed idea might be applicable with the next generation of depth sensors.

## References

- [1] M.J. Murphy, S.D. Chang, I.C. Gibbs, Q.T. Le, J. Hai, D. Kim, D.P. Martin, J.R. Adler Jr, *Patterns of patient movement during frameless image-guided radiosurgery*, Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2003
- [2] D.A. Jaffray, J.H. Siewerdsen, J.W. Wong, A.A. Martinez, *Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy*, Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2002
- [3] T. Moser, G. Habl, M. Uhl, K. Schubert, G. Sroka-Perez, J. Debus, K. Herfarth, C.P. Karger, *Clinical Evaluation of a Laser Surface Scanning System in 120 Patients for Improving Daily Setup Accuracy in Fractionated Radiation Therapy*, Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2012
- [4] S. Izadi, D. Kim, O. Hilliges, D. Molyneaux, R. Newcombe, P. Kohli, J. Shotton, S. Hodges, D. Freeman, A. Davison, A. Fitzgibbon, *Real-time 3D Reconstruction and Interaction Using a Moving Depth Camera*, ACM Symposium on User Interface Software and Technology, 2011

# TAURUS

## Neuartiges Konzept zur patientennahen Bewegung eines Röntgen-Flachbilddetektors

Sebastian Engel<sup>1</sup>, Fabian Stopp<sup>2</sup>, Marc Käseberg<sup>1</sup>, Stephan Jantzen<sup>1</sup>, Erwin Keeve<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Fraunhofer-Institut für Produktionsanlagen und Konstruktionstechnik IPK, Berlin, Germany

<sup>2</sup> Charité Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Germany

Kontakt: keeve@charite.de

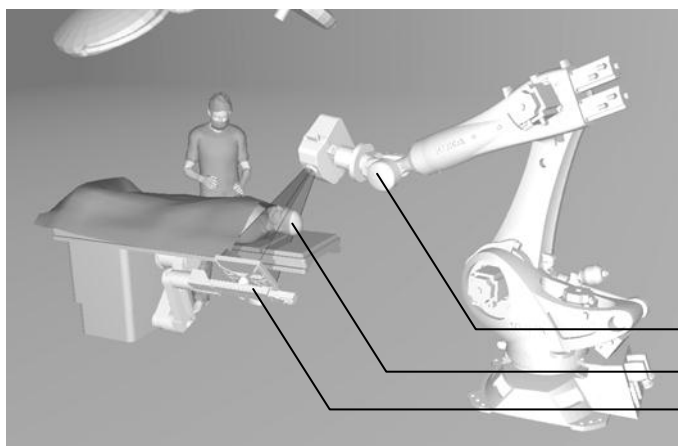
### Abstract:

Zur Umsetzung neuer Bildaufnahmekonzepte bei der intraoperativen 3D-Röntgenbildgebung wurde ein Konzept mit unabhängig voneinander beweglicher Röntgenquelle und Röntgen-Flachbilddetektor entwickelt. Gerade zur Anwendung neuer Bildaufnahmestrategien ist die freie Bewegung beider Komponenten vorteilhaft. In diesem Zusammenhang wird ein Konzept einer an der Operationstischbasis montierten, fünf-achsigen Robotermechanik zur Bewegung des Röntgen-Flachbilddetektors vorgestellt. Diese befindet sich unterhalb des Operationstisches und erlaubt eine Auslenkung des Röntgen-Flachbilddetektors seitlich und unterhalb des Zielgebietes in unmittelbarer Patientennähe.

**Schlüsselworte:** Intraoperative Röntgenbildgebung, Roboter in der Medizin, Bewegter Röntgen-Flachbilddetektor

## 1 Fragestellung

Heutige 3D-Röntgenbildgebungssysteme für den intraoperativen Einsatz sind durch eine starre mechanische Verbindung zwischen der Röntgenquelle und der Röntgendetektoreinheit gekennzeichnet. Typische Beispiele sind intraoperative Computertomographen [1], 3D-C-Bögen [2] sowie robotergeführte C-Bogen-Systeme [3]. Während eines Eingriffs verbleiben diese Systeme selten in der Nähe des Operationsgebietes, da der mechanische Aufbau des Bildgebungssystems den offenen Zugriff zum Patienten verhindert. Dies ist nachteilig, da das Heranführen und Wiederausrichten des Bildgebungssystems zum Zielbereich mit zusätzlichem, zeitlichem Aufwand verbunden ist [4].



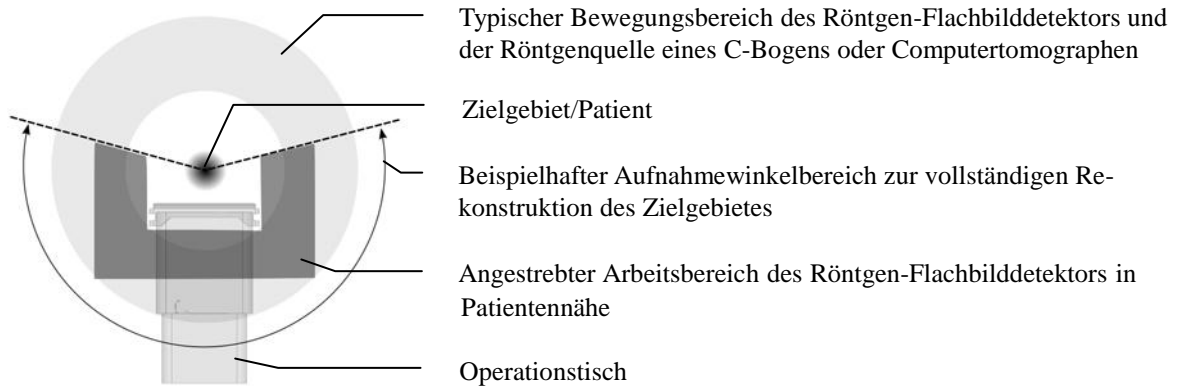
Roboterarm mit Röntgenquelle  
Zielgebiet der Röntgenaufnahme  
Roboterarm mit Röntgen-Flachbilddetektor

**Abb. 1: Konzeptvariante mit bewegtem Röntgen-Flachbilddetektor des offenen 3D-Röntgensystems ORBIT, links: Simulation des ORBIT-Systems mit TAURUS, rechts: Aufbau des ORBIT-Systems in den Laborumgebungen des Fraunhofer IPK**

Zwecks eines offenen Bildgebungssystems sind bei unserer Konzeptvariante des 3D-Röntgensystems ORBIT [5] die Röntgenquelle und der Röntgen-Flachbilddetektor voneinander losgelöst (Abb. 1). Aufbauend auf den Vorarbeiten dieses ORBIT-Röntgenscanners ist das Ziel dieser Arbeit die Konzeptentwicklung einer Mechanik zur Bewegung eines Röntgen-Flachbilddetektors in der Nähe des Patienten.

## 2 Methoden

Zur Umsetzung einer geeigneten Mechanik zur Bewegung des Röntgen-Flachbilddetektors wurden verschiedene Anforderungskriterien evaluiert. Notwendig zu betrachten waren die Anforderungen hinsichtlich des Arbeitsraums, der Patientennähe, der Integration sowie der möglichen Detektorgröße bzw. des Detektormodells und der damit verbundenen Arbeitslast durch das Detektorgewicht.

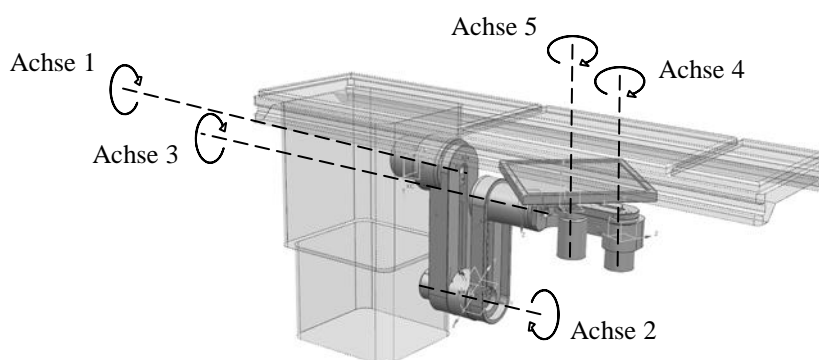


**Abb. 2: Angestrebter Bewegungsbereich des Röntgen-Flachbilddetektors im Vergleich zu konventionellen, intraoperativen 3D-Röntgensystemen**

Zur Realisierung großer Bildaufnahmen bzw. rekonstruierbarer 3D-Volumina ist, bei einer kegelstrahlförmigen Röntgenstrahlausbreitung, der Röntgen-Flachbilddetektor möglichst nah am Patienten zu bewegen (Angestrebter Arbeitsbereich in Abb. 2). Damit Projektionsbilder aus jeder Richtung um den Patienten aufgenommen werden können, ist ein Bildaufnahmebereich von mindestens  $180^\circ$  um den Patienten anzustreben (Aufnahmewinkelbereich in Abb. 2). Dies ist zum einen vorteilhaft für die erreichbare Bildqualität der 3D-Bildaufnahme und zum anderen ggf. notwendig bei einzelnen Durchleuchtungen seitlich des Patienten, beispielsweise aus lateraler Richtung. Bzgl. der Integration des Systems sind der angestrebte Arbeitsraum, die geringe Raumeinnahme der Mechanik sowie ein freier Fußbodenbereich zu berücksichtigen. Der Operationstisch sollte sich ohne Bewegung der Mechanik in Längsrichtung bewegen lassen. Kipp-, Neig- und Schwenkbewegungen des Operationstisches sollte die Mechanik allerdings folgen.

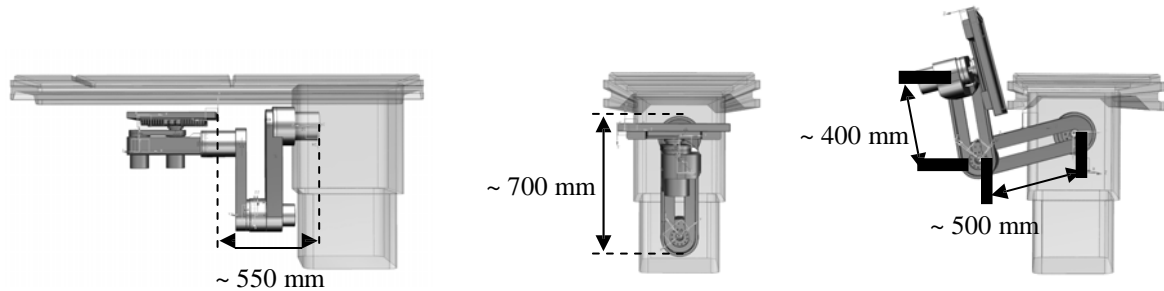
## 3 Ergebnisse

Zur Realisierung eines bewegten Röntgen-Flachbilddetektors mit den gewünschten Bedingungen wurden verschiedene Bewegungsmechaniken betrachtet. Hinsichtlich Flexibilität und Praktikabilität zeichnete sich eine Robotermechanik als zielführend ab (Abb. 3). In Zusammenarbeit mit Klinikern der Charité - Universitätsmedizin Berlin und einem industriellen Projektpartner wurden die wesentlichen Anforderungen hinsichtlich des Freiraums unterhalb des Operations- bzw. Aufnahmegebietes erörtert. Als eine mögliche Umsetzungsvariante wurde die in Abb. 3 dargestellte Robotermechanik betrachtet. Ausgehend von einer Montage der Roboterbasis unterhalb des Operationstisches stellen drei Drehantriebe die notwendige Basisbewegung zur Verfügung (Achsen 1, 2 und 3 in Abb. 3). Die Bewegung entlang des Operationstisches wird durch eine Linearachse oder wie in den Abbildungen dargestellt durch zwei Drehachsen realisiert (Achsen 4 und 5 in Abb. 3). Die Rotationsbewegung des Röntgen-Flachbilddetektors wird mithilfe einer Drehachse ermöglicht (Achse 5 in Abb. 3).



**Abb. 3: 3D-Konzeptdarstellung der, am OP-Tischbasis montierten Robotermechanik TAURUS mit fünf Drehantrieben und einem 430x430 mm Röntgen-Flachbilddetektormodell**

Die Robotermechanik wurde in zwei Bewegungsräume unterschieden, die durch eine Kombination der Drehantriebe zur Verfügung gestellt werden: Die ersten drei Drehantriebe ermöglichen die Bewegung um den Patienten bzw. das Zielgebiet, die letzten beiden Drehachsen ermöglichen die Bewegung entlang des Patienten.



**Abb. 4: 3D-Konzeptdarstellung der an der OP-Tischbasis montierten, Robotermechanik TAURUS in Nullstellung (links und mittig) und seitlicher Auslenkung (rechts)**

Mithilfe von CAD-Software wurde der Arbeitsraum sowie die Kollisionsfreiheit überprüft und sichergestellt. Die in den Abbildungen dargestellte Robotermechanik ermöglicht bei dieser Form der Befestigung und Positionierung an der Operationstischbasis eine Bahn um den Patienten bzw. das Zielgebiet von mehr als 180 Grad.

Der benötigte Linearhub entlang des Operationstisches wird maßgeblich durch die vierte Achse, gezählt ab Operationstischbasis, ermöglicht. Im Gegensatz zu einer Umsetzung des Linearhubs mithilfe eines Linearantriebs ist die Linearbewegung zwar nicht unabhängig von den restlichen Antrieben, verfügt aber, aufgrund des eingesparten Linearlagers, über eine kompaktere Bauweise. Das Vorgestellte System profitiert von den voneinander losgelösten Komponenten. Während der Operation bzw. der Bildaufnahme befindet sich der Röntgen-Flachbilddetektor entweder unterhalb oder seitlich des Operationstisches, dort verhältnismäßig naheliegend zum Patienten (Abb. 4). Demgegenüber ist die Röntgenquelle weiter entfernt, oberhalb und seitlich zum Zielgebiet. Dies führt zu einem geringeren Risiko bezüglich möglicher Kollisionen zwischen Bildgebungssystem und Patienten bei einer 3D-Röntgenaufnahme. Bei der 2D-Bildgebung ermöglicht der temporär unbewegte Detektor einen offenen Zugang zum Patienten ohne eine mechanische Verbindung zwischen Röntgenquelle und Röntgen-Flachbilddetektor.

## 4 Diskussion

Vorgestellt wurde ein Konzept eines bewegten Röntgen-Flachbilddetektors mit dem Ziel, neue Möglichkeiten hinsichtlich Systemintegration und flexiblen Bildaufnahmestrategien der intraoperativen 3D-Röntgenbildgebung zur Verfügung zu stellen. Unser Ansatz ist die Befestigung einer fünfachsigigen Robotermechanik unterhalb des Operationstisches an der Operationstischsäule. Neben den Anforderungen an die Mechanik zur Bewegung des Röntgen-Flachbilddetektors muss die Operationstischplatte, aufgrund der Positionierung des Röntgen-Flachbilddetektors unterhalb des Operationstisches, im Bereich des Aufnahmegebietes röntgendurchlässig sein. Hier eignen sich starre Operationstischplatten aus Karbon-Materialien. Segmentierte, bewegliche OP-Tischplatten eignen sich für den vorgestellten Aufbau nicht, da mithilfe der vorgestellten Mechanik eine Nachverfolgung der einzelnen Segmente nicht möglich ist. Die Verwendung von Multi-Segment-OP-Tischen würde eine deutlich aufwändigere Mechanik zur Folge haben.

Diskutiert wurden außerdem mögliche Gefahrenquellen durch einen Kontakt des TAURUS-Systems mit Kabeln oder Schläuchen. Das Gefahrenpotential ist ähnlich zu dem der 3D-C-Bögen, der Bewegungsbereich des TAURUS-Systems muss frei von kollisionsgefährdeten Objekten sein.

Gerade bei den weiter steigenden Röntgen-Flachbilddetektorgößen und den damit verbundenen Röntgen-Flachbilddetektorgewichten werden Konzepte zur Kalibrierung der Bewegungsmechanik immer wichtiger, während bei einfachen Mechaniken die Genauigkeit rein konstruktiv erreicht werden kann. Die Realisierbarkeit des Systems ist wesentlich vom Integrationsgrad in den OP-Tisch abhängig. Hier besteht bereits eine Zusammenarbeit mit einem namhaften OP-Tisch-Hersteller bzgl. der Integration dieses Systems in den OP-Tisch.

In enger Zusammenarbeit mit Bildgebungs- und OP-Tisch-Herstellern ist das nächste Ziel der Aufbau eines funktionsfähigen Labormusters. Weiterhin werden in kommenden Arbeiten die Genauigkeit, Bildaufnahmebahnen sowie Patientensicherheit untersucht.

## 5 Referenzen

- [1] Hoffmann J., Krimmel M., Dammann F., Reinert S., „Möglichkeiten der intraoperativen Diagnostik mit einem fahrbaren Computertomographen“, Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Vol. 6, No. 5., pp. 346-350, 2002.
- [2] Mattes T., „Flat-Panel-Technologie im orthopädisch-unfallchirurgischen Operationssaal“, Der Unfallchirurg, Volume 115, Number 3, pp. 202–208, 2012.
- [3] Niebler C., Tita R., Kalender W. A., „Trajektorienreproduzierbarkeit eines robotergeführten C-Bogen-Systems“, 7. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie, curac.08 Tagungsband, pp. 131-133, 2008.
- [4] Hüfner T., Stübiger T., Gössling T., Kendoff D., Geerling J., Krettek C., „Kosten und Nutzenanalyse der intraoperativen 3D-Bildgebung“, Der Unfallchirurg, 110(1), pp. 14-21, 2007.
- [5] Stopp F., Käseberg M., Winne C., Marx B., Dehler J., Keeve E., „ORBIT - Open X-ray Scanner for Image-guided Interventional Surgery - Development of Concept“, INFORMATIK 2011, Lecture Notes in Informatics (LNI) – Proceedings, Series of the Gesellschaft für Informatik (GI), Köllen Druck+Verlag GmbH, 2011.

## Danksagung

Dieses Vorhaben wird freundlicherweise durch das Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) gefördert (Förderkennzeichen 01EZ1115)

# Voraussetzungen für die kamerabasierte, intracochleare Navigation

L. A. Kahrs, R. F. Labadie

Vanderbilt University Medical Center, Department of Otolaryngology, Nashville, TN, USA

Kontakt: l.a.kahrs@vanderbilt.edu

## Abstract:

Diese Arbeit hat das Ziel die Grundlagen einer kamerabasierten Insertionshilfe für die Elektrodenträger von Cochleaimplantaten zu legen. Zukünftige Cochleaimplane können an der Spitze des Elektrodenträgers mit einer Kamera ausgestattet werden und erlauben somit im Sinne einer bildbasierten Regelung eine tiefe und atraumatische Insertion. Im Rahmen dieser Arbeit werden Experimente mit den kleinsten, derzeit verfügbaren Kameras durchgeführt, die entwickelte Simulationsumgebung für die kamerabasierte Lagebestimmung vorgestellt sowie weitere benötigte Hard- und Softwareaspekte diskutiert.

Schlüsselworte: Cochleaimplantation, Insertionshilfe, miniaturisierte Kamera

## 1 Problem

Zur Unterstützung des Chirurgen während der Cochleaimplantation wurden im vergangenen Jahrzehnt verschiedene Methoden der bildgestützten Chirurgie bzw. Computer- und Roboterassistenz entwickelt. Forschungsarbeiten hierzu basieren auf traditioneller medizinischer Navigation [1,2], Computertomographie und Fluoroskopie [3–5], sowie mechanischen und mechatronischen Systemen [6–12]. Einer der wichtigsten Aspekte der Cochleaimplantation ist das tiefe und atraumatische Einführen des Elektrodenträgers in die Cochlea, zumeist in die Scala tympani. Hierzu existieren beispielsweise Insertionstools um Kräfte zu minimieren, die während der Implantation entstehen [12–14]. Üblicherweise ist der Chirurg aber bei der Insertion auf seine Erfahrung und sein Gefühl angewiesen. Er erhält kein direktes Feedback, ob die Insertion erfolgreich verläuft und führt diesen entscheidenden Schritt blind, ohne optische Kontrolle aus.

Der Grundgedanke dieser Arbeit ist, unter Verwendung eines Sensors in der Cochlea eine kontrollierte Elektrodeninsertion zu ermöglichen. Das Ziel ist den Elektrodenträger möglichst tief, schonend (keine Verletzungen der Basilarmembran oder anderer intracochleare Strukturen) und reproduzierbar einzuführen. Konkret werden in diesem Beitrag auf Basis von Experimenten und Simulationen die Voraussetzungen diskutiert, die für eine kamerabasierte, intracochleare Navigation benötigt werden. Grundlage dieser Idee ist die optische Exploration im Sinne von endoskopischen Aufnahmen des Innenohrs [15,16]. In einer zukünftigen Generation von Cochleaimplantaten kann unter Berücksichtigung der hier diskutierten Voraussetzungen eine miniaturisierte Kamera an die Spitze des Elektrodenträgers integriert (vgl. Abb. 1) und in die Scala tympani eingeführt werden. Die aufgenommen Bildinformationen werden daraufhin verwendet um die Lage relativ zur Umgebung zu erfassen, Hindernisse zu erkennen, Verletzungen zu vermeiden und eine bildbasierte Lageregelung zu etablieren.

Folgende Eigenschaften und Voraussetzungen werden analysiert bzw. diskutiert:

- Kameragröße und -art,
- Beleuchtung,
- Integration,
- Modellwissen der Insertionssequenz,
- Bildverarbeitung, und
- Positionsregelung.

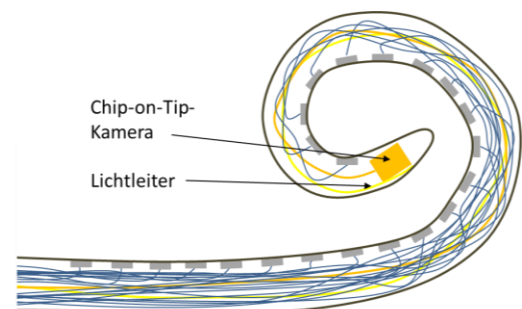


Abb. 1: Zielszenario; mit einem Kamerachip ausgestatteter Elektrodenträger eines Cochleaimplantats für eine intracochleare Navigation.

## 2 Analyse der Voraussetzungen und experimentelle Methoden

Eine der wichtigsten Voraussetzungen um eine kamerabasierte, intracochleare Navigation zu realisieren ist die adäquate Größe der Kamera (vgl. Abb. 1). Die Dimension der Scala tympani sind bekannt [17,18] und Kameras werden inzwischen mit einer Chipdiagonale kleiner als 0,85 mm gefertigt [19]. Diese Diagonale entspricht ungefähr dem durchschnittlichen Durchmesser der Scala tympani bei 540° (1,5 Windungen) [18]. Experimentell wurde in verschiedene

Phantome der Scala tympani eine Kamera (Awaiba, NanEye, Chipdiagonale: 1,4 mm) eingeführt und die Insertionstiefe analysiert. Vorteile dieser Technik sind, dass derartige Chipkameras für den Einmalgebrauch vorgesehen sind, zukünftig nur wenige Euro kosten sollen sowie die Stromversorgung und Datenübertragung mittels vier Adern realisiert wurde [20]. Dies ermöglicht den Verbleib in der Cochlea und verbessert die Integrationsmöglichkeit einer solchen Kamera in den Elektrodenträger. Im humanen Felsenbeinpräparat wurde eine weitere Kamera dieser Größenklasse (Medigus, IntroSpicio™ 120, Durchmesser: 1,2 mm, Öffnungswinkel: 100°) verwendet um intracochleare Aufnahmen zu erstellen (vgl. auch [21]). Die Beleuchtung wurde über einzelne Fasern eines Lichtleiters realisiert. Die Beleuchtung des sehr kleinen Volumens der Scala tympani war hiermit ausreichend. Hochauflösende Fiberoptiken (zum Übertragen der Bildinformation) mit mehreren Tausend oder Zehntausend resultierenden Bildelementen wären dagegen schwierig anwendbar und integrierbar, weil diese durch den Lichtwellenleiterverbund erstens einen zu großen Anteil des Durchmesser des Elektrodenträgers belegen, ihn zweitens nur unnötig rigide machen und drittens der Krümmungsradius innerhalb der Cochlea kleiner ist als für solche Fiberoptiken vorgesehen. Im Gegensatz zu Lichtwellenleiterverbünden von Fiberskopen ist es für einzelne Fasern (wie bei der oben erwähnten Beleuchtung) möglich, einen Krümmungsradius im Zentimeterbereich einzunehmen, ohne dass diese einen Schaden erleiden.

Parallel zur Analyse der Hardware-Aspekte wurden computer-generierte Visualisierungen erstellt, die Kameraaufnahmen während der intracochlearen Navigation widerspiegeln. Aufbauend auf Daten des Visible Ear Datensatzes sowie Modellen des Eaton-Peabody Laboratory (EPL) des Massachusetts Eye and Ear Infirmary wurden verschiedene Visualisierungen getestet, um eine adäquate Representation der Innenansicht der Scala tympani zu erhalten. Konkret wurden einerseits Vollfarb-Volumen-Renderings auf Basis der Kryodünnschliff-Schichten des Visible Ear Datensatzes [22] erzeugt und das innere Lumen der Skalen exploriert. Andererseits wurde eine Methode realisiert, die mittels Oberflächen-Rendering sowie dem Modell der Scala tympani und Basilarmembran von Histologiebildern eines 14-jährigen Jungen [23] intracochleare Endoskopieaufnahmen simuliert. Die oben genannten intracochlearen Aufnahmen im Felsenbeinpräparat und zusätzliche intraoperative Aufnahmen mit einem vergleichbar auflösenden Fiberskop mit Blick durch die eröffnete Cochlea kamen als Vergleichsbildmaterial zum Einsatz.

Auf Basis dieser Erkenntnisse wurde eine Simulationsumgebung für die virtuelle, intracochleare Exploration erstellt. Dies ähnelt Arbeiten der virtuellen Koloskopie oder virtuellen Bronchoskopie [24,25]. Es wurde sich für Methoden des Oberflächen-Renderings entschieden, die in einer dedizierten C++-Applikation unter Verwendung des Visualization Toolkits (VTK) realisiert wurde. In den verwendeten Modellen von Wang et al. [23] kann die virtuelle Kamera frei in der Scala tympani bewegt werden und darauf aufbauend eine automatische Lageregelung in der Simulationsumgebung erfolgen. Eigenschaften wie Öffnungswinkel und Beleuchtung wurden optimiert. Aus der Simulation werden virtuelle Kamerabilder generiert und weiterverarbeitet. Weiterhin werden aus den Bildern Merkmale extrahiert, die sich für die automatische Lagebestimmung und Kamerabewegung eignen.

### 3 Ergebnisse

In zwei unterschiedlichen Phantomen der Scala tympani konnte die Insertion eines momentan verfügbaren Kamertyps (NanEye, AWAIBA) gezeigt werden. Die Analyse der Insertionstiefe ergab, dass zum momentanen Entwicklungsstand ungefähr 270° erzielt werden können (siehe Abb. 2 sowie ergänzend [21]). Fertigungstoleranzen bei der Größe verschiedener Kameras des gleichen Typs führen zu unterschiedlichen Ergebnissen bezüglich der Insertionstiefe. Die Möglichkeit tiefere Insertionen zu erzielen, sind – wie in Abschnitt 2 erwähnt – bei weiterer Reduzierung der Kantenlängen der Kameras zu erwarten. Nicht nur die Chipdiagonale spielt dabei eine Rolle sondern ebenfalls die Länge der Kamera, die sich aus der Mikrolinse, CMOS-Chip und Kontaktierbereich der Anschlussadern zusammensetzt.

Eine beispielhafte Aufnahme in einer humanen Scala tympani mit einer miniaturisierten Kamera ist in Abb. 3 dargestellt. Strukturen wie die Basilarmembran oder das Spiralligament sind zu erkennen und eignen sich für intracochleare Navigation – beispielsweise zur Ausrichtung der Kamerablickrichtung (siehe unten). Des Weiteren erlaubt die Auflösung die Visualisierung von Hindernissen wie Ossifikationen. Es kam teilweise durch einen zurückliegenden Flüssigkeitsspiegel zu Reflexionen.

Während das Volumen-Rendering eine sehr gute anatomische Orientierung im gesamten Felsenbein bietet und sich auch Landmarken wie beispielsweise die Basilarmembran aus den intracochlearen Aufnahmen in dieser Darstellung wiederfinden (siehe Abb. 4, oben), mussten wir dennoch feststellen, dass für unsere Simulation ein höher aufgelöster Datensatz als das Visible Ear (50 µm Kantenlänge der Voxel) benötigt wird. Die daraufhin erarbeitete Simulationsumgebung auf Basis eines Oberflächen-Renderings zur virtuellen, intracochlearen Exploration ist im unteren Bild der Abb. 4 dargestellt. Nach Optimierung der Beleuchtung und weiteren Parametern wurde eine hohe Ähnlichkeit mit realen Aufnahmen aus der Scala tympani erzielt (vgl. Abb. 3). Bildmerkmale wie der dunkle Bereich, hervorgerufen durch die Windungen bzw. Krümmung der Cochlea sowie die Distanz zur Lichtquelle, eignen sich gut für eine Schwellwertsegmentierung. Iterativ wird die virtuelle Kamera automatisch auf Basis des segmentierten Bereichs ausgerichtet und vorgeschoben.



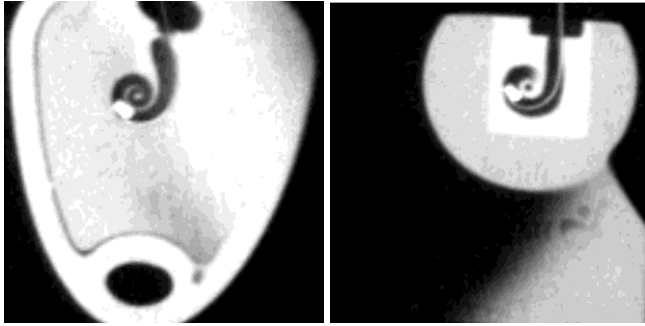


Abb. 2: Computertomographieaufnahmen der Phantome der Scala tympani von den Firmen Cochlear (links) und Advanced Bionics (rechts). Eine Kamera der Firma AWAIBA ist maximal möglich eingeführt.

## 4 Diskussion

Die bisher erarbeiteten Aspekte bzgl. einer kamerabasierten, intracochlearen Navigation sind vielversprechend. Die Kleinheit der bereits verfügbaren Kameras lässt die benötigten Hardwareinnovationen als realisierbar bewerten. Eine Kamera mit ca. 10.000 Pixel und 2  $\mu\text{m}$  Pixelspacing hätte eine Chipdiagonale (Durchmesser) von 0,57 mm, das der Dimension der Scala tympani bei 720° entspricht und durchschnittlich noch 50  $\mu\text{m}$  für eine Ummantelung ermöglicht [18]. Wir sehen somit einen weiteren Miniaturisierungsbedarf von Kameras. Zusätzlich müssen weitere Herausforderungen der optischen Integration optimiert werden (beispielsweise Verzeichnung durch den Kunststoffüberzug an der Spitze des Elektodenträgers, Arbeitsabstand, Blickwinkeladaption ggfs. durch ein Prisma, Flüssigkeit in der Scala tympani, Beleuchtung, z. B. auch durch eine miniaturisierte Leuchtdiode hinter der Kamera oder Verwendung des Mantels des Elektodenträgers für den Lichttransport). Darüberhinaus ist die Aktuierung der Cochleaimplantate zu lösen, wobei hierfür erste Forschungsergebnisse vorliegen [26-28]. Der vielversprechendste Ansatz beinhaltet die magnetische Aktuierung des Elektrodenträgers [27] und würde sich mit der hier vorgestellten bildbasierten Lageregelung als Sensorik gegenseitig ergänzen. Ungeklärt ist in diesem Zusammenhang, ob die hohe magnetische Feldstärke Einfluss auf die Kameraelektronik hat.

Ebenfalls können Histologiedaten mit höherer Auflösung [29] und bereits verfügbare patienten-individuelle Modelle der Scala tympani [30] zukünftig hilfreich sein die Simulationsumgebung zu optimieren bzw. patienten-individuell anzupassen. Regionenbasierte oder modellbasierte Segmentierungsverfahren sollen die Erkennung des zentralen dunklen Bereich optimieren. Mit Hilfe weiterer Bildverarbeitungsmethoden werden die Merkmale wie Basilarmembran und Spiralligament ausgenutzt, um die Ausrichtung der Kamera (Roll bzw. View-up-Vektor) sicherzustellen. Sobald weitere Kamera- bzw. Endoskopiebilder aus den engeren Bereichen der Scala tympani vorliegen, sollen die vorhandenen Bildverarbeitungsmethoden sowie die Simulationsumgebung darauf adaptiert werden.

Für eine intracochleare Exploration und Navigation auf Basis miniaturisierter Kameras wurden in dieser Arbeit Experimente durchgeführt, Methoden entwickelt und weitere Voraussetzungen diskutiert. Eine (Teil-)Automatisierung von kritischen Aufgaben während der Cochleaimplantation ist vielfach von chirurgischer Seite gewünscht und erscheint in der Zukunft – z.B. durch die hier vorgeschlagene bildbasierte Unterstützung – möglich zu werden.

## Danksagung

Diese Untersuchungen wurden von der Deutschen Forschungsgemeinschaft unter dem Geschäftszeichen KA 2975/2-1 gefördert. Wir danken T. R. McRackan für seine Unterstützung während Experimenten.



Abb. 3: Aufnahme in einer humanen Scala tympani mit einer Kamera der Firma Medigus.



Abb. 4: Simulation intracochlearer Exploration – Vergleich von Vollfarb-Volumen- (oben) und Oberflächen-Rendering (unten).

## Referenzen

- [1] J. Schipper et al., "Navigiert-kontrollierte Kochleostomie," *HNO*, 52(4), S. 329-335, 2004.
- [2] R. F. Labadie et al., "Minimally invasive, image-guided, facial-recess approach to the middle ear: demonstration of the concept of percutaneous cochlear access in vitro," *Otology & Neurotology*, 26(4), S. 557-562, 2005.
- [3] J. D. Bloom, M. D. Rizzi und J. A. Germiller, "Real-time intraoperative computed tomography to assist cochlear implant placement in the malformed inner ear," *Otology & Neurotology*, 30(1), S. 23-26, 2009.
- [4] A. J. Fishman et al., "Fluoroscopically assisted cochlear implantation," *Otology & Neurotology* 24(6), S. 882-886, 2003.
- [5] A. Aschendorff, "Imaging in cochlear implant patients," *GMS current topics in otorhinolaryngology, head and neck surgery*, 10, Doc07, 2011.
- [6] S. Baron et al., "Percutaneous inner-ear access via an image-guided industrial robot system," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 224(5), S. 633-649, 2010.
- [7] F. M. Warren et al., "Percutaneous cochlear access using bone-mounted, customized drill guides: demonstration of concept in vitro," *Otology & Neurotology* 28(3), S. 325-329, 2007.
- [8] B. Bell et al., "A self-developed and constructed robot for minimally invasive cochlear implantation," *Acta Otolaryngologica*, 132(4), S. 355-360, 2012.
- [9] L. B. Kratchman et al., "Design of a bone-attached parallel robot for percutaneous cochlear implantation," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(10), S. 2904-2910, 2011.
- [10] J. Burgner et al., "Setup and experimental trial for robot-assisted laser cochleostomy," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 4(Suppl. 1), S. S118-S119, 2009.
- [11] T. Klenzner et al., "New strategies for high precision surgery of the temporal bone using a robotic approach for cochlear implantation," *European Archives of Oto-Rhino-laryngology*, 266(7), S. 955-960, 2008.
- [12] O. Majdani et al., "Force measurement of insertion of cochlear implant electrode arrays in vitro: comparison of surgeon to automated insertion tool," *Acta Oto-Laryngologica*, 130(1), S. 31-36, 2010.
- [13] A. Hussong et al., "An automated insertion tool for cochlear implants: another step towards atraumatic cochlear implant surgery," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 5(2), S. 163-171, 2010.
- [14] D. Schurzig et al., "Force of cochlear implant electrode insertion performed by a robotic insertion tool: comparison of traditional versus Advance Off-Stylet techniques," *Otology & Neurotology*, 31(8), S. 1207-1210, 2010.
- [15] T. Balkany, "Endoscopy of the cochlea during cochlear implantation," *The Annals of Otology, Rhinology, and Laryngology*, 99(11), S. 919-922, 1990.
- [16] M. H. Fritsch, "Endoscopy of the inner ear," *Otolaryngologic Clinics of North America*, 42(6), S. 1209-1222, 2009.
- [17] J. Wysocki, "Dimensions of the human vestibular and tympanic scalae," *Hearing research*, 135(1-2), S. 39-46, 1999.
- [18] S. Biedron et al., "The internal dimensions of the cochlear scalae with special reference to cochlear electrode insertion trauma," *Otology & Neurotology*, 31(5), S. 731-737, 2010.
- [19] M. Wány et al., "Ultrasmall digital image sensor for endoscopic applications," *International Image Sensor Workshop*, 2009.
- [20] H. Hogan, "For medical instruments, going small pays off big," *BioPhotonics*, 17(9), S. 32-34, 2010.
- [21] L. A. Kahrs, T. R. McRackan und R. F. Labadie, "Intracochlear visualization: comparing established and novel endoscopy techniques," *Otology & Neurotology*, 32(9), S. 1590-1595, 2011.
- [22] M. S. Sørensen et al., "The Visible Ear: A Digital Image Library of the Temporal Bone," *ORL*, 64(6), S. 378-381, 2002.
- [23] H. Wang et al., "Three-dimensional virtual model of the human temporal bone: a stand-alone, downloadable teaching tool," *Otology & Neurotology*, 27(4), S. 452-457, 2006.
- [24] J. Ansell et al., "Systematic review of validity testing in colonoscopy simulation," *Surgical Endoscopy*, May 2012.
- [25] E. F. Haponik, S. L. Aquino und D. J. Vining, "Virtual bronchoscopy," *Clinics in Chest Medicine*, 20(1), S. 201-217, 1999.
- [26] J. Zhang et al., "Inroads toward robot-assisted cochlear implant surgery using steerable electrode arrays," *Otology & Neurotology*, 31(8), S. 1199-1206, 2010.
- [27] J. R. Clark et al., "Investigation of magnetic guidance of cochlear implants," *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, S. 1321-1326, 2011.
- [28] B. K. Chen, H. N. Kha und G. M. Clark, "Development of a steerable cochlear implant electrode array," *3rd Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering*, S. 607-610, 2006.
- [29] F. Eckardt et al., "Verfahren der punktbasierten Fusionierung hochaufgelöster Detailbilder mit histologischen Schichtdatensätzen zur Darstellung der Weichgewebsanatomie des humanen Innenohres," *CURAC*, 2011.
- [30] J. H. Noble et al., "Automatic segmentation of intracochlear anatomy in conventional CT," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(9), S. 2625-2632, 2011.

# Automatisierte Bestimmung der Schädelknochendicke in CT- und DVT-Bilddaten

G. J. Lexow<sup>1</sup>, Th. S. Rau<sup>1</sup>, F. Eckardt<sup>1</sup>, J.-P. Kobler<sup>2</sup>, T. Ortmaier<sup>2</sup>, Th. Lenarz<sup>1</sup>, M. Leinung<sup>3</sup>, O. Majdani<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup> Leibniz Universität Hannover, Institut für Mechatronische Systeme, Hannover, Deutschland

<sup>3</sup> Klinikum der Johann Wolfgang Goethe-Universität, Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Frankfurt am Main, Deutschland

Kontakt: lexow.jakob@mh-hannover.de

## Abstract:

Um sichere Bereiche für das Einschrauben von Knochenankern oder das Fräsen eines Implantatbetts in den Schädel zu identifizieren, wurde eine Software entwickelt, die erstmals eine automatische Messung der Knochendicke basierend auf CT- und DVT-Daten erlaubt. Die Messwerte werden farblich codiert auf einer 3D-Rekonstruktion des Schädels dargestellt und ermöglichen somit eine Erkennung sicherer Bereiche, in denen keine Verletzung von hinter dem Knochen liegenden Strukturen zu erwarten ist. Die Software lieferte im Test am DVT-Scan (Auflösung: 0,3 mm isotrop) eines Kunststoffschädels eine mittlere Messwertabweichung von  $0,27 \text{ mm} \pm 0,18 \text{ mm}$  gegenüber einer manuellen Kontrollmessung mit einem Messschieber.

**Schlüsselworte:** Computer-assistierte Chirurgie (CAS), medizinische Bildverarbeitung, Computertomografie (CT)

## 1 Problem

Zahlreiche Verfahren der Otologie und Neurologie erfordern das Schrauben, Bohren und Fräsen im Schädelknochen, z. B. zum Einbringen von Knochenankern für kleine stereotaktische Rahmen (STarFix (FHC, Inc., Bowdoin, ME, USA), Microtable [1]) oder zur Vorbereitung der Befestigung eines Implantats (z. B. Cochlea-Implantat (CI), Bone Anchored Hearing Aid (BAHA)). Daneben werden derzeit miniaturisierte Robotersysteme entwickelt und evaluiert, die ebenfalls fest am Kopf verschraubt werden [5]. Im konkreten Fall soll eine passive, parallelkinematische Bohrführung [4] sicher am lateralen Schädelknochen befestigt werden, um für eine minimal-invasive Cochlea-Implantation eine Stichbohrung zum Innenohr zu setzen. Die Knochendicke im lateralen Schädelbereich ist stark patientenabhängig. Um gefährliche Verletzung, z. B. der Dura, zu verhindern, ist es notwendig, die Schädelknochendicke präoperativ zu bestimmen um sichere Bereiche für das Einbringen von Knochenankern zu identifizieren. Mit SonoPointer [2] ist bereits eine Lösung zur intraoperativen Knochenvermessung beschrieben, die jedoch ein zusätzliches Gerät erfordert. Bei vielen der in Frage kommenden Eingriffe wird der Patient bereits routinemäßig einer hochauflösenden, präoperativen CT- oder DVT-Bildgebung unterzogen. Daher bietet es sich an, die Vermessung basierend auf diesen Daten auszuführen.

Es existieren bereits zahlreiche Programme zur Darstellung tomographischer Bilddaten sowie zum Rendern von Oberflächenmodellen (z. B. OsiriX (Foundation OsiriX, Genf)). Eine Software für die automatisierte Bestimmung der Knochendicke in einem interaktiv wählbaren Zielgebiet ist nach dem Kenntnisstand der Arbeitsgruppe bisher nicht verfügbar. Für den intraoperativen Einsatz muss die Software zudem Anforderungen wie effizienter Arbeitsweise und einfacher Bedienbarkeit über eine grafische Oberfläche (Graphical User Interface – GUI) genügen.

## 2 Methoden

Die Entwicklung der Software erfolgte in Visual Studio 2010 Professional unter Windows 7 Professional 64bit SP1. Dabei wurden die Bibliotheken ITK 4.1.0 (itk.org) und VTK 5.8.0 (vtk.org) für die Bildverarbeitung und Qt 4.7.4 (qt-project.org) für die Benutzeroberfläche verwendet, wodurch eine einfache Portierung der entwickelten Software auf Linux und Mac möglich ist. Die Bibliotheken stehen alle unter Open-Source-Lizenzen zur Verfügung. Um die Beschränkung auf 4 GB Arbeitsspeicher zu umgehen, die an der Verarbeitung großer Bilddatensätze hindert, wurden sie für die Verwendung auf 64bit-Hardware im Rahmen des Projekts neu kompiliert.

Der Programmablauf besteht im Wesentlichen aus vier Schritten: dem Laden eines Datensatzes, der Auswahl des relevanten Bereichs (Volume of Interest – VOI), der Segmentierung des Knochens und der Berechnung der Knochendicke (siehe Abb. 1). Die Segmentierung erfolgt schwellenwertbasiert. Die voreingestellten Grenzen, 500 HU und 2500 HU,

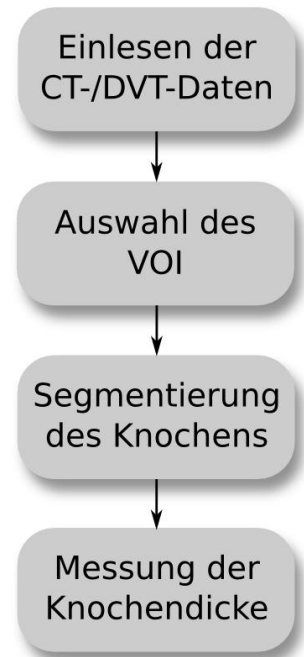
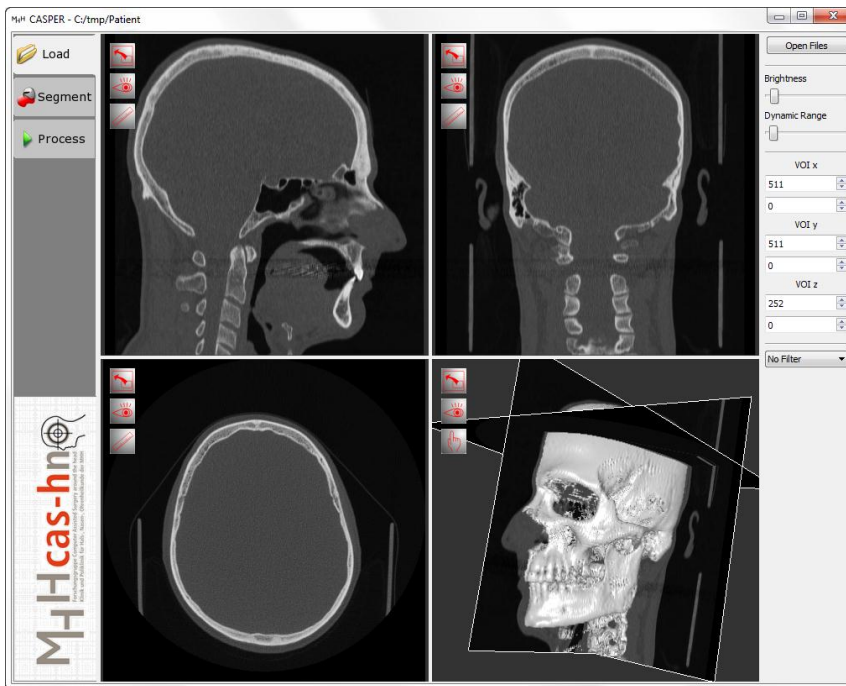


Abb. 1: Programmoberfläche und schematischer Ablauf

können vom Nutzer angepasst werden. Andere Segmentierungsmethoden können in einer späteren Version der Software hinzugefügt werden. Vor und nach der Segmentierung kann das Bild bzw. das segmentierte Volumen optional gefiltert werden. Die Filterung der Eingangsdaten erfolgt mit einem konfigurierbaren Gauss-Filter (*RecursiveGaussianImageFilter*, ITK), die der Segmentierungsdaten mit einem binären Hole-Filling-Filter (*VotingBinaryHoleFillingImageFilter*, ITK).

Während der Großteil der implementierten Bildverarbeitungsschritte bestehende ITK-Filter nutzt, wurde für die Knochenvermessung eine eigene Filterklasse auf Basis der ITK-Klasse *ImageToImageFilter* entwickelt. Dieses Filter berechnet zu jedem Oberflächenvoxel des segmentierten Körpers die Länge der Strecke, die senkrecht zur Körperoberfläche von diesem Punkt bis zum gegenüberliegenden Austrittspunkt verläuft. Der Ablauf des Algorithmus zur Berechnung dieser Normalen ist im Folgenden detailliert beschrieben.

Die Segmentierung liefert ein binären Datensatz, bei dem jedem Voxel im Segment die 1 und jedem außerhalb die 0 zugeordnet ist. Daher ist jedes 1-Voxel, das einen 0-Nachbarn hat, Teil der Oberfläche. Zur Berechnung der Normalen einer ebenen Oberfläche sind drei Punkte ausreichend. Die Schädeloberfläche ist jedoch gewölbt, wobei durch Rauschen oder Scan-Artefakte zusätzliche Unebenheiten entstehen können. Daher wurde hier die multiple Regression implementiert, die eine Ausgleichsebene in eine Punktwolke legt und die mittlere quadratische Abweichung minimiert. Der dabei betrachtete Bereich erstreckt sich in der vorliegenden Implementierung auf einen Kubus mit einer Kantenlänge von neun Voxeln, in dessen Mittelpunkt sich das betrachtete Voxel befindet. Bei anisotropen Voxeln führt das dazu, dass das betrachtete Volumen je nach Achse variiert.

Da die multiple Regression hier eine Funktion liefert, die Werte über einer Ebene abträgt, darf die berechnete Ausgleichsebene nicht senkrecht zur Grundebene liegen. Folglich muss vor der Zuordnung der bestehenden Raumachsen auf die von der multiplen Regression verwendeten Koordinatenachsen eine Vorabschätzung erfolgen, ob die berechnete Oberflächenebene senkrecht zu einer der Achsen steht. Als Grundfläche wird daher diejenige Würfelseite ausgewählt, bei der die geringste Anzahl von Voxeln übereinander steht.

Die Normale berechnet sich anschließend als Kreuzprodukt zweier linear unabhängiger Vektoren der Ebene. Nach erfolgreicher Normalenfindung wird diese zu einer Geraden in den Knochen verlängert und alle darauf liegenden Voxel auf ihren Wert überprüft. Sobald ein Voxel 0, also nicht mehr Teil des segmentierten Volumens, ist, wird dieser Punkt als Austrittspunkt aufgefasst. Unter Berücksichtigung der möglicherweise unterschiedlichen Voxelkantenlängen wird abschließend die metrische Distanz zum Startpunkt berechnet. Dieser resultierende Wert wird dem betrachteten Oberflächenvoxel zugeordnet und repräsentiert die Knochendicke an dieser Stelle.

Die Verifikation der Software erfolgte anhand eines Kunststoffabgusses eines menschlichen Schädels, der im DVT (Xoran MiniCAT, maximale Auflösung: 300  $\mu\text{m}$  isotrop) gescannt und anschließend in der Software vermessen wurde. Die Messwerte wurden dann an einer Stichprobe von 20 Punkten mit einem Messschieber manuell überprüft. Die Identifizierung korrespondierender Punkte erfolgte dabei anhand natürlicher Landmarken und zusätzlich eingebrachter Schrauben, die sowohl am Abguss als auch in den Bilddaten zu erkennen waren. Beide Messreihen wurden zweimal an unterschiedlichen Tagen durchgeführt, wobei für die automatische Messung dazwischen ein Software-Neustart und eine erneute manuelle Einstellung der Segmentierungsgrenzwerte vorgenommen wurden. Anschließend wurde die Anwendbarkeit der Software anhand von 20 Testdatensätzen aus der klinischen Praxis überprüft ohne die Ergebnisse nachzumessen. Die

Datensätze wurden jeweils mit dem oben genannten DVT oder einem MSCT (GE LightSpeed16, maximale Auflösung: 312,5 x 312,5 x 625 µm) aufgenommen und vor Beginn der Tests anonymisiert.

### 3 Ergebnisse

Es wurde ein Programm entwickelt, dessen GUI in vier Anzeigebereiche unterteilt ist, die jeweils eine VTK-Visualisierung enthalten (siehe Abb. 1). Davon stellen drei jeweils einen sagittalen, coronalen oder axialen Schnitt (Slice) dar. Im vierten lassen sich optional eine multiplanare Rekonstruktion der Schnitte, eine dreidimensionale Vorschau der Segmentierung, das tatsächliche Segmentierungsergebnis und das Ergebnis der Knochendickemessung anzeigen. In den drei Schnittansichten lassen sich optional Werkzeuge zur manuellen Vermessung von Strecken, Winkeln und Flächen einblenden. Am linken Rand befinden sich Buttons zur Auswahl des Arbeitsschritts. Entsprechend dem gewählten Schritt werden am rechten Rand die Steuerelemente angezeigt, die dafür erforderlich sind.

Nach dem Einlesen der DVT-Daten erfolgt eine optionale Filterung, um das Rauschen in den Bilddaten zu reduzieren. Der Grad der Filterung ist dabei während der Laufzeit einstellbar und das Ergebnis lässt sich in den drei Schnittdarstellungen überprüfen. Da selten der gesamte, abgebildete Bereich des Kopfes interessant ist, kann die weitere Verarbeitung auf das relevante Volumen (Volume of Interest – VOI) begrenzt werden. Das minimiert die Rechenzeit bei den nachfolgenden Schritten. Bisher kann die Auswahl nur als Quader definiert werden.

Für die Segmentierung stehen zwei Schieberegler zur Einstellung der Schwellenwerte zur Verfügung. Das Ergebnis kann als farbiges Overlay in die drei Schnittbilder eingefügt und somit mit den Grauwerten verglichen werden. Im Anschluss kann ein optionales Hole-Filling-Filter angewendet werden, das sowohl auf das segmentierte Volumen als auch auf die Umgebung wirkt und das Volumen auffüllt und glättet.

Anschließend erfolgt die automatische Messung der Knochendicke. Das segmentierte und vermessene Schädelsegment wird in der 3D-Ansicht dargestellt, wobei die Messwerte durch eine Farbtabelle (Lookup-Table) von rot über grün zu blau auf der Schädeloberfläche abgebildet werden (siehe Abb. 2). Sollte trotz Vorabschätzung für ein Voxel kein Normalenvektor berechnet werden können, beispielsweise wenn ein einzelnes Voxel als Segmentierungsartefakt lose im freien Raum verbleibt, wird keine Dickenbestimmung ausgeführt und das Voxel weiß markiert.

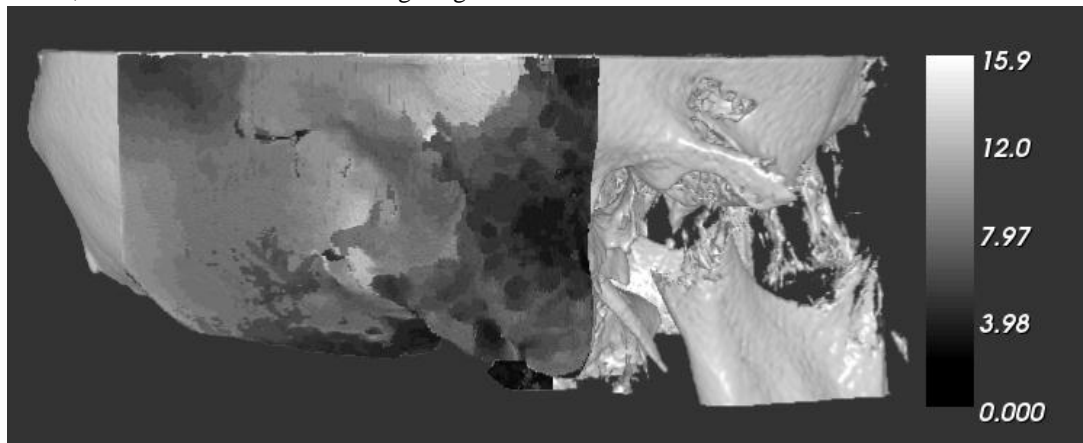


Abb. 2: Darstellung der Messwerte (für den Druck hier über eine Grauwerttabelle) auf einer 3D-Rekonstruktion der Knochenoberfläche (klinischer Patientendatensatz)

Die Verifikation des Programms anhand der manuellen Vermessung eines Schädelabgusses ergab eine durchschnittliche Abweichung von  $0,27 \text{ mm} \pm 0,18 \text{ mm}$  (0 mm - 0,71 mm). Bei der Anwendung der Software auf klinische Testdaten lieferte die Schwellenwertsegmentierung aufgrund der unterschiedlichen HU-Bereiche von Knochen und Weichgewebe sinnvolle Ergebnisse. Die Einstellung der Grenzwerte erforderte jedoch mehr Sorgfalt als am Phantom, da teilweise selbst kleine Änderungen der Werte zu deutlichen Verschiebungen der Oberflächen geführt haben. Die Verarbeitungszeit für einen beispielhaft genannten Bilddatensatz (535 x 535 x 197, siehe Abb. 2) vom Laden über die Auswahl des VOI ( $180 \times 220 \times 197 \triangleq 211 \text{ cm}^3$ ) bis zur Darstellung der Messergebnisse lag auf dem Testrechner (Core i5 750, 4 GB RAM) bei ca. 5 min.

### 4 Diskussion

Die Software wurde erfolgreich implementiert und bietet neben der multiplanaren Ansicht eines CT- oder DVT-Datensatzes erstmals die Möglichkeit einer automatischen Knochendickemessung. Die Eingabe der prozessrelevanten

Parameter erfolgt über ein einfach zu bedienendes GUI. Durch die Recheneffizienz des Programms (Rechenzeit < 5 min) selbst auf durchschnittlicher Hardware wird der intraoperative Einsatz ermöglicht.

DVT- oder CT-Scans werden routinemäßig in Vorbereitung einer Cochlea-Implantation erstellt, sodass keine zusätzliche Strahlenbelastung für den Patienten auftritt. Die Segmentierung erfolgt voreingestellt mit dem HU-Bereich von Knochen. Da DVT-Bilder jedoch, anders als CT-Bilder, keine verlässlichen Hounsfield-Einheiten haben, müssen die Schwellenwerte gegebenenfalls vom Anwender kontrolliert und manuell nachgestellt werden. Dies ist durch die überlagerte Anzeige der Intensitätswerte und des Segmentierungsergebnisses in den Schnittbilddarstellungen einfach möglich.

Das Filtern des segmentierten Volumens mit dem Hole-Filling-Filter bietet zwei Vorteile: Zum einen wird dadurch die Oberfläche geglättet, wodurch die Berechnung der Oberflächennormalen verbessert wird. Zum anderen schließt der Filter kleinere Hohlräume im segmentierten Knochen, die sonst bei der Vermessung der Knochendicke irrtümlich für einen Austritt gehalten würden. Größere Hohlräume, z.B. im Mastoid, die die Festigkeit einer Knochenschraube nennenswert beeinflussen würden, bleiben erhalten. Da eine Filterung immer eine Veränderung der Daten bewirkt, wird ihr Einfluss in den Schnittdarstellungen abgebildet, so dass eine eventuell auftretende zu starke Verfremdung der Segmentierung zu erkennen wäre.

Die automatische Dickemessung wurde als ITK-Filterklasse implementiert und lässt sich so einfach in andere Projekte übertragen. Sie funktionierte am Kunststoffschädel mit einer Genauigkeit, die der Auflösung der Bildgebung entspricht, wobei die Abweichungen vermutlich zum großen Teil durch eine mangelhafte Abschätzung der Oberflächennormalen in der manuellen Messung und Ungenauigkeiten bei der Lokalisation der Messpunkte verursacht wurden. Die Interpretation der Messung in der Praxis erfordert jedoch medizinischen Sachverstand. Das liegt zum einen an ihrer Abhängigkeit von der Segmentierung, die bei einem von Luft umgebenen Kunststoffkörper eindeutiger ist als bei Knochen in Weichgewebe, wo eine geringe Veränderung der Grenzwerte zu einer deutlich verschobenen Oberfläche führen kann. Dadurch ist in der Praxis mit einer höheren Abweichung zu rechnen, die in zukünftigen Versuchen an Leichenschädeln quantifiziert werden sollte. Zum anderen wird durch die schwellenwertbasierte Segmentierung nur die Dicke hinreichend dichter Knochen vermessen. Die Messwerte enthalten dadurch keine eindeutigen Informationen über die Abstände der Schädeloberfläche zu Risikostrukturen, wie der Dura oder dem Sinus sigmoideus. Gerade im Mastoid zeigte die Messung bei einigen Testdatensätzen aufgrund der im Knochen liegende Hohlräume (Mastoidzellen) einen sehr dünnen Knochen an und suggerierte damit eine Gefahr für Risikostrukturen in diesem Bereich, obwohl sich dort keine Organe in der Nähe der Oberfläche befanden. Da der Knochen zwar manchmal zu dünn, aber nie zu dick angezeigt wird, bleibt jedoch die Sicherheit des Patienten gewahrt.

Trotz der genannten Einschränkungen bietet die Software eine wertvolle Hilfestellung für den Chirurgen. Die farbliche Markierung der Oberfläche bietet einen Überblick über den dahinterliegenden Knochen. In Zweifelsfällen kann der Arzt auf die multiplanaren Schnittansichten zurückgreifen und dort gegebenenfalls mithilfe der manuellen Vermessungswerkzeuge weitere Informationen gewinnen. Gegenwärtig wird die Software erweitert und zu einer Planungssoftware ausgebaut, die den Chirurgen beim gesamten Ablauf der anvisierten minimal-invasiven Cochlea-Implantation unterstützen soll. Als mögliche Erweiterung kommt u. a. die Projektion der Messwerte auf den Situs infrage [3].

## 5 Referenzen

- [1] Balachandran, Ramya; Mitchell, Jason E.; Blachon, Grégoire; Noble, Jack H.; Dawant, Benoit M.; Fitzpatrick, J M.; Labadie, Robert F.: Percutaneous cochlear implant drilling via customized frames: an in vitro study. In: *Otolaryngol Head Neck Surg* 142 (2010), Mar, Nr. 3, 421-426.
- [2] Federspil, Philipp A.; Tretbar, Steffen H.; Böhlen, Friederike H.; Rohde, Stefan; Glaser, Simon; Plinkert, Peter K.: Measurement of skull bone thickness for bone-anchored hearing aids: an experimental study comparing both a novel ultrasound system (SonoPointer) and computed tomographic scanning to mechanical measurements. In: *Otol Neurotol* 31 (2010), Apr, Nr. 3, 440-446.
- [3] Kobler, Jan-Philipp; Hussong, Andreas; Ortmaier, Tobias: Mini-Projektor basierte Augmented Reality für medizinische Anwendungen. In: *Tagungsband der 9. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V. (CURAC)* (2010), 115-118
- [4] Kobler, Jan-Philipp; Kotlarski, Jens; Oltjen, Julian; Baron, Stephan; Ortmaier, Tobias: Design and analysis of a head-mounted parallel kinematic device for skull surgery. In: *Int J Comput Assist Radiol Surg* 7 (2012), Jan, Nr. 1, 137-149.
- [5] Kratchman, Louis B.; Blachon, Grégoire S.; Withrow, Thomas J.; Balachandran, Ramya; Labadie, Robert F.; Webster III, Robert J.: Toward Automation of Image-Guided Microstereotactic Frames: A Bone-Attached Parallel Robot for Percutaneous Cochlear Implantation. In: *Robotics Science and Systems 2010: Workshop on enabling Technologies* (2010)

# Semiquantitative Bestimmung der Spulenposition von Cochlea Implantaten – Methodenevaluation und erste klinische Ergebnisse

M. Leinung, A. Tahtali, C. Settevendemie, T. Rader, T. Stöver

Klinikum der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main  
Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde  
Frankfurt am Main, Germany

Kontakt: martin.leinung@kgu.de

## Abstract:

Die Cochlea Implantation ist ein gut standardisierter Eingriff; Variabilität besteht jedoch hinsichtlich der Lage des Implantatgehäuses und somit der Position der Prozessorspule an der Kopfhaut. Eine zu kraniale Spulenposition kann beim Tragen von Kopfbedeckungen hinderlich sein und die Akzeptanz des Implantates beeinträchtigen; eine Position zu nahe an der Ohrmuschel zu einem Konflikt von Spule und HdO-Prozessor führen. Wir entwickelten ein einfaches Verfahren zur Positionsbestimmung von Implantatsspulen basierend auf Bildmessungen an einer Fotografie im Profil. An einem Phantom wurden systematisch potentielle Fehlerquellen der Methode validiert. Ziel ist zunächst die Bestimmung der Spulenposition bereits implantierter Patienten mit einer Genauigkeit von  $\pm 5\text{mm}$ . Eine Weiterentwicklung dieses Verfahrens soll später ermöglichen, eine präoperativ vom Patienten gewünschte Spulenposition intraoperativ umzusetzen.

Schlüsselworte: Cochlea Implantat, Photogrammetrie

## 1 Problem

Die Cochlea Implantation, d.h. die Versorgung tauber und hochgradig schwerhöriger Patienten mit einer elektronischen Innenohrprothese (Cochlea Implantat = CI), ist ein gut standardisierbarer (und in den meisten Kliniken standardisierter) Eingriff: Auch wenn bezüglich Zugangsweg und genauer Lokalisation der Hörschneckeneneröffnung (Cochleostomie) kein allgemeiner Konsens besteht, so sind doch die physiologischen Variationen der Felsenbeinanatomie sowie wesentliche Rahmenbedingungen für eine ideale Cochlea Implantation umfangreich untersucht und das operative Vorgehen hiermit in weiten Teilen determiniert.

Variabilität besteht jedoch hinsichtlich der Positionierung des Implantatgehäuses und somit hinsichtlich der Position der Prozessorspule an der äußeren Kopfhaut. Eine zu kraniale Spulenposition kann beim Tragen von Kopfbedeckungen hinderlich sein; zu nahe an der Ohrmuschel kann der hinter dem Ohr getragene Audioprozessor (HdO-Prozessor) den Sitz der magnetisch mit dem Implantat gekoppelten Sendespule behindern. Diese Aspekte sind für die Lebensqualität und Akzeptanz des Implantates durch die Betroffenen durchaus von Bedeutung. Selbst der rein kosmetische Aspekt einer seitensymmetrischen Implantatpositionierung bei bilateraler CI-Versorgung rückt zunehmend in das Bewußtsein der Patienten.

Bislang existiert nach unserer Recherche keine Arbeit, die sich mit der Messung der Position der Implantatsspule befaßt. Aus klinischer Sicht liegt die Herausforderung an ein solches Meßverfahren weniger in der Genauigkeit; ein Lokalisationsfehler von  $\pm 5\text{mm}$  erscheint für die o.g. Fragestellungen ausreichend. Genauso bedeutsam ist im Sinne der Anwendbarkeit in der klinischen Routine ein minimaler erforderlicher zeitlicher und personeller Aufwand für die Durchführung der Messung und der Verzicht auf Strahlenbelastung (Röntgen oder CT) oder sonstige schädigende Einflüsse. Ferner ist es wünschenswert, wenn die Methode für einen intraoperativen Einsatz modifiziert werden könnte, um später eine präoperativ geplante Implantatposition entsprechend des Patientenwunsches intraoperativ umsetzen zu können.

Inhalt der vorliegenden Studie ist die Entwicklung einer semiquantitativen Messung der Spulenposition sowie deren Validierung am Phantom, um relevante Fehlerquellen abschätzen zu können.



## 2 Methoden

Die semiquantitative Bestimmung der Spulenposition erfolgt an bereits implantierten Patienten zum Zeitpunkt der Erstanpassung (ca. 4 Wochen postoperativ) mittels Fotodokumentation. Implantatspule und Gehörgang werden mit Magneten bzw., Gehörgangsstöpseln markiert, die jeweils mit Reflektorkugeln versehen sind, wie sie auch in der optischen intraoperativen Navigation Verwendung finden. Die Aufnahme wird in der Profilansicht unter Verwendung eines Blitzlichts mit einer handelsüblichen Kamera (5MP, Canon Eos) ausgeführt. Die Reflektoren ermöglichen eine automatische Detektion der Landmarken Gehörgang und Implantatspule. Mithilfe proprietärer Software (editiert in LabView2011) wird zusätzlich die Position des lateralen Lidwinkels manuell im Bild markiert. Mithilfe dieser Landmarken kann die Lage der Implantatspule mathematisch beschrieben werden (s. Abb. 1).

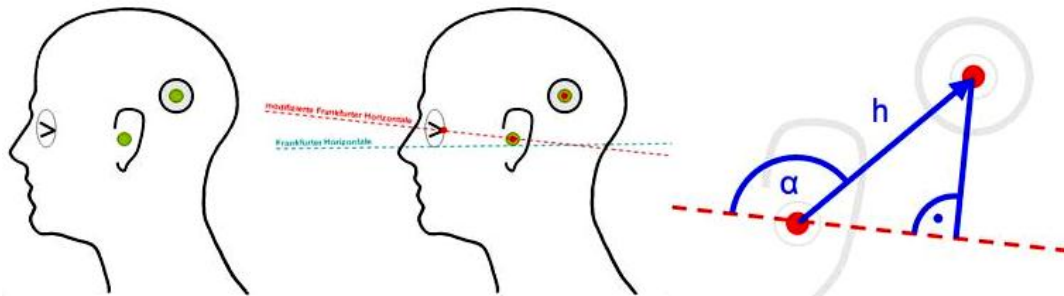


Abb. 1: Prinzip der fotografischen Positionsbestimmung einer Implantatspule: In der Profilansicht wird in Abwandlung etablierter radiologischer Meßverfahren eine modifizierte Frankfurter Horizontale durch die Landmarken lateraler Lidwinkel und Gehörgang gelegt. Fällt man von der Position der Implantatspule ein Lot auf diese Gerade, so ermittelt sich die Distanz zwischen Gehörgang und Spule als Hypotenuse des entstehenden rechtwinkligen Dreiecks.

Zur Validierung dieser Methode im Vorfeld der Patientenstudie wurden am einem Phantom zwei Spulenpositionen mithilfe von Reflektoren markiert: Position S1 beschreibt eine grenzwertig nahe an der Ohrmuschel gelegene Implantatposition, bei der ein direkter Kontakt zwischen Sendespule und HdO-Prozessor zu erwarten wäre. Position S2 markiert ein sehr weit kranial lokalisiertes Implantat, welches in Konflikt mit einer Kopfbedeckung treten könnte.

Mithilfe dieser auf einem Rotationsteller drehbar gelagerten Versuchsanordnung wurden folgende Fragestellungen untersucht (jeweils  $n=10$  Wiederholungen unter Konstanzhaltung der übrigen Parameter):

- **Einfluß des Aufnahmewinkels:** Ausgehend von der Profilansicht ( $=0^\circ$ ) heraus wurde das Phantom in  $5^\circ$ -Schritten bis  $-30^\circ$  bzw.  $+30^\circ$  gedreht.
- **Einfluß der Vergrößerung:** Bei gleichbleibender Gegenstandsweite wurde die Brennweite und konsekutiv die Vergrößerung des Objektivs variiert.
- **Einfluß der Fokusebene:** Fokussierung in der Objektebene sowie 10, 20, 30, 40 und 50 cm vor der Objektebene.
- **Einfluß des Aufnahmeabstandes:** Variation der Gegenstandsweite von 1,5 bis 2,1 m.

## 3 Ergebnisse

Die Streuung der Meßwerte war in allen Meßserien vernachlässigbar gering mit  $<0,4$  Pixeln.

- **Einfluß des Aufnahmewinkels:** Erwartungsgemäß zeigte sich ein signifikanter Einfluß des Aufnahmewinkels auf das Meßergebnis. Abbildung 2 zeigt im linken Diagramm die Veränderung der Meßparameter
  - modifizierte Frankfurter Horizontale (mFH, hier als Strecke zwischen lateralen Lidwinkel und Gehörgang),
  - der Strecken  $h_1$  und  $h_2$  (Abstand der beiden Spulenpositionen S1 und S2 vom Gehörgang)
  - sowie der Winkel  $\alpha_1$  und  $\alpha_2$  zwischen mFH und  $h_1$  bzw.  $h_2$ .

Alle Werte im Diagramm bezeichnen die winkelabhängige Abweichung vom wahren Wert, der durch die Konstruktion des Phantoms bekannt ist. Daher zeigen sich auch bei idealer Profilansicht ( $=\text{Aufnahmewinkel } 0^\circ$ ) systemimmanente Meßfehler, die insbesondere aufgrund der Krümmung der Schädeloberfläche die anatomische Strecke Augenwinkel-Gehörgang zu kurz ermitteln. Kompensatorisch wurden daher alle Längenberechnungen mit dem Faktor 1,14 korrigiert, um eine bessere Näherung der Abstände der Spulenpositionen vom Gehörgang zu erhalten. Der vorgenannte Faktor beschreibt das Verhältnis der realen Entfernungen zweier Landmarken auf der Körperoberfläche zu der im Bild bestimmten Distanz derselben Punkte. Diese werden systematisch zu kurz ermittelt, wobei der Faktor



individuell unterschiedlich groß ist in Abhängigkeit von der Kopfform, der Lage von Gehörgang und Augen, etc. Der Wert 1,14 wurde aus anatomischen Durchschnittswerten und einer modellhaft als elliptisch angenommenen Kopfform berechnet und anhand der Phantommessungen bestätigt.

Im rechten Teilbild von Abb. 2 sind die rekonstruierten Positionen von Augenwinkel, Gehörgang sowie der Spulenpositionen S1 und S2. Veränderung des Betrachtungswinkels beeinflussen vorwiegend die X-Koordinate, d.h. die Position der Implantatspule in antero-posteriorer Richtung. Bei Aufnahmewinkeln  $< \pm 15^\circ$  liegt der Fehler der Positionsbestimmung  $< \pm 0,5\text{cm}$ .

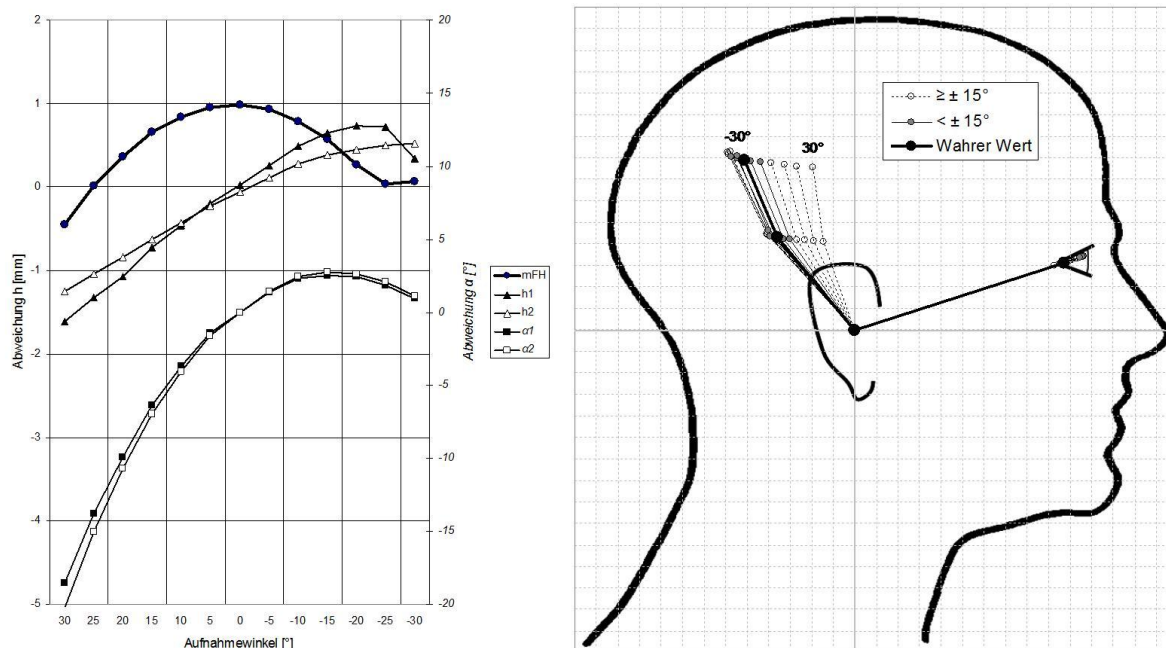


Abb. 2: Linkes Teilbild: Abhängigkeit der Meßparameter mFH, h1, h2,  $\alpha_1$  und  $\alpha_2$  in Abhängigkeit vom Betrachtungswinkel. Rechtes Teilbild: Rekonstruktion der Spulenpositionen S1 (retroaurikulär nahe der Ohrmuschel) und S2 (kranial). Bei Betrachtungswinkeln  $< \pm 15^\circ$  liegt der Fehler der Positionsbestimmung im angestrebten Genauigkeitsbereich (Erläuterungen im Text).

- **Einfluß der Vergrößerung:** Variation der Bildauflösung in einem für die angestrebte Anwendung realistischen Bereich von 30x30 bis 90x90 Pixeln pro  $\text{cm}^2$  führten zu keiner systematischen Beeinflussung der Positionsbestimmung.
- **Einfluß der Fokusebene:** Durch systematische Defokussierung wird zum einen die Detektionsqualität des Auswertalgorithmus negativ beeinflusst. Während die Winkelbestimmung  $\alpha_1$  und  $\alpha_2$  konstant genaue Werte ergibt, werden die Durchmesser der Reflektorkugeln zu groß ermittelt. Da hierüber die Kalibration des Bildes erfolgt, werden alle nachfolgenden Längenbestimmungen (mFH, h1 und h2) signifikant unterschätzt.
- **Einfluß des Aufnahmeabstandes:** Prinzipiell ermöglicht eine größere Gegenstandsweite in Verbindung mit einer größeren Brennweite einen kleineren Bildwinkel und somit eine zeichnungsärmere Abbildung. Unter Variation der Gegenstandsweite in einem realistischen Bereich von 1,5 bis 2,1 m zeigte sich jedoch keine signifikante Veränderung der Meßparameter.

## 4 Diskussion

Eine ausführliche Literaturrecherche in den gängigen medizinischen Datenbanken ergab zur Fragestellung der Positionsbestimmung einer CI-Spule keine weiterführende Informationen. Publikationen zum operativen Standardvorgehen [1,2] diskutieren lediglich die Art der Befestigung des Implantates (Subperiostaltasche vs. Knochenbett, mit oder ohne Fadenfixierung) sowie die Art der Durchführung des Elektrodenkabels in das Mastoid. Es wird in der gängigen Literatur darauf hingewiesen, daß das Implantat nicht zu weit anterior platziert sein sollte, damit sich HdO-Prozessor und Sensospule nicht gegenseitig räumlich behindern.

Aus der klinischen Erfahrung sind den Autoren jedoch Patienten bekannt, die für ihre berufliche Tätigkeit Schutz- und Sicherheitshelme umarbeiten lassen mußten, damit eine Nutzung des Implantats während der Arbeit möglich wurde.

Ferner ist uns ein Fall bekannt, bei der eine deutlich unterschiedliche Spulenpositionierung der rechten gegenüber der linken Seite einer bilateralen CI-Versorgung zu einer Klage gegen den Chirurgen aufgrund des kosmetischen Aspektes geführt hat. Insofern kann dieser Aspekt im Lebensalltag der Patienten eine wichtige Rolle spielen, auch wenn er zum rein medizinischen oder audiologischen Ergebnis keinen Beitrag leistet.

Die beschriebene Meßmethode zur Bestimmung der Spulenposition eines Cochlea Implantates stellt ein einfaches und für klinische Fragestellungen hinreichend genaues Verfahren dar, welches mit minimalem Aufwand für Patient und Personal in der klinischen Routine durchgeführt werden kann. Angesichts des hohen Entwicklungsstandes handelsüblicher Digitalkameras sind die Parameter Auflösung, Aufnahmeabstand und Fokussierung keine relevanten Fehlerquellen. Wohl aber muß bei den Profilaufnahmen auf den Betrachtungswinkel (ideal: senkrecht zur Sagittalebene) geachtet werden. Bei Einhaltung eines Aufnahmewinkels von  $\leq \pm 15^\circ$  liegt nach unseren Untersuchungen der Meßfehler innerhalb des angestrebten Toleranzbereiches. In der praktischen Anwendung ist eine definierte Stuhlposition für den Probanden sowie eine vertikale Linie an der dem Patienten gegenüberliegenden Wand hilfreich, anhand derer eine visuelle Orientierung erfolgen kann.

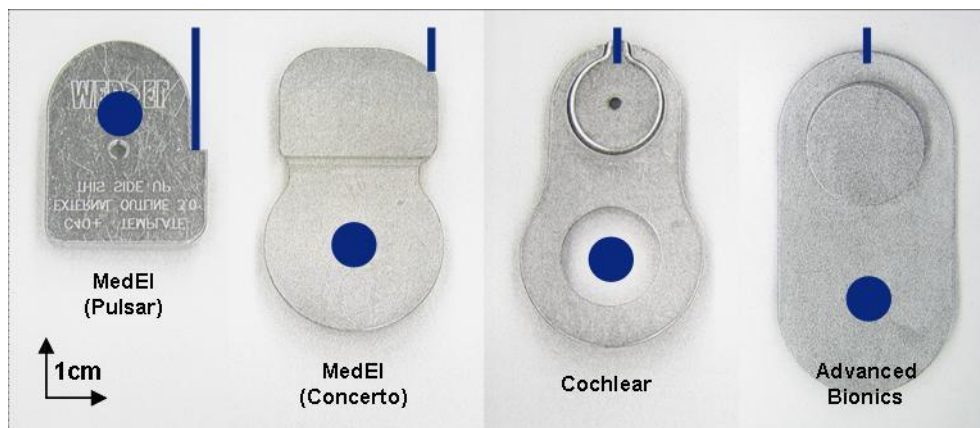


Abb. 3: Formen der gängigsten Cochlea Implantate auf dem Markt (Kabelaustritte und Magnetpositionen markiert). Größere Asymmetrien der Spulenpositionen bilateral implantierten Patienten sind bei nicht achsensymmetrisch gebauten Implantattypen (Pulsar und Concerto; linkes Teilbild) zu erwarten.

Auf der Grundlage dieser Methodik können im nächsten Schritt Meßreihen an bereits implantierten Patienten durchgeführt werden. Dies wird Aufschluß darüber geben können, inwieweit die Faktoren

- Implantattyp (vergl. Abb. 3),
- Operateur sowie
- Ein- oder Zweizeitigkeit einer bilateralen Versorgung

die Spulenposition eines Cochlea Implantates beeinflussen. Über eine Befragung unserer Patienten möchten wir ferner ermitteln, welche Positionierung eines CI von den Trägern als eher günstig oder eher unangenehm empfunden wird.

In einem weiteren Schritt streben wir an, die beschriebene Methode z.B. mithilfe sterilisierbarer Schablonen für eine intraoperative Anwendung zu modifizieren. Idealerweise könnten somit eine präoperativ vom Patienten gewählte Position der Implantatspule intraoperativ realisiert werden.

## 5 Referenzen

- [1] Balkany TJ, Whitley M, Shapira Y, Angeli SI, Brown K, Eter E, Van De Water T, Telischi FF, Eshraghi AA, Treaba C. The temporalis pocket technique for cochlear implantation: an anatomic and clinical study. *Otol Neurotol.* 2009 Oct;30(7):903-7.
- [2] Stark T, Niedermeyer HP, Knopf A, Sudhoff H. Surgical technique for implantation of the MED-EL SONA-TATI. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 2011;73(4):196-200.

# Geodesische Aktive Konturen zur Lokalisierung von Polypen in der optischen Koloskopie

Cosmin Adrian Morariu<sup>1</sup>, Sebastian Gross<sup>2,3</sup>, Josef Pauli<sup>1</sup>, Til Aach<sup>†2</sup>

<sup>1</sup> Universität Duisburg-Essen, Lehrstuhl Intelligente Systeme, Duisburg, Germany

<sup>2</sup> RWTH Aachen, Lehrstuhl für Bildverarbeitung, Aachen, Germany

<sup>3</sup> Universitätsklinikum Aachen, Medizinische Klinik III, Aachen, Germany

Kontakt: adrian.morariu@uni-due.de

## Abstract:

*Die computerassistierte Analyse der Polypenoberflächenstruktur einschließlich vaskulärer Muster beabsichtigt eine zuverlässige Unterstützung des Arztes bei der Unterteilung der Kolonpolypen hinsichtlich ihrer Entartungsfähigkeit. Das Narrow Band Imaging (NBI) erleichtert die Differenzierung zwischen Adenomen und harmlosen Darmwandgebilden (Hyperplasten) durch eine kontrastreiche Blutgefäßdarstellung. Dadurch wird eine automatische Segmentierung der Blutgefäße und Klassifizierung der Polypen ermöglicht. Eine erste Voraussetzung besteht in der automatisierten Trennung der Polypenoberfläche von der umliegenden Darmwand. In dieser Arbeit werden Geodesische Aktive Konturen (GAK) in Level-Set-Formulierung für eine akkurate Polypenlokalisierung verwendet. Der geometrische Ansatz mithilfe von Level-Sets erlaubt die Definition eines Konfidenzmaßes für jedes Pixel der detektierten Polypumrandung. Die Ergebnisse wurden unter Verwendung handsegmentierter Polypen als Goldstandard evaluiert. Durch das GAK-Verfahren konnte eine Lokalisierungsgenauigkeit von 80% erreicht werden.*

*Schlüsselworte: Koloskopie, Kolonpolypen, Segmentierung, Aktive Konturen, Level-Sets*

## 1 Problem

In Deutschland nimmt Darmkrebs mit über 68.000 jährlichen, auf beide Geschlechter annähernd gleich verteilten Erkrankungsfällen eine führende Position unter den malignen Krankheiten ein [1]. In Vergleich zu anderen Tumorarten verspricht die Früherkennung von Darmkrebs sehr gute Heilungsaussichten. Dies ist durch die Tatsache motiviert, dass ein Kolonkarzinom in den meisten Fällen während eines zeitlich lang andauernden Prozesses aus Vorstufen (Adenomen) entsteht. Die Polypenentfernung (Polypektomie) während der endoskopischen Untersuchung der Darmwand (Koloskopie) birgt jedoch auch gewisse Risiken wie schwere Blutungen und Darmwandperforationen. Deswegen sollten nur Polypen mit Entartungspotential der Polypektomie unterzogen werden. Die Inspektion der Polypenoberflächenstruktur einschließlich vaskulärer Muster liefert ein gutes Entscheidungsmaß in dieser Hinsicht. Im Rahmen einer Studie [2] wurde die Bedeutung von Narrow Band Imaging (NBI) bei der Differenzierung zwischen Adenomen und harmlosen Darmwandgebilden (Hyperplasten) während der optischen Koloskopie ergründet. Adenome zeichnen sich in der Regel durch eine ausgeprägtere Blutgefäßstruktur aus. Die Nutzung zweier ausgewählter, enger Bandpassbereiche des Weißlichts führt aufgrund der starken Absorption des Lichts dieser Wellenlängen -grün (530-550 nm) und blau (390-445 nm)- durch das im Blut enthaltene Hämoglobin zu einer Hervorhebung der Blutgefäße [2]. Ausgehend von einer solchen, vom Arzt erzeugten NBI-Bildaufnahme soll die Polypenoberfläche automatisch detektiert werden. Diese wird anschließend untersucht, um die darauf befindlichen Blutgefäßstrukturen zu segmentieren und daraus geeignete Merkmale für eine erfolgreiche Klassifizierung zu extrahieren [3]. Somit steht dem untersuchenden Arzt eine zusätzliche, unabhängige Diagnose zur Verfügung. Die besondere Herausforderung der Polypenlokalisierung in endoskopischem Bildmaterial leitet sich aus den unterschiedlichen Aufnahmebedingungen und der biologischen Vielfalt der Polypen ab.

## 2 Methoden

Während der Aufnahme der NBI-Bilder ergeben sich hardwarebedingte schwarze Bildecken. Außerdem führen Reflexionen an der feuchten Darmwand zum Entstehen heller, überbelichteter Stellen (Glanzlichter). Beide Effekte sind in Abbildung 1(a) sichtbar. Für die Beseitigung solcher künstlichen Regionen konstanter Werte wird ein von Criminisi et

al. in [4] vorgestelltes Inpainting-Verfahren eingesetzt. Das Bild wird in die zu füllenden Regionen (Zielregionen) und die dazu komplementären Bereiche (Quellregionen) aufgeteilt. Die schwarzen Bereiche der Binärmaske aus Abbildung 1 (b) repräsentieren die Zielregionen und werden schwellwertbasiert im HSV-Raum ermittelt. Für 9x9-Patches aus einer Zielregion werden Segmente bestpassender Beschaffenheit aus den Quellregionen gesucht. Es wird die Summe der quadrierten Pixeldifferenzen als Ähnlichkeitsmaß zweier Patches herangezogen. Abbildung 1(c) enthält das Beispielpolyp nach Anwendung des Inpainting- Algorithmus.

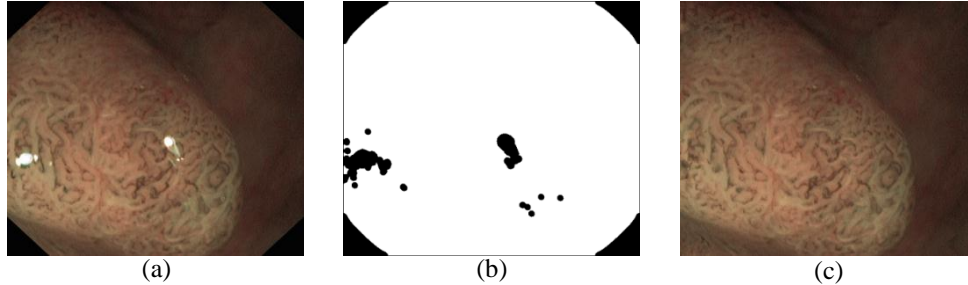


Abb.1: (a): NBI-Aufnahme mit hardwarebedingten schwarzen Bildecken und Glanzlichtern; (b): Binärmaske mit den zu füllenden Zielregionen in schwarz; (c): Polypenbild nach Anwendung des Inpainting-Verfahrens

Ziel des geodesischen Verfahrens [5] ist das Auffinden einer Kurve gewichteter minimalen Länge. Die Motivation der Suche nach einer solchen gewichteten Distanz besteht darin, dass kein Interesse an der klassischen, euklidischen Distanz existiert, sondern an der Minimierung einer neuen Länge, die bildspezifische Merkmale wie Kanten berücksichtigt. Eine Funktion  $f$ , die den Gradienten enthält, soll als Kantenstoppterm agieren, so dass der Fortschritt der Kurvenevolution nach Erreichen der Polypgrenze im Bild verhindert wird.

Der Level-Set Ansatz [6] beruht auf der Erkenntnis, dass der Schnitt einer dreidimensionalen Oberfläche mit einer Ebene eine Menge geschlossener Kurven ergibt. Der Wert  $\phi(x,y,t)$  der Oberfläche an Position  $(x, y)$  weist innerhalb der Konturen ein positives Vorzeichen auf. Außerhalb der geschlossenen Kurven gilt  $\phi(x,y,t) < 0$ . Zu jedem Zeitpunkt  $t$  lässt sich somit die Kontur implizit durch die Level-Set-Funktion als

$$C = \{(x,y) | \phi(x,y,t) = 0\}$$

beschreiben. Der Anpassungsvorgang der Kontur an die Grauwertstruktur des Bildes  $I(x,y)$  setzt die Lösung einer Differentialgleichung voraus. Zur iterativen Aktualisierung einer geometrischen Aktiven Kontur wird die obige Gleichung nach der Zeit  $t$  abgeleitet. Unter Berücksichtigung eines Krümmungsterms  $K = \text{div}(\nabla\phi(x,y,t)/|\phi(x,y,t)|)$ , der die Glattheit sowie Geschlossenheit der Kontur steuert, lässt sich die neue Kontur

$$\phi_{n+1}(x,y) = \phi_n(x,y) + \Delta t [f(|\nabla I(x,y)|) \cdot K + \nabla f^T(|\nabla I(x,y)|) \cdot \nabla \phi_n(x,y)]$$

zum Zeitpunkt  $n + 1$  aus der Kurve der  $n$ -ten Iteration bestimmen [5]. Der Zeitschritt wurde zu  $\Delta t = 0,4$  gewählt.  $f(|\nabla I|)$  bezeichnet den Kantenstoppterm, der von dem Intensitätsgradient abhängig ist. In einem ersten Schritt wird der Kantenstoppterm zunächst als Hilfsgröße

$$\tilde{f}(|\nabla I|) = \frac{1}{0,1 + |\nabla I|}$$

festgelegt. Dadurch nimmt er bei ausgeprägten Kanten, wo der Intensitätsgradient  $|\nabla I|$  hoch ist, einen Wert nahe bei Null an. Damit stoppt der Anpassungsprozess der Kontur. Homogene Regionen, die durch verschwindende Gradienten charakterisiert sind, weisen einen hohen Wert von  $\tilde{f}(|\nabla I|)$  auf. In Polypenbildern kommen vielfache Kanten auch im Bereich der Darmwand vor, so dass die Verzögerung oder sogar der Stopp des Kurvenadaptionprozesses durch Kanten mittlerer Stärke verhindert werden soll. Eine solche ungewünschte Situation würde bei  $\tilde{f}(|\nabla I|) \approx 0$  eintreten. Deswegen wird der Wertebereich des Kantenstoppters auf  $[0,1;1]$  beschränkt. Dies wird durch

$$f(|\nabla I|) = 0,1 + 0,9 \cdot \frac{\tilde{f}(|\nabla I|) - \min(\tilde{f}(|\nabla I|))}{\max(\tilde{f}(|\nabla I|)) - \min(\tilde{f}(|\nabla I|))}$$

erreicht. Abbildung 2(a) beinhaltet das Bild des Kantenstoppters  $f(|\nabla I|)$ , welches aus dem Grauwertbild des Beispielpolyps aus Abbildung 2(b) berechnet wurde. Der oben erläuterte Sachverhalt wird somit verdeutlicht, da die schwarz dargestellten Kanten mit Werten um 0,1 den Kurvenfortschritt verhindern oder verlangsamen. Im Gegensatz dazu implizieren die weißen, homogenen Regionen mit Werten kleiner oder gleich 1 einen labilen Zustand des Iterationsprozesses.

Die Initialisierung von  $\phi_0$  erfolgt durch eine im Bild zentrierte quadratische Startkontur der Kantenlänge 133 Pixel, wobei in Abbildung 2(c) die Vorzeichenunterschiede der Level-Set-Funktion im Innen- und Außenbereich der Kurve

durch weiß und schwarz symbolisiert werden. Die Abbildung auf der rechten Seite (Abb. 2(d)) codiert den höchsten Wert in weiß und den niedrigsten in schwarz. Ähnlich wie die Bildmitte wurden die Bilddiagonalen mit höheren Werten initialisiert, um die Lokalisierung auch nicht zentrierter Polypen zu erleichtern.

In Abbildung 3 ist der Segmentierungsverlauf des Beispielpolypens nach unterschiedlicher Anzahl von Iterationen dargestellt. Die roten Contour-Plots signalisieren die Pixel, deren assoziierte Level-Set-Funktionen Werte in der engen Umgebung des Zero-Level-Sets annehmen. Je schmaler diese Region ist, desto steiler ist der Nullübergang der Level-Set-Funktion für den Fall einer ausgeprägten Kante. Die Breite dieser Region repräsentiert somit ein Konfidenzmaß für die Kantenstärke.

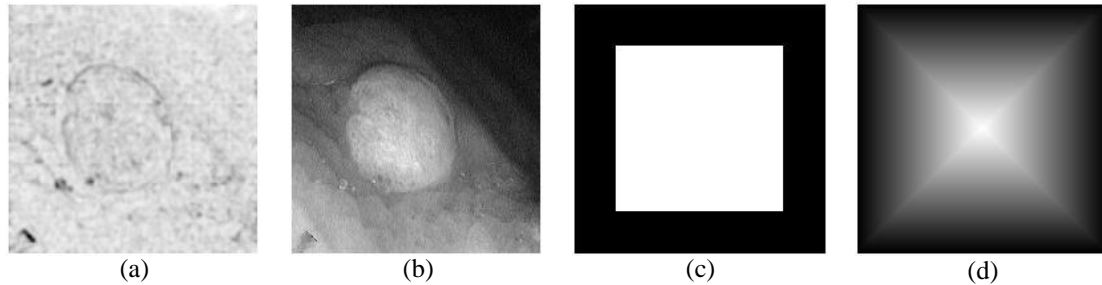


Abb.2: (a): Darstellung des Kantenstopptterms  $f(|\nabla I|)$ ; (b): Graustufenbild eines mit dem Inpainting Verfahren bearbeiteten Polypenbildes; (c): Initialisierung der Level-Set-Funktion  $\phi_0$ : eine vorzeichenbehaftete Darstellung; (d): Initialisierung der Level-Set-Funktion  $\phi_0$ : schwarz repräsentiert den kleinsten negativen Wert und weiß den höchsten positiven Wert.

### 3 Ergebnisse

Die Evaluierung des GAK-Verfahrens erfolgt auf dem in [7] verwendeten Testset von 184 Polypenbildern (jeweils 586 x 502 Pixel), die am Universitätsklinikum Aachen an unterschiedlichen Patienten mit einem NBI-Zoom-Endoskop (Olympus Exera II CV-180) aufgenommen wurden. Für jedes Polypenbild steht eine handsegmentierte Maske in Form eines Binärbildes zur Verfügung. Diese Masken dienen als Goldstandard (Ground Truth), so dass die Qualität der von den verschiedenen Lokalisierungsalgorithmen automatisch erzeugten Binärbildern in objektiver Weise beurteilt werden kann. Ein pixelweiser Vergleich der beiden Masken führt auf vier mögliche Kombinationen, die nach der Polypenlokalisierung auftreten können. Korrekt lokalisierte Polypenpixel werden als „richtig positiv“ (RP) bezeichnet, während korrekt detektierte Hintergrundpixel als „richtig negativ“ (RN) zählen. Die Menge „falsch negativ“ (FN) besteht aus Polypenpixel, die fälschlicherweise als Hintergrundpixel eingestuft werden. Die Kenngröße „falsch positiv“ (FP) quantifiziert die als Polypenpixel erkannten Hintergrundpixel.

Mittels der vier so ermittelten Kenngrößen ist die Formulierung dreier in der medizinischen Bildverarbeitung häufig verwendeter Bewertungsmaße möglich. Die Sensitivität =  $RP/(RP + FN)$  beschreibt die Anzahl korrekt erfasster Polypenpixel bezogen auf die Gesamtheit aller Polypenpixel, während sich mit Hilfe der Spezifität =  $RN/(RN + FP)$  der Anteil der korrekt klassifizierten Hintergrundpixel an allen Hintergrundpixeln quantifizieren lässt. Die Genauigkeit =  $(RN + RP)/(RN + RP + FP + FN)$  definiert die Summe der insgesamt korrekt erkannten Pixeln in Relation zur Gesamtpixelanzahl.

Mit Hilfe des GAK-Verfahrens wird eine maximale Genauigkeit von 79,43% nach 4165 Iterationen erreicht. Die Auswertung erfolgt nach den Iterationen  $n_i = i * T / (9 * \Delta t)$  mit  $i = 1, \dots, 9$ . Die Variable  $T = 3000$  repräsentiert dabei die Endzeit und  $\Delta t = 0,4$  den Zeitschritt. Mit steigenden Iterationszahlen werden für die Mehrheit der Polypen über 90% (Spezifitätswert) der Hintergrundpixel korrekt erkannt. Dies gilt für fast alle Polypen, da die Standardabweichung der Spezifität gering ist. Dagegen sinken die Sensitivitätswerte nach 6000 Iterationen unter 50%. Die hohen Standardabweichungen der Sensitivität erlauben jedoch keine generelle Aussage über die Detektion von Polypenpixel.

In Tabelle 1 sind die Resultate des GAK-Verfahrens sowie die Ergebnisse der in [7] und [8] vorgestellten Methoden eingetragen (bei gleichem Datenset). Die Generalisierte Hough Transformation für Ellipsen, sowie das Template Matching elliptischer Vorlagen mit dem Kantenbild verwerten hauptsächlich die (meistens) elliptische Form der Polypen. Die implizite, geometrische Repräsentation der Kurve durch die Level-Set-Funktion ist auch der parametrischen Darstellung (Snakes, Aktive Strahlen) deutlich überlegen.



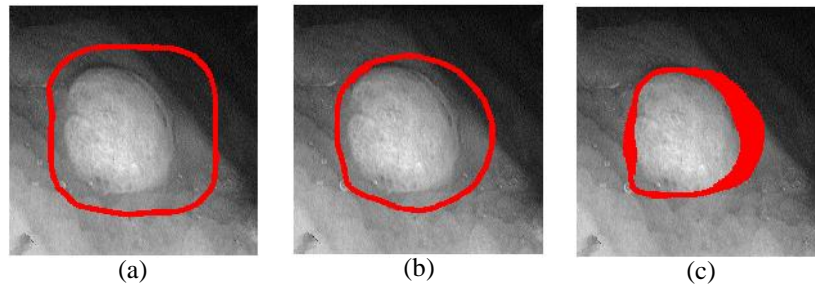


Abb.3: Segmentierungsergebnisse der GAK nach unterschiedlichen Iterationsstufen für den Beispielpolyp aus Abbildung 2 ((a): 833, (b): 2499, (c): 4165 Iterationen)

Verfahren	Genauigkeit		Spezifität		Sensitivität	
	$\phi$	$\sigma$	$\phi$	$\sigma$	$\phi$	$\sigma$
<i>GAK (nach 4165 Iterationen)</i>	79,43	8,74	91,49	6,09	61,85	17,54
Chan-Vese-Segmentierung	61,54	16,41	85,55	16,25	48,14	48,14
Template Matching	58,72	23,26	98,09	4,48	30,43	25,50
Aktive Strahlen	57,69	22,85	96,80	6,23	31,51	24,41
Generalisierte Hough Transf.	47,65	23,41	99,31	2,25	9,30	11,45
Parametrische Aktive Konturen	45,37	23,11	99,89	0,50	3,31	2,58

Tabelle 1: Prozentuale Ergebnisse der diversen Lokalisierungsverfahren im Vergleich (unter Angabe der Mittelwerte und Standardabweichungen für die drei Bewertungsmaße Genauigkeit, Spezifität und Sensitivität)

#### 4 Diskussion

Durch das in der vorliegenden Veröffentlichung erläuterte Verfahren ist die Verbesserung der automatischen Lokalisierung von Dickdarmpolypen in koloskopischen Bilddaten um 17,89% (in Vergleich zu den bisherigen Methoden aus Tabelle 1) gelungen. Die Spezifität beträgt über 90%, was für die anschließende Blutgefäßsegmentierung und Polypenklassifizierung von großer Bedeutung ist. Die inkorrekte Einstufung von Hintergrundpixeln als Polypenpixel würde bedeuten, dass sich der mittels Support-Vector-Machine durchgeführte Klassifikationsprozess auf falschen Daten beläuft. Die unvollständige Detektion eines Polyps, d.h. eine niedrigere Sensitivität, ist dafür unter der Annahme, dass die detektierte Polypenoberfläche repräsentative Merkmale aufweist, wesentlich unproblematischer.

Der geodesische Ansatz wurde als Prototyp in Matlab entwickelt und mit dessen Hilfe ist nach einer Adaption der Parameter auch die Erkennung anderer Gewebe im Rahmen optischer sowie radiologischer Untersuchungen möglich. Eine zurzeit stattfindende Umsetzung der Methode in C++ soll ein echtzeitfähiges Diagnoseassistenzsystem gewährleisten.

#### 5 Referenzen

- [1] Robert Koch Institut, Krebs in Deutschland 2005/2006: Häufigkeiten und Trends, Robert Koch Institut und Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V., 2010.
- [2] Tischendorf J.J.W., Wasmuth H.E., et al., Value of magnifying chromoendoscopy and narrow band imaging (NBI) in classifying colorectal polyps: A prospective controlled study. *Endoscopy*.39(12), pp.1092–1096, 2007.
- [3] Gross S., Palm S., et al., Segmentierung von Blutgefäßstrukturen in koloskopischen NBI-Bilddaten, *Proc Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, pp. 13–17, 2011.
- [4] Criminisi A., Perez P., et al., Region filling and object removal by exemplar-based image inpainting, *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 13, pp. 1200 -1212, 2004.
- [5] Caselles V., Kimmel R., et al., Geodesic active contours, *International Journal of Computer Vision*, vol. 22, pp. 61 -79, 1997.
- [6] Osher S., Sethian J.A., Fronts propagating with curvature-dependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi Formulation, *Journal of Computational Physics*, vol. 79, pp. 12 -49, 1988.
- [7] Breier M., Gross S., et al., Chan-Vese-Segmentation of Polyps in Colonoscopic Image Data, *Proceedings of the 15<sup>th</sup> International Student Conference on Electrical Engineering POSTER 2011*, 2011.
- [8] Gross S., Kennel M., et al., Polyp Segmentation in NBI Colonoscopy, *Proc Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, pp. 252-256, 2009.

# Konzeption und Basisarchitektur eines OP-Instrumententisch-Überwachungssystems

Bernhard Glaser<sup>1</sup>, Thomas Neumuth<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Innovation Center Computer Assisted Surgery (ICCAS), Leipzig, Deutschland

Kontakt: bernhard.glaser@medizin.uni-leipzig.de

## Abstract:

Die automatische Erkennung des Zustandes eines laufenden Eingriffs im Operationssaal mittels Sensoren erlaubt es zukünftigen Unterstützungssystemen, situationsgerechte Unterstützung des Personals während des gesamten Workflows bereitzustellen und zu Effizienz und Patientensicherheit beizutragen, ohne die bestehenden Arbeitsabläufe störend zu beeinträchtigen. Von zentralem Interesse ist dabei die Kenntnis über die jeweils eingesetzten chirurgischen Instrumente, wobei Ansätze über RFID- oder Barcode-Technologie wegen ihrer Einschränkungen für den Praxiseinsatz vermieden werden sollen. Der vorgestellte Ansatz zur optischen 2D-Erkennung der Instrumente auf dem Instrumententisch stellt jedoch besondere Anforderungen an die zugrundeliegende Architektur eines Softwaresystems. Der Beitrag stellt einen Ansatz zur strukturierten Bewältigung des dabei entstehenden Aufkommens von Bilddaten vor, welcher für Studien mit dem Ziel der Erkennung der während einer Operation benutzten Instrumente eingesetzt werden soll. Auf dieser Grundlage wird in kommenden Veröffentlichungen ein System zur automatischen Erkennung des Instrumententisch-Zustandes auf Basis von 2D-Kameradaten erarbeitet.

*Schlüsselworte: chirurgische Instrumente, Instrumententisch, Überwachung, Surgical Workflow*

## 1 Problem

Die Arbeitsumgebung des Krankenhauses der Zukunft verändert sich mit der zunehmende Einführung neuer Technologien. Im Bereich der chirurgischen Instrumente wurden auf der kommerziellen medizinischen Ebene in den letzten Jahren verschiedene Systeme vorgestellt, welche sich zum Ziel gesetzt haben, die auf dem Sektor der Lagerlogistik schon lange etablierten Ansätze zur Warenverfolgung mittels Barcode- und RFID-Technologien für die Krankenhaus-Umgebung einsetzbar zu machen, unter anderem um den Warenfluss der chirurgischen Siebe zwischen Operationssaal und Sterilisationsabteilung nachvollziehen zu können. Diese Systeme beschränken sich in der Regel auf die Identifikation eines einzelnen chirurgischen Siebes und beeinflussen die Arbeitsabläufe des Personals daher praktisch nicht.

Der vorliegende Beitrag konzentriert sich auf die automatischer Identifikation des intraoperativen Einsatzes von Instrumenten, um mit den erhobenen Daten nahe Forschungsbereiche im Kontext der automatischen Workflowerkennung zu erweitern ([1]).

Im Vergleich zur Siebidentifikation ergeben sich dabei gesteigerte Herausforderungen in Bezug auf die eingesetzte Technologie. Der Einsatz von Barcodes auf jedem Instrument zur Erkennung der Benutzung des Instrumentes während einer Operation stellt für die instrumentierende Person eine nicht zumutbare zusätzliche Arbeitsbelastung dar, da die Instrumente jeweils einzeln vor Benutzung von einem optischen Scanner erfasst werden müssten. Der Einsatz von RFID-Technologien auf jedem einzelnen Instrument birgt vor allem den Nachteil, dass dazu sämtliche Instrumente entsprechend modifiziert werden müssen. Bestehende Untersuchungen haben zudem gezeigt, dass diese Technologie geschulte Personen, besondere Ausstattung und einen akribischen Blick auf Details erfordert ([2]).

Im Vorfeld der Arbeit wurden bereits verschiedene Technologien zur Instrumentenerkennung evaluiert, unter anderem auch RFID, und deren Schwächen aufgezeigt. ([3]).

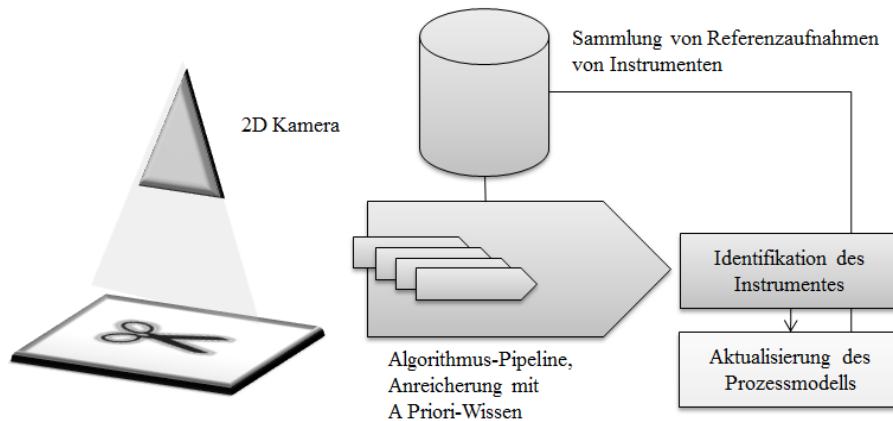
Zudem existieren weitere Ansätze zur Erkennung der eingesetzten chirurgischen Instrumente während der Operation, welche jedoch auf laparoskopische Eingriffe beschränkt sind ([4]).

Um die aufgezeigten Umstände im Bereich der Instrumentenerkennung anzugehen, setzt das vorgestellte Konzept auf eine optische 2D-Erkennung der Instrumente auf dem Instrumententisch, ohne dass diese modifiziert werden müssen. Dabei ergeben sich besondere Anforderungen an das Systemdesign und die Architektur eines dafür zu entwerfenden Softwaresystems.



## 2 Methoden

Abbildung 1 gibt einen schematischen Einblick in den Aufbau. Die Instrumente auf dem Instrumententisch werden über eine 2D-Kamera kontinuierlich erfasst. Die erhobenen Momentaufnahmen werden einer Algorithmus-Pipeline zugeführt, welche auf Basis der zu den Instrumenten zugrundeliegenden Informationen die Einzelinstrumente identifiziert.



**Abbildung 1: Schematischer Aufbau des Gesamtsystems**

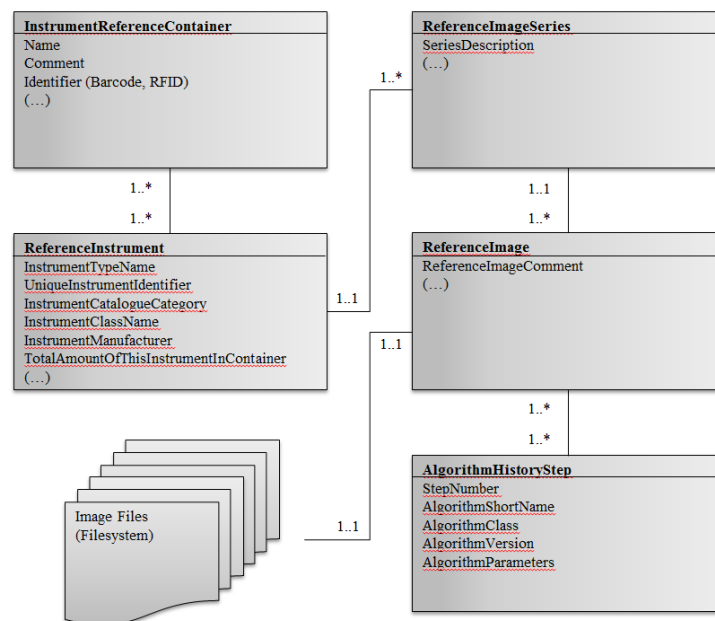
In der Phase des Requirements Engineering wurden für das Systemdesign der Sammlung der Trainings- bzw. Referenzaufnahmen (im Folgenden als „Das System“ bezeichnet) folgende grundlegenden Leistungsfaktoren identifiziert:

- Das System soll für die Kernfunktionen eine grafische Benutzeroberfläche anbieten, damit diese auch von Nichttechnikern benutzt werden können.
- Der Bedienende muss zu einem Einzelinstrument jeweils verschiedene Bildserien mit Titel hinterlegen können, damit die verschiedenen Zustände des Instrumentes (z.B. „geöffnet“) repräsentiert werden können.
- Das System soll bei der Aufnahme neuer Bilder über eine Vorprüfungsfunktion verfügen, damit dem Benutzer ermöglicht wird, die neuen Daten zu begutachten, bevor sie in die Datenbank aufgenommen werden.
- Der Bedienende muss zu einem Einzelinstrument Informationen hinterlegen können (z.B. Name des Herstellers), diese Informationen sollen im Entwicklungsverlauf ergänzt werden können, wobei die Abwärtskompatibilität erhalten werden soll.
- Über die Bilder einer einzelnen Bildserie soll nachvollziehbar ermittelbar bleiben, welche Aufnahmen bzw. welche Algorithmen mit welchen Parametern zum jeweiligen Einzelbild geführt haben, damit im Entwicklungsverlauf die Güte unterschiedlicher algorithmischer Ansätze evaluiert werden kann.
- Die dem System zugrundeliegenden Datenquelle muss menschenlesbar, leicht auf andere Systeme portierbar und leicht erweiterbar sein.
- Das System muss verschiedene Datenbanken von Instrumenten gleichzeitig öffnen können.
- Das System soll auf den parallelen Einsatz verschiedener Algorithmen ausgelegt sein.

## 3 Ergebnisse

Die auf Basis des Requirements Engineering erarbeiteten Entwurfsziele an die Systemarchitektur wurden im weiteren Verlauf in einer Implementierung umgesetzt. Den Kern der Umsetzung bildet die in Abbildung 2 dargestellte Struktur. Die Speicherstruktur basiert auf einer Kombination aus XML-Strukturen und dem Filesystem.

Da die Datenbank aus Referenzinstrument-Aufnahmen vor dem Start einer Analyse jeweils komplett im Arbeitsspeicher des Analysesystems abgelegt wird, entstehen durch den XML-Ansatz keine Geschwindigkeitseinbußen. Da jedes an einer Serie beteiligte Bild eine Historie über die auf ihm angewendeten Algorithmen besitzt können auf der Datenbasis übersichtlich neue Algorithmen hinzugefügt werden, trotzdem können bei entsprechender Ausrichtung der Vergleichsalgorithmen die von der Referenzinstrumentensammlung erforderlichen Berechnungen minimiert werden. Durch die XML-Struktur bleiben die Informationen jedoch menschenlesbar und können problemlos in praktisch jeder Programmiersprache ohne Vorbearbeitung eingelesen werden, zudem kann das System leicht erweitert werden.



**Abbildung 2: Datenhaltungsstruktur (Ausschnitt)**

Zum komfortablen Umgang mit der großen Datenmenge wird die komplette Struktur durch eine grafische Oberfläche unterstützt. In einem ersten Vortest wurde in die Struktur ein vollständiges Weichteilsieb mit 56 verschiedenen Objekten (absolut 110) eingelesen. Die zugehörige XML-Datei (ca. 10MB) wird dabei komplett in eine DOM-Struktur überführt. Inklusive der einzelnen Verarbeitungsschritte wurden dabei zu den Instrumenten im Test ca. 5000 Bilddateien mit einem Gesamtumfang von ca. 280MB abgelegt.

## 4 Diskussion

Der gewählte Ansatz eignet sich, um eine große Bildmenge strukturiert und historisiert für das dargestellte Problem abzulegen. Da der für die spätere Analyse benötigte Anteil der Bilddaten im Arbeitsspeicher nur eine schon vorverarbeitete Teilmenge der Bilddaten ist, wird der Zeit- und Speicheraufwand bei darauf basierenden Systemen effektiv reduziert. Durch den XML-Ansatz und die für alle gängigen Programmiersprachen existierenden Generatoren, können die erhobenen Daten plattformübergreifend genutzt werden. Die verteilte Berechnung bei Bildanalysen wird unterstützt, indem die Teilsysteme einfach mit der zugrundeliegenden Strukturdatei initialisiert werden.

Der Ansatz kann nahtlos erweitert werden, ohne auf im Entwicklungsverlauf entstandene Vorberechnungen verzichten zu müssen oder deren Nachvollziehbarkeit einzuschränken. Auch eine Erweiterung auf zusätzliche Informationen (z.B. 3D-Bilddaten) ist denkbar.

Die vorgestellte Arbeit bildet die Grundlage eines in kommenden Veröffentlichungen vorgestellten Systems zur automatischen Erkennung des Instrumententisch-Zustandes mittels 2D-Kameradaten.

## 5 Referenzen

- [1] Neumuth, Thomas; Strauß, Gero; Meixensberger, Jürgen; Lemke, Heinz; Burgert, Oliver: Acquisition of Process Descriptions from Surgical Interventions. In: Stéphane Bressan, Josef Küng und Roland Wagner (Hg.): Database and Expert Systems Applications, Bd. 4080: Springer Berlin / Heidelberg (Lecture Notes in Computer Science), 2006
- [2] Egan, M. T.; Sandberg, W. S. : Auto Identification Technology and Its Impact on Patient Safety in the Operating Room of the Future. In: Surgical Innovation 14 (1), 2007.
- [3] Neumuth, Thomas; Meißner, Christian: Online recognition of surgical instruments by information fusion. In: Int J CARS 7 (2), 2012
- [4] Bouarfa, Loubna; Akman, Oytun; Schneider, Armin; Jonker, Pieter P.; Dankelman, Jenny : In-vivo real-time tracking of surgical instruments in endoscopic video. In: Minim Invasive Ther Allied Technol 21 (3), 2012.

# Ein Kinect™ basiertes Überwachungssystem für Workflowerkennung und Gestensteuerung im Operationssaal

T.Beyl<sup>1</sup>, P.Nicolai<sup>1</sup>, J.Raczkowski<sup>1</sup>, H.Wörn<sup>1</sup>

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

Kontakt: tim.beyl@kit.edu

## Abstract:

*Mit der Einführung von Robotern und Navigationssystemen in den chirurgischen Workflow während minimalinvasiver bzw. offener Interventionen wird eine zusätzliche Anzahl an Gerätschaften im Operationssaal notwendig. Die Bedienung von Robotersystemen, Kamerasystemen, Trackingsystemen und der notwendigen Infrastruktur bedeuten, wenn gleich der Nutzen erheblich sein kann, eine zusätzliche kognitive Last für den Chirurgen. In diesem Paper stellen wir einen Ansatz zur Überwachung des Operationsfeldes mit mehreren Kinect-Kameras und einen Ansatz zur Validierung der Echtzeitbilddaten mit Time of Flight-Kameras vor.*

Schlüsselworte: Kinect, Chirurgischer Workflow, Robotik, Time of Flight

## 1 Problem

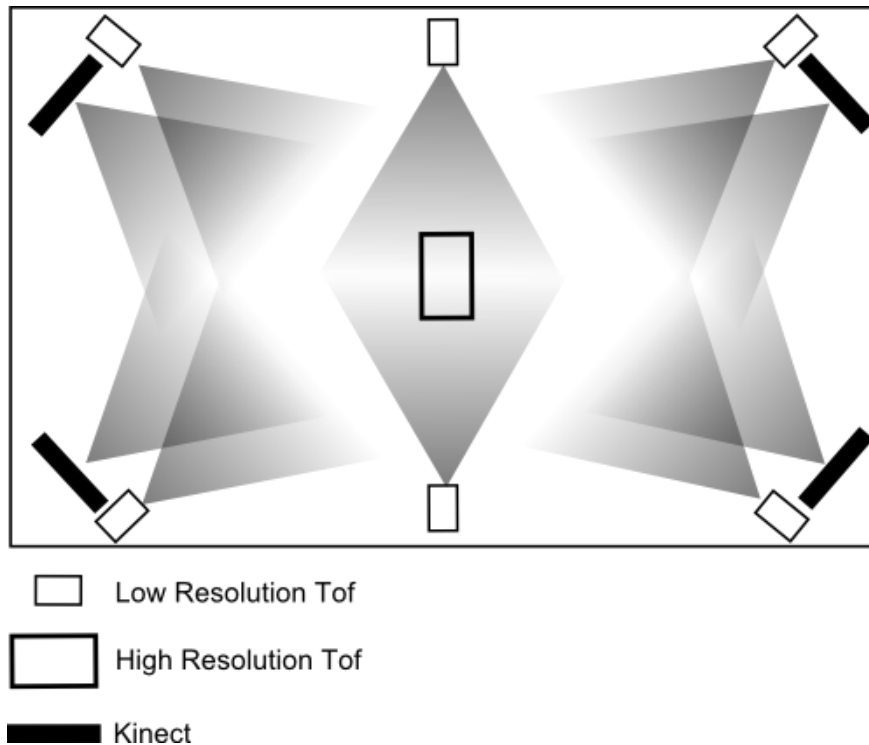
Mit der Einführung des Da Vinci Systems [1] erlebte die chirurgische Robotik einen deutlichen Aufschwung. Systeme wie Da Vinci sind für Interventionen konzipiert, bei denen ein Wechsel zwischen konventioneller Chirurgie und roboter-gestützter Chirurgie nicht, oder selten, auftritt. Im Rahmen der EU-Projekte SAFROS und ACTIVE wird der Einsatz und die Bedienung von Leichtbaurobotern (LBR4) der Firma KUKA [2] für diese Anwendungen untersucht. Ziel ist der flexible Einsatz von Robotern in der Chirurgie. Der Chirurg soll ohne großen Konfigurations- und Bedienungsaufwand wie Registrierung oder Positionierung in allen Stadien der Operation entscheiden können, ob der Robotereinsatz sinnvoll bzw. gewünscht oder im aktuellen Stadium nicht erforderlich ist. Der LBR4 stellt hierbei einen vollaktiven Roboter mit sieben Achsen dar, wobei sich Probleme bezüglich der Sicherheit des geteilten Arbeitsplatzes zwischen Chirurg und Roboter ergeben, wie z.B. etwaige Kollisionen. Ein Ansatz zur Lösung dieser Probleme ist in [3] und [4] zu finden. Die Schwierigkeit der Bedienbarkeit des Systems besteht weiterhin. Um zusätzliches Personal zur Konfiguration und damit Bedienungsoverhead im Operationssaal zu vermeiden, muss eine Lösung gefunden werden, um dem Chirurgen eine intuitive Möglichkeit zur Interaktion mit dem System zu geben. Eine Möglichkeit hierzu ist die Verwendung vordefinierter Workflows, eines Sensornetzwerkes zur Erkennung der Arbeitsschritte und geeigneter Verarbeitungsmethoden. Der vorgestellte Ansatz stützt sich hierbei vor allem auf die Observierung des Operationsfeldes mittels 3D Kameras zur Erkennung der Objekte bzw. Personen, sowie Bedienungsgesten innerhalb desselben.

## 2 Methoden

### 2.1 Versuchsaufbau

Zur Observation des Operationsfeldes im Setup kommen aktuell sieben Time-of-Flight-Kameras (ToF) der Firma PMDTec zum Einsatz. Diese bieten geringe Latenzzeiten und sind für industrielle Anwendungen konzipiert. ToF-Kameras erreichen Prinzip bedingt allerdings nur geringe Auflösungen und liefern keine Farbinformationen. Um diesen Nachteil auszugleichen und damit Methoden zur Personenerkennung sowie Workflowerkennung anwenden zu können wurde das vorhandene ToF-System um vier hochauflösende Microsoft Kinect-Kameras (640x480 Pixel) erweitert. Abbildung 1 zeigt die Anordnung der Kameras in der Draufsicht mit angedeutetem Gesichtsfeld. Die PMD CamCube 2.0 (204x204 Pixel) blickt hierbei senkrecht nach unten auf den Körper des Patienten um in dieser Projektionsebene eine vergleichsweise hohe Auflösung zu erreichen, während in den Ecken des Arbeitsfeldes die PMD S3 (64x48 Pixel) mit jeweils einer Kinect ergänzt wurden. Das komplette Setup umfasst damit vier Kinect-Kameras und sieben Time-of-

Flight-Kameras. Um gegenseitige Störungen zu vermeiden werden die ToF-Kameras durch eine speziell entwickelte Bibliothek angesteuert, die die Kameras im Zeit- und Frequenzmultiplexing-Verfahren triggert (siehe [3]).



**Abbildung 1: Anordnung der 3D Kameras**

## 2.2 Technische Realisierung

Die Einführung der Kinect-Kameras stellt die technische Infrastruktur vor völlig neue Herausforderungen. Jede Kinect-Kamera liefert 11 Bit Tiefendaten mit einer Auflösung von 640x480 Pixel sowie ein zusätzliches 8bit RGB Bild mit einer Auflösung von 640x480 Pixeln sowie einer Framerate von 30 Bildern pro Sekunde (fps). Damit ergibt sich ein theoretisches Datenvolumen für das RGB-Bild von

$$640 \cdot 480 \cdot 3 \cdot 8 \text{ Bit} \cdot 30 \text{ fps} = 221.184.000 \text{ Bits pro Sekunde} = 27.648.000 \text{ Bytes pro Sekunde}$$

sowie

$$640 \cdot 480 \cdot 11 \text{ Bit} \cdot 30 \text{ fps} = 101.376.000 \text{ Bits pro Sekunde} = 12.672.000 \text{ Bytes pro Sekunde}$$

für das Tiefenbild. Es resultiert eine Gesamtdatenrate von

$$12.672.000 + 27.648.000 = 40.320.000 \text{ Bytes pro Sekunde} = 39,375 \text{ MB pro Sekunde}$$

Die Kinect verfügt hierzu zur Übertragung über eine USB 2.0 Hi-Speed Schnittstelle, die in der Lage ist bis zu 480Mbit/s = 60MB/s zu übertragen [5]. Ein einzelner USB Controller eines Computers ist somit in der Lage ausschließlich eine Kinect zu betreiben. Um das beschriebene Setup zu betreiben wäre somit bereits in der ersten Ausbaustufe ein Computer mit vier USB Host Controllern notwendig geworden, der sich in der Nähe der Kinect Kameras befinden müsste und somit den Hardwareaufwand im OP massiv erhöhen würde. Deshalb fiel die Wahl auf einen modularen Ansatz unter Zuhilfenahme des Robot Operating System (ROS) von Willow Garage [6]. Die Anbindung der Kinect Kameras wurde über zwei Zotac Nano AD10 Computer ausgeführt, die mit 4GB Ram und einem AMD e-350 Prozessor ausgestattet sind sowie über je zwei USB 2.0 Hi-Speed fähige Host Controller und eine Gigabit Ethernet Schnittstelle verfügen. Zum Einsatz kommen Ubuntu 12.04 und ROS Fuerte zusammen mit dem OpenNI Kinect Treiber um sowohl die 11 Bit Tiefenkarte als auch die RGB Daten der Kinect-Kameras über ein dediziertes Gigabit Netzwerk an einen zentralen Verarbeitungsknoten auf leistungsfähigere Hardware zu streamen. Dabei betreibt jeder AD10 zwei Kinect-Kameras, führt dabei allerdings keinerlei Vorverarbeitung der Daten durch.

Als zentraler Knoten kommt eine Workstation ausgestattet mit einer Geforce GTX480, 4Gb Ram und einem AMD Phenom II X6 1090T sowie Ubuntu 12.04 und ROS Fuerte zum Einsatz.

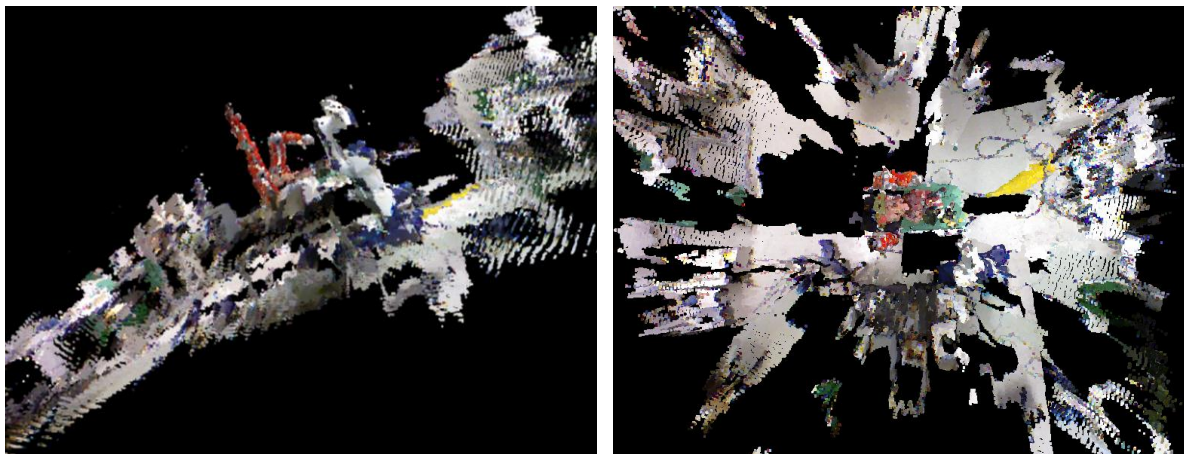
Die empfangenen Daten aller vier Kinect-Kameras werden hier unter Zuhilfenahme der bekannten Tiefenverteilung der 11 Bit Tiefenkarte zu einer dreidimensionalen Punktwolke mit Farbinformationen des RGB Sensors je Kinect kombiniert.

## 2.3 Registrierung

Um ein gemeinsames Referenzkoordinatensystem für die vier Punktwolken der Kinect-Kameras zu erhalten wurde in ROS Fuerte, OpenCV und der PointCloudLibrary (PCL) [7] ein Registrierungsalgorithmus unter Zuhilfenahme eines Schachbretts entworfen. Dabei fungiert eine der vier Kinect-Kameras als Referenzkoordinatensystem. Diese muss jederzeit freie Sicht auf das Schachbrett haben. Zur Registrierung jeweils einer weiteren Kamera positioniert der Benutzer das Schachbrett so, dass es im Sichtfeld der Referenzkamera sowie der lokal zu registrierenden Kinect-Kamera liegt. Der Algorithmus läuft in folgenden Schritten ab:

1. Das Schachbrett wird mittels der RGB Kamera erkannt: Mithilfe OpenCV werden auf den RGB Daten beider Kinect die Ecken des Schachbretts gesucht und ihre Koordinaten lokal gespeichert. Ein auf dem Schachbrett positionierter Kreis, der mittels Hough-Transformation gefunden wird, stellt sicher, dass die Orientierung des Schachbrettes festgestellt werden kann ist.
2. Zu jedem RGB Wert existiert ein korrespondierender Tiefenwert des Tiefensensors der Kinect. Dieser berechnet sich über die intrinsische Kalibrierung von RGB- zu Tiefenkamera sowie bekanntem Tiefenprofil des Sensors. Dennoch kann nicht gewährleistet werden, dass die Tiefenkamera an der entsprechenden Position des Schachbrettes einen Wert misst. Fehlende Werte resultieren aus mangelnder Beleuchtung oder unzureichendem Reflektionsgrad des eingesetzten Materials. Außerdem unterliegt die Tiefenmessung des Sensors stochastischem Rauschen, das sich durch Mittelwertfilterung weitestgehend eliminieren lässt. Um mit diesem Problem umzugehen wird eine frei wählbare Menge an Frames gesammelt und für jede Schachbrettecke die Anzahl der Tiefenwerte erfasst, die über alle Frames gemessen werden konnten. Anschließend wird für jeden Punkt der Mittelwert aus den erfassten 3D-Koordinaten berechnet. Mit 300 Frames konnte in Versuchen eine ausreichend große Menge an rauscharmen Tiefenwerten gesammelt werden.
3. Zu jeder Ecke des Schachbretts wird ein Korrespondenzpaar zwischen der Ecke im Koordinatensystem der zu registrierenden Kinect und der Ecke im Koordinatensystem der Referenz hergestellt. Damit ergibt sich ein Satz von Korrespondenzen, der in Schritt 5 weiterverwendet wird.
4. Schritt 2+3 müssen für verschiedene Positionen des Schachbrettes wiederholt werden. Um die Rotation zwischen den Kinect-Kameras akkurat zu bestimmen ist es hierbei notwendig, die Schachbrettpositionen so zu wählen, dass die Ebenen des Schachbretts an unterschiedlichen Positionen nicht parallel zueinander liegen. Mit fünf verschiedenen Positionen konnte in unseren Versuchen bereits eine zufriedenstellende Registrierung erreicht werden.
5. Aus den erfassten Korrespondenzen wird mittels Hauptkomponenten-Analyse (PCA) die Rotation und Translation der beiden Kinects zueinander berechnet.

Abbildung 2 zeigt die gemeinsam visualisierten Punktwolken aus den Daten von vier deckenmontierten Kinect (siehe Abbildung 1), die mit dem hier vorgestellten Algorithmus registriert wurden. An schwarzen oder leeren Flächen liegen keine Messpunkte vor, z.B. aufgrund von Verdeckungen durch den OP-Tisch oder schlecht reflektierenden Materialien.



**Abbildung 2: Gemeinsam visualisierte Punktwolken aus den Ansichten von vier registrierten Kinect-Kameras; links: Seitenansicht; rechts: Aufsicht**

### 3 Ergebnisse

Die Anordnung von Kinect- und Time-of-Flight-Kameras mit überlappenden Gesichtsfeldern liefert zwei verschiedene Ansichten derselben Szene. Das Setup ist damit in der Lage sowohl die Vorteile der ToF-Kameras zu nutzen und Kollisionen mit geringer Latenz und Verlässlichkeit zu detektieren, als auch die hochauflösenden Daten der Kinect für Personentracking, Workflowdetektion und Gestensteuerung zu verwenden.

Die Auslegung des Systems ermöglicht bei einer Registrierung des Kinect-Kamera-Systems zum ToF-Kamera-System die Validierung der Kinect-Daten mittels der ToF-Daten. Hierzu könnten beispielsweise bekannte Objekte wie die Leichtbauroboter, die in beiden Datensätzen leicht erkennbar sind verwendet werden um eine online Validierung der Daten zu berechnen.

Dennoch muss beim Einsatz der Kinect, speziell in der vorgestellten Anwendung, die die Daten über das Netzwerk streamt, mit größeren Latenzen gerechnet werden. So ist im Video Stream eine deutliche Verzögerung zu sehen, die die 300ms Latenz der Kinect deutlich übersteigt und ebenfalls noch genauer quantifiziert werden muss.

Die Qualität des Registrierungsergebnisses hängt maßgeblich von der Beleuchtung sowie der Anzahl der Korrespondenzen ab. Im aktuellen Setup lassen sich Registrierungsfehler im Bereich weniger Zentimeter erzielen, der in weiteren Untersuchungen näher quantifiziert werden muss. Erste Versuche zeigen Registrierungsfehler bei 5 Schachbrettposen mit jeweils 300 Samples die im Median deutlich unter 4cm liegen.

Die Einzelpunktwolken bleiben bei dem beschriebenen Verfahren erhalten und können jederzeit unter Nutzung der bestimmten Transformationsmatrizen zu einer Gesamtpunktwolke erweitert werden. Hierbei werden bisher keine Daten verworfen, sondern auf Wunsch alle Tiefen- und alle Farbinformationen der Kameras in einer gemeinsamen Punktwolke abgelegt, die zur Weiterverarbeitung verwendet werden kann.

Der Einsatz der Zotac Nano AD10-Rechner zeigt, dass auch verhältnismäßig langsame Rechner durchaus in der Lage sind Kinect-Daten zu streamen. In Experimenten wurde eine Geschwindigkeit von ca. 20-25 fps unter Verwendung aller vier Kinect Kameras und der Nachverarbeitung auf der Workstation erreicht. Seit Kurzem existiert weiterhin ein Kinect-Treiber für den Nvidia Tegra 3 Prozessor [8], der sich durch geringe Wärmeentwicklung auszeichnet und passiv gekühlt werden kann.

In medizinischen Applikationen kann damit kleine und leichte Hardware auch im Operationssaal eingesetzt werden, durch aufwendige Kühlmaßnahmen mittels Lüftern das Risiko der Einbringung von Keimen zu vergrößern. Auch der AMD E-350-Rechner wäre ohne großen Mehraufwand passiv zu kühlen. Durch Austausch der Kinect gegen eine lüfterlose Asus Xtion [9], die kompatibel zum Protokoll der Kinect ist und dieselbe Sensorik verwendet, kann eine komplett lüfterlose Lösung erzielt werden.

### 4 Diskussion

Es wurde ein modulares und skalierbares System zur Detektion von Personen im Operationssaal entwickelt. Durch den zusätzlichen Einsatz von ToF-Kameras soll der sichere Einsatz von Kinect-Kameras im Operationssaal ermöglicht werden. Diese bieten die Möglichkeit einen online Redundanzcheck der gesammelten 3D-Daten durchzuführen und damit die Entwicklungsumgebung OP:Sense [10] bestmöglich zu ergänzen. Es ergibt sich dadurch die Möglichkeit mithilfe der ToF-Kameras mit geringstmöglicher Latenzzeit auf Änderungen in der Umgebung zu reagieren, um Kollisionen zu vermeiden als auch zuverlässige hochauflösende ToF validierte Kinect-Daten zu sammeln, die z.B. bei der Workflowerkennung erforderlich sind. Aufgrund der Möglichkeit, die Daten unkomprimiert über ein Gigabit Netzwerk zu übertragen, kann jederzeit entschieden werden, ob für die spezifische Anwendung mit maximaler Auflösung gearbeitet wird oder ob auch ein auflösungsreduzierter Datensatz verwendet werden kann, um die Prozessorlast zu reduzieren.

Dennoch bleibt der relativ große Fehler der Kinect-Kameras (im Bereich mehrerer Zentimeter), was unter Anderem einer bisher nicht durchgeführten intrinsischen Kalibrierung des Tiefensensors geschuldet ist, die für jede Kinect gesondert durchgeführt werden muss. Die Durchführung dieser intrinsischen Kalibrierung, die mit hoher Wahrscheinlichkeit zu einer Verbesserung des Registrierungsergebnisses führen wird, ist für die Zukunft geplant. Der beschriebene und eingesetzte Registrierungsalgorithmus ermöglicht die Registrierung des Systems ohne zusätzliche externe Hardware und weitere Fehlerquellen und bietet damit die Möglichkeit das System schnell und einfach transportieren und vor Ort registrieren zu können. Wir arbeiten an weiteren Verfahren um nach der Registrierung mit einem modifizierten Algorithmus ebenfalls automatisch ohne externe Hardware den Fehler zu bestimmen, der später zur Konfidenz Schätzung verwendet werden soll.

Um den sinnvollen Einsatz im chirurgischen Kontext evaluieren zu können müssen weitere Versuche unter Verwendung von Robotern zusammen mit Chirurgen durchgeführt werden, um das System auf spezifische chirurgische Interventionen hin optimieren zu können.

Zu erwarten steht eine Verringerung der Arbeitslast der Chirurgen insbesondere bei Interventionen, bei denen der Roboter sowohl handgeführt als auch autonom oder telemanipuliert eingesetzt wird und bei denen häufig zwischen den Arbeitsmodi gewechselt wird. Hier kann eine intuitive Bedienung der Roboter und ein Wechsel zwischen den Betriebsmodi über ein 3D-Kamerasystem realisiert werden.

## 5 Danksagung

Diese Arbeit wurde durch das FP7 Framework Programm der Europäischen Union innerhalb der Projekte „Patient Safety in Robotic Surgery (SAFROS)” unter Grant Nr. 248960 und „Active Constraints Technologies for Ill-defined or Volatile Environments (ACTIVE)” unter Grant Nr. 270460 unterstützt und gefördert.

## 6 Referenzen

- [1] <http://www.intuitivesurgical.com> Letzter Aufruf: 30.07.2012
- [2] <http://www.kuka-robotics.com/germany/de/products/addons/lwr/> Letzter Aufruf: 30.07.2012
- [3] P. Nicolai, H. Mönnich, J. Raczkowski, H. Wörn, J. Bernshausen. Überwachung eines Operationssaals für die kooperative robotergestützte Chirurgie mittels neuartiger Tiefenbildkameras. (2010) Tagungsband der 9. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie.
- [4] H. Mönnich, P. Nicolai, T. Beyl, J. Raczkowski, H. Wörn. A Supervision System for the Intuitive Usage of a Telemanipulated Surgical Robotic Setup (2011) Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO 2011)
- [5] Universal Serial Bus Specification Revision 2.0, 27.04.2000
- [6] M. Quigley, B. Gerkey, K. Conley, J. Faust, T. Foote, J. Leibs, E. Berger, R. Wheeler, A. Ng. ROS: an open-source Robot Operating System (2009), ICRA Workshop on Open Source Software
- [7] R. Rusu, S. Cousins. 3D is here: Point Cloud Library (PCL) (2011). International Conference on Robotics and Automation.
- [8] <http://pointclouds.org/blog/nvcs/raymondlo84/index.php> Letzter Aufruf: 30.07.2012, R. Lo, Nvidia Code Sprint
- [9] [http://www.asus.de/Multimedia/Motion\\_Sensor/Xtion\\_PRO/](http://www.asus.de/Multimedia/Motion_Sensor/Xtion_PRO/) Letzter Aufruf: 30.07.2012
- [10] P. Nicolai, T. Beyl, H. Moennich, J. Raczkowski, H. Wörn. OP:Sense – An integrated Rapid Development Environment in the Context of Robot Assisted Surgery and Operation Room Sensing. (2011) Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO 2011)



# Ultraschallgestützte, quasi-taktile Rückkopplung zur Gefäßdetektion in der minimal invasiven, robotergestützten Chirurgie

B. Kübler<sup>1</sup>, A. Wimmer<sup>1</sup>, R. Bärenweiler<sup>1</sup>, P. Hausamann<sup>1</sup>, R. Gruber<sup>1</sup>, G. Hirzinger<sup>1</sup>

<sup>1</sup> DLR – Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt e.V.,  
Institut für Robotik und Mechatronik, Standort Oberpfaffenhofen, Deutschland

Kontakt: Bernhard.Kuebler@dlr.de

## Abstract:

*Die minimal invasive, robotergestützte Chirurgie (MIRC) ist gekennzeichnet durch eine vollständige mechanische Entkopplung von Chirurg und Patient. Die Beurteilung, inwieweit eine Gewebestruktur von Blutgefäßen durchzogen ist, die bei Verletzung zu schwer kontrollierbaren Blutungen führen können, ist schwierig. In der offenen Chirurgie werden nicht sichtbare Blutgefäße im Gewebeverbund mittels Tasten nach Pulsationen detektiert. Dieses sicherheitsrelevante und übliche Vorgehen ist mit der klassischen MIRC-Methodik prinzipbedingt kaum möglich.*

*Mit dem hier vorgestellten unidirektionalen, Ultraschall-Doppler-basierten System können verdeckte, oberflächliche Gefäße mit beliebigem physiologischem Verlauf erkannt werden. Die Rückkopplung an den Chirurgen erfolgt bisher akustisch und/oder kinästhetisch. Mit vertretbarem technischem Aufwand lässt sich damit die intuitive Rückkopplung integrieren. Erste Versuche am Phantom und erste Bewertungen durch Chirurgen zeigen ermutigende Ergebnisse.*

*Schlüsselworte: Minimal invasive Roboterchirurgie, Ultraschall, Taktile Rückkopplung*

## 1 Problem

Ein direkter manueller Kontakt zwischen Chirurg und Operationsfeld ist in der klassischen minimal invasiven Chirurgie (MIC) prinzipbedingt praktisch nicht möglich. Durch die vollständige mechanische Trennung von Arzt und Patient in der robotergestützten minimal invasiven Chirurgie (MIRC) wird dieser Effekt durch die vollständige mechanische Kopplung verstärkt. Die Notwendigkeit der Rückkopplung von Krafteindrücken in der MIRC zur Kompensation dieser Ermangelung wurde in der Vergangenheit viel diskutiert und kann mittlerweile als weithin akzeptiert betrachtet werden [1-3]. Verschiedene Entwicklungen zu diesem Zweck konnten vorgestellt werden [4-7]. Der nächste konsequente Schritt nach einer unterstellten Implementierung der Kraftrückkopplung ist die Rückkopplung taktiler Eindrücke. Auch hier konnten verschiedene Ansätze vorgestellt werden [8-11], von denen sich jedoch bislang keiner auf breiterer Basis durchsetzen konnte, möglicherweise aus zwei Gründen: Erstens wurde häufig versucht, eine vollständige taktile Rückkopplung, vergleichbar mit der menschlichen Fingerbeere, zu bieten. Die menschliche Wahrnehmung von Oberflächeneindrücken beruht aber auf der Bewegung des Sensors (Fingerbeere) [12], was mit einem Rückkopplungssystem nur relativ schwer intuitiv nachzubilden ist. Zweitens besteht ein System für taktile Rückkopplung aus einer Kombination von Sensor und Aktor, die beide für sich gesehen große technische Herausforderungen darstellen.

Die hier vorgestellte Entwicklung eines taktilen Rückkopplungssystems fokussiert sich daher auf ein einzelnes, medizinisch/chirurgisch vordringliches Problem, nämlich die Detektion von pulsierenden, nicht sichtbaren Gefäßen unter einer Gewebedeckschicht. Hintergrund hierbei ist es, die Gefahr einer unbeabsichtigten Verletzung eines oberflächlichen, nicht sichtbaren Gefäßes bei der chirurgischen Gewebedissektion (Trennung) mit konsekutiven, schwer kontrollierbaren Blutungen zu verringern bzw. die Lage von Gefäßen vor einer Dissektion eindeutig bestimmen zu können. In der offenen Chirurgie wird diese Gefäßdetektion durch vorherige Palpation (Betasten) des Gewebes in der beabsichtigten Schnittregion unternommen, wobei eine leichte, tastbare Pulsation (vergleichbar mit dem manuellen ertasten des Handgelenkspulses) auf ein Gefäß hindeutet. Entsprechend der geplanten Operation können diese Gefäße umgangen oder gezielt, vorsichtig freipräpariert und mittels Ligatur (Abbindung) unterbunden werden. Diese direkte Palpation ist – wie im Falle der Krafteindrücke – prinzipbedingt in der MIC praktisch nicht und in der klassischen, kraftrückkopplungsfreien MIRC überhaupt nicht möglich.

Das hier vorgestellte System soll das vorhandene MIRO-Surge-Szenario [13-15] (vgl. Abb. 1) des Instituts für Robotik und Mechatronik des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrt (DLR) um die Detektionsmöglichkeit oberflächlicher, aber nicht sichtbarer Gefäße erweitern. Die hierzu verwendeten Methoden werden in Kap. 2 beschrieben, erste gewonnene Ergebnisse werden in Kap. 3 dargestellt und eine Diskussion der Funktionalität bzw. der gewonnenen Erkenntnisse findet in Kap. 4 statt.



Abb. 1: DLR Telepräsenzszenario für MIRC „MIRO-Surge“. Bild links: im Vordergrund die Eingabestation für den Chirurgen, im Hintergrund das patientenseitige Chirurgierobotersystem. Bild rechts: Chirurgierobotersystem im Detail mit Endoskopführung und zwei Roboterarmen für bimanuelle Telemanipulation.



Abb. 2: Bild links: Testaufbau des Ultraschallsensors an einem MIRO-Roboter, akustische Rückkopplung über Monitorlautsprecher, kinästhetische Rückkopplung über sigma.7 (Bildvordergrund, Fa. Force Dimension, Nyon, Schweiz). Bild rechts: Prinzipaufbau des Ultraschall-Kopfes mit der Anordnung der Transducerelemente.

## 2 Methoden

Der klassisch medizintechnische Ansatz zur Detektion durchströmter Gefäße ist das Ultraschall-Doppler-Verfahren, wobei dieses Verfahren sowohl bei kontinuierlicher wie auch bei gepulster Schallsignaleinstreuung richtungsselektiv ist. Deshalb wurde zunächst ein unidirektionaler Ultraschalltransducerkopf sowie dessen Ansteuerungselektronik entwickelt. Als Ergebnis entstehen Differenzfrequenzsignale von Transducerelementen, die nachfolgend rechnerisch auf Flüsse bzw. Pulsationen hin ausgewertet werden müssen. Hier wurden zunächst Standardverfahren angewendet. Die ermittelten Pulsationen wurden schließlich sowohl akustisch wie kinästhetisch, d.h. als leichtes Zucken am funktionalen Freiheitsgrad (Zeigefinger) eines haptischen Eingabegerätes bzw. als klassisches und für Mediziner wiedererkennbares Ultraschall-Doppler-Geräusch („Fauchen“), dargestellt. Nachfolgend die Darstellung der einzelnen Komponenten.

Der Ultraschalltransducer wurde in Kooperation mit dem Fraunhofer Institut für Biomedizinische Technik (St. Ingbert, Deutschland) in einer Baugröße entwickelt, die den Anforderungen der MIRC entspricht (Außendurchmesser: 10mm) sowie in die vorhandenen DLR MIRC-Instrumente (vgl. [6, 7]) integriert werden kann. Entwicklungsziel war die Detektion leichter Pulsationen, wie sie mit der menschlichen Fingerkuppe wahrgenommen werden können. Dies bedeutet eine Sensitivität des Ultraschalltransducers im Bereich von etwa 1mm bis etwa 6mm vor dem Transducerkopf. Oberflächlichere Gefäße sind endoskopisch sichtbar, tiefer liegende Gefäße, die auch manuell nicht tastbar sind, liegen nicht mehr im primären Schnittbereich eines Chirurgen. Üblicherweise werden bei der chirurgischen Präparation mehrere, vorsichtige flache Schnitte gesetzt und intermittierend auf Gefäße in der Tiefe überprüft, anstelle einen einzelnen, tiefen Schnitt zu setzen. Die Richtungsunabhängigkeit des Doppler-Sensors wurde mit einer ringförmigen Anordnung

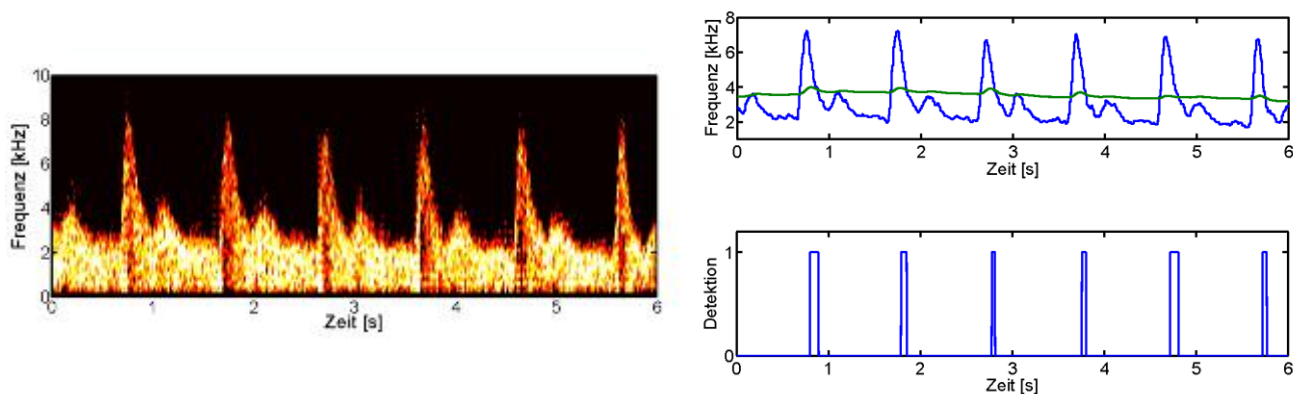


Abb. 3: Detektionsalgorithmus. Links: Spektraldarstellung der Doppler-Frequenzverschiebungssignale. Rechts: Hüllkurve mit Schwellwert (oben) und zugehörige Zeitpunkte der erkannten Detektionen (unten).

der Transducerelemente erreicht (Abb. 2, rechts), wobei für die Methodik zwei Patente erteilt wurden [16, 17]. In Vorversuchen hat sich gezeigt, dass gepulster Betrieb dem kontinuierlichen auf Grund permanenter Störeinflüsse auf die übrigen Transducerelemente vorzuziehen ist. Jedes einzelne Transducerelement kann als Sender oder Empfänger betrieben werden, wodurch beliebig planar orientierte Blutgefäße detektiert werden können.

Mit der derzeitigen, FPGA-basierten Ansteuerungselektronik können jedoch lediglich zwei Transducerelemente betrieben werden, was derzeit noch das Auffinden beliebig orientierter Gefäße einschränkt. Ein Auffinden vororientierter, beliebig positionierter Gefäße konnte jedoch bereits mit diesem Aufbau gezeigt werden (Kap. 3). Auf Grund der Entscheidung für gepulste Schallsignaleinstreuung und der kurzen Signallaufzeiten (Eindringtiefe etwa 6mm) ist ein schnelles Umschalten von Sende- zu Empfangsbetrieb erforderlich, was analogelektronisch realisiert werden konnte. Eine Digitalisierung und Vorverarbeitung (Mischung) sowie Wandlung in Ethernet-Signale findet auf der Ansteuerungselektronik statt, weitere Datenverarbeitung ist dann auf einem handelsüblichen PC flexibel möglich.

Zur Gefäßdetektion wird hier die Verteilung der gemessenen Flussgeschwindigkeiten analysiert, wobei es sich bei üblichen Strömungsprofilen um ein Frequenzspektrum handelt (Abb. 3, links). Dazu wird das Zeitsignal blockweise in den Frequenzbereich transformiert. Die Ultraschalldaten werden mit Hilfe des FFT-Algorithmus transformiert und gefiltert (Blackman-Fensterung, Hochpassfilterung bei 500Hz zur Unterdrückung von Bewegungsartefakten). Zur weiteren Signalanalyse wird über dieses Signal eine Hüllkurve berechnet, wobei 90% der spektralen Signalleistung, beginnend bei der niedrigsten Frequenz, eingehüllt werden. Aus dieser Kurve wird durch Bildung eines zeitlichen Mittelwerts dynamisch ein Schwellwert für die Pulsdetektion berechnet. Falsch positive Schwellwertüberschreitungen (detektierte Pulse) werden durch drei Plausibilitätskontrollen eliminiert: 1) Dauer der Schwellwertüberschreitung mindestens 100ms; 2) Ignorieren von Schwellwertunterschreitungen von weniger als 12.5ms während einer Detektion (empirisch ermittelt); 3) Mittelung der Differenzensumme von Hüllkurvenwert und Schwellwert über zehn Detektionen, detektiert wird ein Übersteigen der Hälfte dieses Mittelwertes. Die Stärke der Ansteuerung des haptischen Eingabegerätes wird nach der Signalleistung gewichtet (vgl. Abb. 3, rechts).

Die detektierten Ereignisse werden derzeit akustisch (klassisches Doppler-Geräusch) wie kinästhetisch (leichtes Zucken am funktionalen Freiheitsgrad des haptischen Eingabegerätes, vgl. Abb. 2, links) dargestellt. Es ist hier anzumerken, dass eine deutliche Reduktion der gesammelten, zur Verfügung stehenden Informationen stattfindet, um einer Reizüberflutung des Anwenders vorzubeugen. Es stünden z.B. Richtungs- oder Tiefeninformationen zur Verfügung, die nicht dargestellt werden und die über die menschliche Tastwahrnehmung hinaus gingen. Hier ist eine optische Rückkopplung angedacht, die auf Wunsch z.B. in das endoskopische Bild eingeblendet werden kann.

### 3 Ergebnisse

Das System konnte erstmals auf der Automatica 2012 (internationale Fachmesse für Automation und Mechatronik in München, Deutschland) einer breiteren Öffentlichkeit vorgestellt werden. Hier wurde ein Polymerkunststoff, der hinsichtlich Ultraschall weichgewebevergleichbare Parameter aufweist (Polyvinylalkohol, PVA), mit einer Höhlung in einer Tiefe von etwa 3mm und einem Durchmesser von etwa 1-2mm Durchmesser auf eine Länge von rund 10cm mit einer Flüssigkeit pulsatil perfundiert, die ultraschalltechnisch menschlichem Blut gleicht (Abb. 2, links). Unbedarfte Testpersonen konnten die „Arterie“ relativ schnell (< 1min) auffinden, die Kombination von akustischer und kinästhetischer Rückkopplung wird auch von medizinischen Laien als intuitiv beschrieben. Rückgekoppelte Detektionsergebnisse (Impulse) konnten gewichtet am haptischen Eingabegerät dargestellt werden, so dass das Zentrum der „Arterie“ bestimmt und deren Verlauf haptisch verfolgt werden konnte. Die Gesamtfunktionalität sowie die Zuverlässigkeit des Systemdemonstrators für Messebesucher konnte über die viertägige Messedauer gezeigt werden.

## 4 Diskussion

Auf der Messe Automatica 2012 konnte das System unter anderen einer Gruppe von Urologen mit breiter Erfahrung mit dem daVinci-System vorgestellt werden, die die Erweiterung der Funktionalität sowie die Funktionsweise sehr begrüßten und gute Einsatzmöglichkeiten sahen. Dies stellt bislang eine rein quantitative Beurteilung dar. Systembedingt ist es relativ komplex, belastbare qualitative Ergebnisse zu erzielen. Bei ausschließlich kinästhetischer Rückkopplung und einer üblichen Patientenruhepulsfrequenz zeigt sich jedoch, dass die Nutzer dazu gezwungen sind, mindestens den kommenden Puls, je nach Güte der Detektion möglicherweise einen zweiten, abzuwarten bis ein Detektionsergebnis angezeigt wird. Der Nutzer ist also gehalten, den Sensor zu positionieren und für wenige Sekunden ruhig zu halten bis ein anderer Untersuchungsort angefahren werden kann (vergleichbar auch mit einer manuellen, palpatorischen Untersuchung), was aber im Falle telemanipulierten Herangehens als träge empfunden werden kann. Dieser Nachteil ist jedoch immanent und kann – zumindest teilweise – durch zusätzliche akustische Rückkopplung ausgeglichen werden. Die verwendeten Verfahren (Doppler-Sonographie, Signalanalyse, Eingabegerät „sigma.7“) sind mithin bekannt, neu ist die Verwendungsweise [16, 17] sowie die quasi-taktile Rückkopplung, bei der vom Nutzer taktile Signale erwartet, die Detektion aber über Doppler-Frequenzverschiebungen gemessen und kinästhetisch bzw. akustisch zurückgegeben werden – bei einem von allen Nutzern bislang als weitestgehend intuitiv empfundenen Eindruck. Auf Grund der Schallkeulenüberschneidung in der Gewebetiefe scheint eine zusätzliche Bildgebung mit selber Hardware und entsprechender Datenauswertung als zukünftige Anwendung integrierbar.

## 5 Referenzen

- [1] Tholey G, Desai JP, Castellanos AE: Force feedback plays a significant role in minimally invasive surgery: results and analysis. *Annals of Surgery* 241(1):102-9, 2005.
- [2] Wagner CR, Howe RD: Mechanisms of performance enhancement with force feedback. *Proc EuroHaptics*, Pisa, Italy, 2005, pp 21-9, 2005.
- [3] Tavakoli M, Aziminejad A, Patel RV, Moallem A: Tool/tissue interaction feedback modalities in robot-assisted lump localization. *Proc Int Conf Eng Med Biol Soc*, New York, USA, 2006, pp 3854-7, 2006.
- [4] Kitagawa M, Dokko D, Okamura AM, Yuh DD: Effect of sensory substitution on suture-manipulation forces for robotic surgical systems. *J Thor Cardiovasc Surg* 129(1):151-8, 2005.
- [5] Mayer H, Nagy I, Knoll A, Braun EU, Bauernschmitt R, Lange R: Haptic feedback in a telepresence system for endoscopic heart surgery. *Presence* 16(5):459-70, 2007.
- [6] Seibold U, Kuebler B, Hirzinger G: Prototypic force feedback instrument for minimally invasive robotic surgery. In: Bozovic V (Ed.): *Medical Robotics*. I-Tech Education and Publishing, pp. 377- 400, 2008.
- [7] Kuebler B, Seibold U, Hirzinger G: Development of actuated and sensor integrated forceps for minimally invasive robotic surgery. *Int J Med Rob Comp As Surg* 1(3):96-107, 2005.
- [8] Fischer H, Trapp R, Schuele L, Hoffmann B: Actuator array for use in minimally invasive surgery. *J de Phys*, IV 07(C5):609-14, 1997.
- [9] Wagner CR, Lederman SJ, Howe RD: Design and performance of a tactile shape display using RC servomotors. *Elec J Hapt Res* 3(4), 2004.
- [10] Moy G, Wagner C, Fearing RS: A compliant tactile display for teletaction. *Proc. vol. 4, Int Conf Rob Autom*, San Francisco, USA, 2000, pp 3409-15, 2000.
- [11] Franco ML, King CH, Culjat MO, Lewis CE, Bisley JW, Holmes EC, Grundfest WS, Dutson EP: An integrated pneumatic tactile feedback actuator array for robotic surgery. *Int J Med Rob Comp As Surg* 5(1):13-9, 2009.
- [12] Howe RD, Cutkosky MR. Dynamic tactile sensing: Perception of fine surface features with stress rate sensing. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 9(2):140–151, April 1993.
- [13] Hagn U, Nickl M, Joerg S, Passig G, Bahls T, Nothhelfer A, Hacker F, Le-Tien L, Albu-Schaeffer A, Konietschke R, Grebenstein M, Warpup R, Haslinger R, Frommberger M, Hirzinger G: The DLR MIRO: a versatile lightweight robot for surgical applications. *Ind Rob: Int J* 35(4):324-336, 2008.
- [14] Hagn U, Nickl M, Joerg S, Tobergte A, Kuebler B, Passig G, Groeger M, Froehlich F, Seibold U, Konietschke R, Le-Tien L, Albu-Schaeffer A, Grebenstein M, Ortmaier T, Hirzinger G: DLR MIROSURGE – towards versatility in surgical robotics. *Proc curac08*, Leipzig, Germany, pp 143-146, 2008.
- [15] Hagn U, Ortmaier T, Konietschke R, Kuebler B, Seibold U, Tobergte A, Nickl M, Joerg S, Hirzinger G: Telemanipulator for Remote Minimally Invasive Surgery. *IEEE Rob & Aut M* 15(4):28-38, 2008.
- [16] Kübler B, Passig G, Gruber R, Tretbar St, Degel Ch: Ultraschallkopf mit Ultraschall-Doppler-Anordnung. Deutsches Marken- und Patentamt, Patentschrift DE 10 2008 005 041.
- [17] Nagel JH, Kuebler B, Ortmaier T: Verfahren zum Aufspüren und Lokalisieren von im Inneren eines Materials oder Gewebes vorhandenen, besonderen Strukturen. Dt. Marken- und Patentamt, Patentschrift DE 10 2005 045 480.

# Taktiler Sensor auf Magnetbasis zur Telepalpation in der medizinischen Diagnostik

## Wissenschaftlicher Beitrag für die 11. CURAC Jahrestagung 2012

Christoph Ledermann<sup>1</sup>, Thomas Forreiter<sup>1</sup>, Dr. Gavin Kane<sup>2</sup>, Prof. Heinz Wörn<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup> Ferchau Engineering GmbH, Osnabrück, Germany

Kontakt: christoph.ledermann@kit.edu

### Abstract:

*In dieser Arbeit wird ein neuartiger magnetischer Ansatz für einen miniaturisierten taktilen Sensor vorgestellt, welcher beispielsweise zur Telepalpation notwendig ist. Das Prinzip ist dabei die implizite Positionsbestimmung eines in einer elastischen Schicht eingebetteten Permanentmagneten. Durch Einwirken externer Kräfte wird dieser Magnet verschoben. Durch Beobachten dieses Magnetfelds kann auf die Position des Magneten und damit auf die externe Kraft geschlossen werden. Verwendet wird hierfür der neuartige HallinOne-Sensor des Fraunhofer Instituts für Integrierte Schaltungen in Erlangen, welcher dreidimensionale Magnetfelder misst und digital ausgibt. Gegenüber konventionellen taktilen Sensoren, welche auf der Messung eindimensionaler Größen (z.B. Kapazitäten) beruhen, hat dieser Ansatz durch die Messung dreidimensionaler Größen stets einen Informationsvorsprung. Die Plausibilität des Ansatzes wurde mit einfachen Mitteln simulativ und experimentell bewiesen.*

*Schlüsselworte: Taktiler Sensor, Magnetsensor, HallinOne, Telepalpation*

## 1 Problem

In der medizinischen Diagnostik spielt die Palpation nach wie vor eine große Rolle. Der untersuchende Arzt tastet das entsprechende Gewebe ab und kann anhand des haptischen Feedbacks eine Diagnose stellen. Die Palpation von Organen im Inneren des Körpers ist nicht einfach möglich, weshalb oft bildgebende Verfahren eingesetzt werden, wie z.B. Magnetresonanztomographie (MRT) oder Computertomographie (CT). Diese Geräte sind aber sperrig und kostspielig, weshalb die Möglichkeit einer einfachen Palpation im Körperinneren wünschenswert ist. Ein System für eine solche Telepalpation benötigt auf der einen Seite einen taktilen Sensor, welcher verwendet wird, um das Organ abzutasten, und auf der anderen Seite ein taktils Display, das die Fingerspitze des Mediziners stimuliert, sowie dazwischen eine Einheit zur Signalverarbeitung.

In dieser Arbeit wird ein Ansatz für einen taktilen Sensor beschrieben, welcher auf der Messung magnetischer Felder beruht. Hierfür verwendet wird der neuartige integrierte Sensor „HallinOne“ [1] des Fraunhofer Instituts für Integrierte Schaltungen in Erlangen, Deutschland, welcher in der Lage ist, direkt einen Magnetfeldvektor in drei Dimensionen zu messen und digital auszugeben.

## 2 Methoden

### 2.1 Prinzip des taktilen Sensors

Die grundsätzliche Idee hinter dem taktilen Sensor ist, dass ein Permanentmagnet durch externe Kräfte seine Position verändert und sich somit das erzeugte magnetische Feld in einem magnetischen Sensor verändert. Dieses Konzept ist schematisch in Abb. 1 dargestellt und wird nun im Detail erklärt.

In einem elastischen Material, z.B. Silikon, befindet sich ein Permanentmagnet. Dieser Magnet erzeugt ein konstantes magnetisches Feld. Die elastische Schicht wird über dem HallinOne-Sensor platziert, welcher die Magnetfeldstärke in drei Raumrichtungen misst. Wirkt nun eine externe Kraft auf die elastische Schicht, wird diese verformt und die Position des Magneten translatorisch und rotatorisch verändert. Dadurch verändert sich auch der gemessene Magnetfeldvektor im HallinOne-Sensor. Durch Beobachten des magnetischen Feldes in allen drei Dimensionen kann also auf die externe Kraft zurückgeschlossen werden.

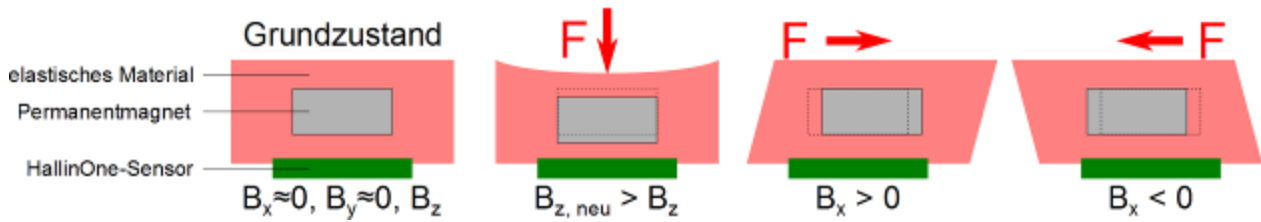


Abb. 1: Schematische Darstellung des Prinzips des taktilen Sensors: Ein Permanentmagnet befindet sich in einem elastischen Material. Wird der Magnet durch externe Kräfte verschoben, kann dies durch die Änderungen des gemessenen Magnetfelds detektiert werden. Im Gegensatz zu herkömmlichen (z.B. kapazitiven) Prinzipien, welche auf der Messung eindimensionaler Größen basieren, ist hier auch die Detektion von Scherkräften möglich, da eine 3-dimensionale Größe gemessen wird.

Herkömmliche taktile Sensoren beruhen auf der Messung eindimensionaler Größen, z.B. Kapazitäten [2] oder Widerständen. Damit ein einwirkender Kraftvektor ermittelt werden kann, ist somit eine Matrix aus Messelementen notwendig. Durch die Messung der dreidimensionalen Magnetfeldstärke ist bei unserem Ansatz die Berechnung eines Kraftvektors prinzipiell mit nur einem Sensorelement möglich. Die praktische, quantitative Überprüfung der Plausibilität des Ansatzes erfolgte bislang für vertikal wirkende Kräfte; die Auswirkung von Scherkräften auf den taktilen Sensor wurde qualitativ überprüft.

## 2.2 Simulationen

Mit Hilfe des FEM-Simulationsprogramms Maxwell 14.0 von Ansoft wurde zunächst das Magnetfeld eines Permanentmagneten simuliert, um die Plausibilität des Ansatzes simulativ zu überprüfen und Parameter für den späteren experimentellen Messaufbau festzulegen.

Simuliert wurden die Magnetfelder von axial magnetisierten zylindrischen Permanentmagneten, welche auch im späteren Messaufbau verwendet wurden, mit folgenden Eigenschaften:

- Radius  $R = 1\text{ mm}$  bzw.  $0,5\text{ mm}$
- Höhe  $h = 1\text{ mm}$  bzw.  $0,75\text{ mm}$
- Remanenzflussdichte  $B_r = 1,4\text{ T}$
- Magnetisierung  $M = 900\text{ kA/m}$

Der Magnet wurde dabei zentral in einem Abstand  $d$  entlang der z-Achse vom virtuellen Sensor positioniert, siehe Abb. 2, in welchem das dreidimensionale Magnetfeld berechnet wurde. Der Abstand  $d$  wurde dabei von  $0\text{ mm}$  bis  $4\text{ mm}$  variiert.

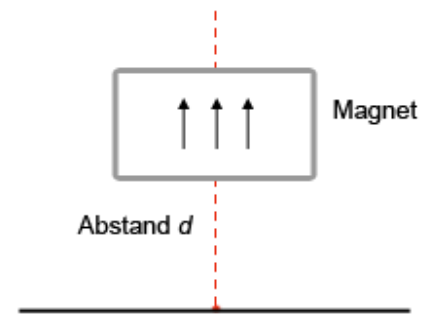


Abb. 2: Das Magnetfeld wurde simuliert und im Abstand  $d$  vom Magneten gemessen.

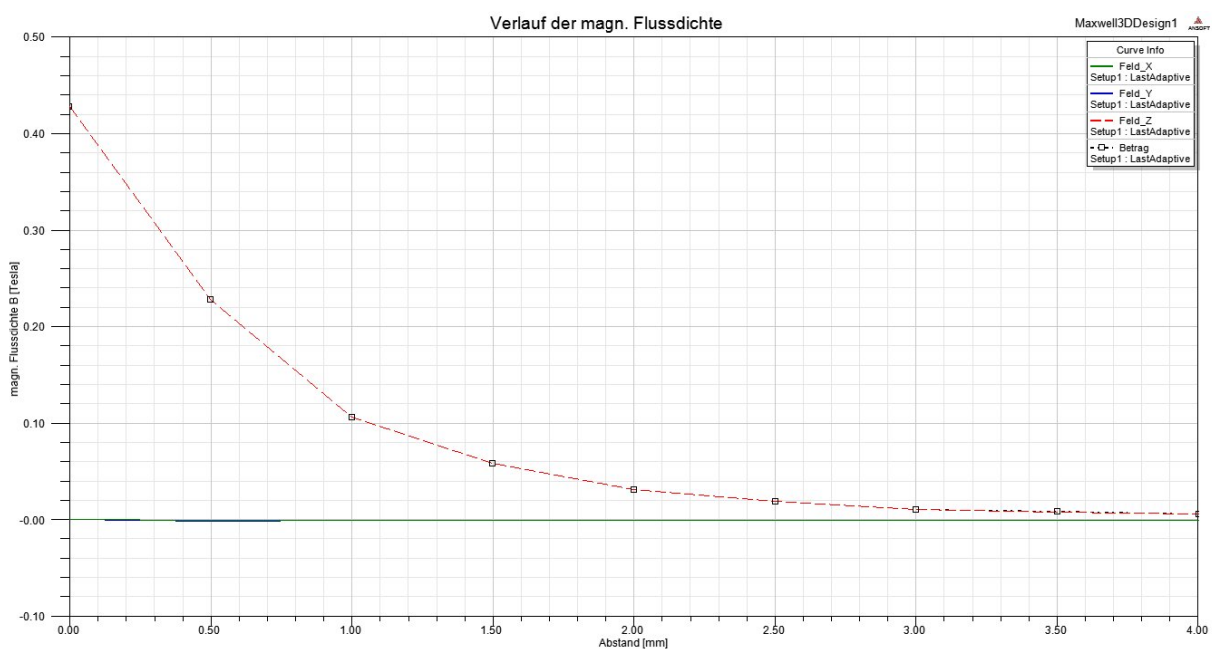


Abb. 3: Simuliertes Magnetfeld im virtuellen Sensor in Abhängigkeit der Entfernung zum Permanentmagneten



Das Ergebnis der Simulation ist in Abb. 3 zu sehen. Erwartungsgemäß sind die Magnetfeldstärken in x- und y-Richtung quasi gleich 0, lediglich die z-Komponente des Magnetfeldes spielt eine Rolle. Idealerweise sollte der Magnet möglichst nahe am Sensor platziert werden, sodass die Änderungsrate des magnetischen Feldes möglichst groß ist; im späteren praktischen Aufbau beträgt der Abstand zwischen Magnet und Sensor etwa 2,5 bis 3,5 mm.

## 2.3 Experimenteller Aufbau

Der experimentelle Messaufbau ist in Abb. 4 zu sehen.

Das Silikonkissen mit eingeschlossenem Magneten wurde in zwei Schritten mit Hilfe des Sensorgehäuses hergestellt. Zuerst wurde eine Schicht Silikon mit einer definierten Dicke ausgehärtet, auf der der Magnet ausgerichtet wurde. Anschließend wurde eine zweite Silikon-schicht darüber gegossen, um den Magneten mit dem Silikon zu umschließen. In diese zweite Silikonschicht wurde eine Senke eingearbeitet, sodass ein an der unteren Seite des Gehäusedeckels befindlicher Stift genau hinein passt.

Das Silikonkissen wurde auf das Sensorgehäuse gelegt, in dem sich die Platine mit dem HallinOne-Sensor befindet. Es wurde dabei manuell so ausgerichtet, dass sich der Permanentmagnet zentral über dem Sensor befindet. Dies wird über die Messung der z-Komponente des Magnetfelds überprüft, welche dann am größten ist.

Im Grundzustand beträgt der Abstand zwischen Magnet und Sensor ca. 3,4mm. Durch Auflegen von Präzisionsgewichten auf den Gehäusedeckel wurden genau definierte Kräfte axial auf das Silikonkissen ausgeübt, sodass der Permanentmagnet in z-Richtung ausgelenkt wurde. Die runde Auflagefläche hatte einen Durchmesser von 2,85mm.

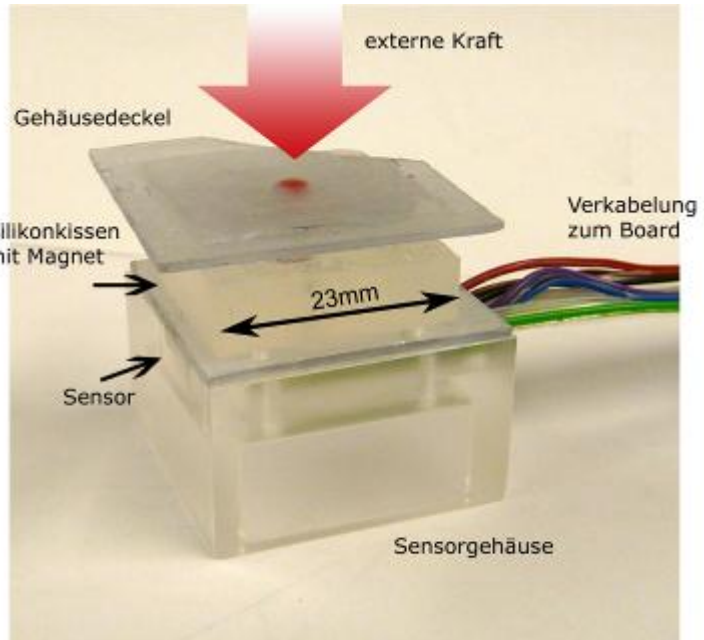


Abb. 4: Experimenteller Messaufbau: Durch Auflegen von Gewichten drückt der Gehäusedeckel auf das Silikonkissen und verschiebt den Magneten in z-Richtung. Darunter befindet sich der HallinOne-Sensor.

## 3 Ergebnisse

Quantitative Experimente wurden durchgeführt für zwei verschieden große axial magnetisierte Permanentmagneten mit folgenden Daten:

	Radius R	Höhe h	Remanenzflussdichte $B_r$	Magnetisierung M
<b>Magnet 1</b>	1 mm	1 mm	1,4 T	900 kA/m
<b>Magnet 2</b>	0,5 mm	0,75 mm	1,4 T	900 kA/m

Sämtliche Messreihen wurden dabei 5-mal durchgeführt, der Mittelwert der Messungen sowie die Standardabweichung der experimentellen Messergebnisse sind in Abb. 5 dargestellt. Für beide Magnete ist zu erkennen, dass mit steigendem Gewicht und damit geringer werdendem Abstand zwischen Permanentmagnet und Sensor die Feldstärke ansteigt. Die Änderungsrate ist dabei zunächst stark und nimmt mit zunehmendem Gewicht ab. Für hohe Gewichte ist eine Sättigung zu erwarten, da das Silikon ab einer gewissen Belastung nicht mehr weiter zusammengedrückt werden kann.

Außerdem ist erkennbar, dass beim größeren Magneten (Magnet 1) die Feldstärke prinzipiell höher ist und auch die Änderung für kleine Gewichte bis 100 Gramm deutlicher ausfällt. Bei kleineren Magneten (Magnet 2) wird lediglich ein Unterschied von 0,1 mT gemessen, außerdem ist die Messungenauigkeit sehr groß, wie an der Standardabweichung zu erkennen ist. Aus diesem Grund scheint Magnet 1 besser geeignet, um taktile Sensoren zu realisieren; eventuell sollten eher größere Magnete zum Einsatz kommen.

Insgesamt lässt sich feststellen, dass durch die Messung des Magnetfeldes der Rückschluss auf die extern wirkende Kraft möglich ist. Die Plausibilität des Ansatzes ist also bewiesen.



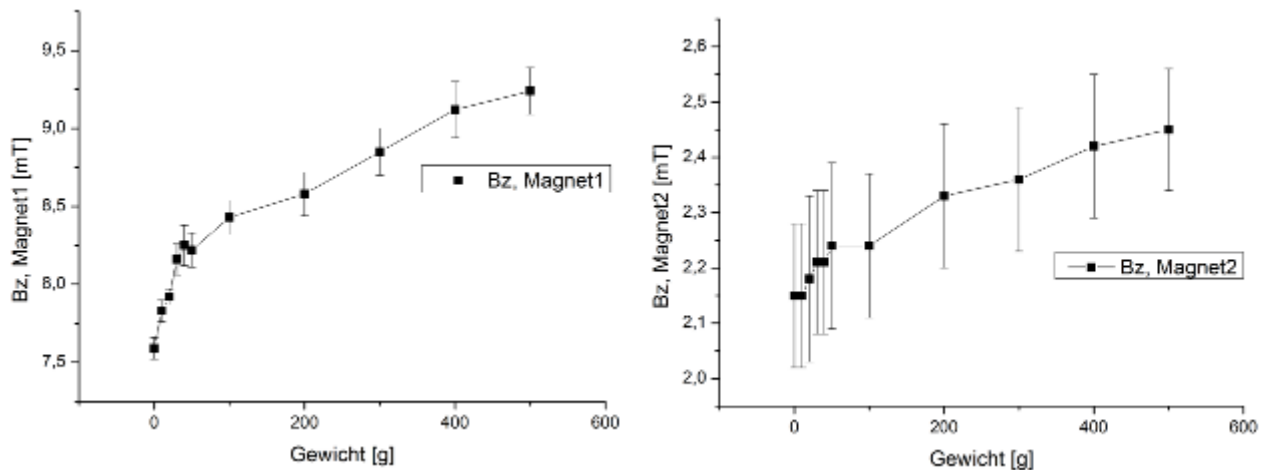


Abb. 5: Messergebnisse: Auf der x-Achse ist das aufgelegte Gewicht in Gramm aufgetragen, auf der y-Achse die gemessene Feldstärke  $B_z$  in z-Richtung in Millitesla.

## 4 Diskussion und Ausblick

Die Plausibilität des magnetischen Ansatzes für einen taktilen Sensor wurde sowohl simulativ als auch experimentell bewiesen. Die weitere Forschung beinhaltet nun zwei prinzipielle Richtungen: die Ausführung des Sensors als Matrix von Magneten und Sensoren und die Ausführung des Sensors als Stempel.

Die erste Möglichkeit, also die Verwendung von Matrizen von Magneten und Sensoren, verspricht die Möglichkeit einer guten Ortsauflösung der eintretenden Kraft. Allerdings wird in diesem Fall die Signalauswertung erheblich komplizierter, da sich die Magnetfelder gegenseitig beeinflussen. Möglicherweise muss dann ein genetischer Algorithmus verwendet werden, der die Positionen der einzelnen Magneten im Silikon schätzt. Dadurch würde es auch möglich werden, nicht axial wirkende Kräfte akkurat zu messen sowie etwaige Drehmomente zu erfassen.

Näher an der Telepalpation scheint aber die Ausführung des taktilen Sensors als „Stempel“ zu sein, siehe Abb. 6. Bei Palpationsvorgängen übt der Arzt üblicherweise einen senkrechten Druck auf das zu untersuchende Gewebe aus; etwaige Tumore sind dabei durch die abweichende Dichte bemerkbar. Diese Prozedur kann sehr gut durch ein stempelförmiges Tastinstrument nachgestellt werden. In diesem Falle würde lediglich ein Magnet (dargestellt in gelb-braun) in ein Silikonkissen eingebaut werden und der Durchmesser des Instruments kann theoretisch bis zur Größe des verwendeten HallinOne-Chips reduziert werden (5mm).

In jedem Falle werden zusätzliche Materialforschungen angestellt werden, um die Magnete geeignet einbetten zu können. Wichtige Fragestellungen hierzu sind die Härte des verwendeten Materials, mechanische Hystere und natürlich am allerwichtigsten die Biokompatibilität.



Abb. 6: „Stempel“ als Tastinstrument.

## 5 Referenzen

- [1] Intelligente 3D-Magnetfeldsensorik, Fraunhofer-Institut für Integrierte Schaltungen (IIS), [http://www.iis.fraunhofer.de/Images/MagnetfeldSensor\\_A4\\_low\\_tcm182-52284.pdf](http://www.iis.fraunhofer.de/Images/MagnetfeldSensor_A4_low_tcm182-52284.pdf), letzter Abruf: 30.07.2012
- [2] D. Göger, M. Blankertz, H. Woern; „A tactile proximity sensor“, IEEE Senors 2010, pp. 589-597, 2010

# Statistikbasierter Navigationstunnel für die roboterassistierte Sinus-Chirurgie

J. Kluth<sup>1</sup>, M. Rilk<sup>1</sup>, R. Westphal<sup>1</sup>, F. Wahl<sup>1</sup>, F. Bootz<sup>2</sup>, K.W. Eichhorn<sup>2</sup>

<sup>1</sup> TU Braunschweig, Institut für Robotik und Prozessinformatik, Germany

<sup>2</sup> Universität Bonn, Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde/Chirurgie, Germany

Kontakt: jkl@rob.cs.tu-bs.de

## Abstract:

*In diesem Artikel wird eine Möglichkeit der Verwendung statistischer Daten für einen Bahnplanungsalgorithmus in der roboterassistierten Nasenendoskopie beschrieben. Das Ziel einer solchen Roboterassistenz ist die Unterstützung des Operateurs, indem der Roboter das Endoskop als ‚dritte Hand‘ führt. Dabei muss der Roboter den Bewegungen des menschgeführten Instruments in intuitiver Weise folgen und gleichzeitig Risikobereiche im geometrisch hochkomplexen Nasenraum meiden.*

*Der hier beschriebene Ansatz für die benötigte Bahnplanung benutzt multivariate Normalverteilungen, um vorher aufgezeichnete statistische Daten komprimiert zu repräsentieren. Das Ergebnis ist ein Navigationstunnel, der den Frei-raum beschreibt. Mithilfe eines Optimierungsverfahrens wird dieser Navigationstunnel dann für eine Bahnplanung genutzt.*

*In der Evaluation wird die Methode in einer Simulation getestet und qualitativ mit einer existierenden Navigationslösung verglichen.*

*Schlüsselworte: Robotik, Nasenendoskopie, FESS, Bahnplanung, Statistik, Navigation, multivariate Normalverteilung*

## 1 Problem

In der roboterassistierten Endoskopie der Nasenhöhlen (FESS) unterstützen Roboter den Operateur durch eine (semi-) automatische Führung des Endoskops. Die Nutzung eines Roboters für diese Aufgabe ermöglicht es dem Operateur, beide Hände für die Arbeit mit Instrumenten zu verwenden, anstatt eine Hand mit der Endoskopführung zu blockieren. Die optimale Führung eines Endoskops ist ein komplexes Problem, bei dem zahlreiche Randbedingungen zu berücksichtigen sind. So wird das Endoskop in einem anatomischen Bereich mit einer hochkomplexen geometrischen Struktur bewegt. Dieser Bereich ist umgeben von Risikostrukturen deren Verletzung zum Teil lebensbedrohliche Komplikationen bedeuten können. Die Einhaltung der Arbeitsraumgrenzen und das Vermeiden hoher Kontaktkräfte sind daher zwingend erforderlich und muss in der Bahnplanung berücksichtigt werden. Unter Einhaltung dieser Randbedingungen muss das Endoskop durch den Roboter jederzeit so positioniert werden, dass der Operateur zum einen eine optimale Sicht auf die Instrumente hat und zum anderen ein maximaler Bewegungsfreiraum für die Instrumente verbleibt.

Für diese Anforderungen bietet sich eine geschwindigkeitsbasierte Robotersteuerung [1] an. Dabei werden für jeden Bahnpunkt neue Geschwindigkeiten für den Roboter generiert. Hierfür können keine klassischen Bahnplanungsalgorithmen angewendet werden, da der jeweils nächste Schritt nicht nur vom Bahnplanungsalgorithmus beeinflusst wird, sondern auch anderweitig beschränkt wird. Beispielsweise durch Kollisionstests in vorhandenen CT-Daten oder durch einen Kraft-Momenten-Sensor, der in Kontaktsituationen die maximal erlaubte Geschwindigkeit begrenzt. Weiterhin ist das Ziel der Bahn beweglich, da das anvisierte Instrument ständig vom menschlichen Operateur bewegt wird.

Diese Einschränkungen zeigen, dass es nicht möglich ist, eine vollständige Trajektorie im Vorhinein zu berechnen. Stattdessen wird eine Navigationsfunktion  $f$  definiert, die jeweils den gewünschten Geschwindigkeitsvektor  $v$  für eine gegebene Zielpose  $target$  und eine aktuelle Pose  $x$  liefert:  $v = f(x, target)$

Das Ergebnis  $v$  wird zusammen mit den o.g. Beschränkungen zu einer endgültigen Geschwindigkeit verrechnet. In jedem Zeitschritt bewegt sich der Roboter damit in Richtung Zielpose unter Einhaltung von schützenden Bedingungen.

In dieser Veröffentlichung werden statistische Daten für die Konstruktion der Funktion  $f$  benutzt. Diese können durch einen Anwender des Systems bereitgestellt werden, indem das Endoskop manuell innerhalb der Nase bewegt wird, während ein Tracking-System die Position und Orientierung des Endoskops kontinuierlich aufzeichnet. Für diesen Lernprozess können einerseits Aufzeichnungen einer kompletten Operation und andererseits Aufzeichnungen eines bestimmten Vorgangs verwendet werden. Diese Art des Lernansatzes ist in der Literatur auch bekannt als „Programming by Demonstration“ [2].

## 2 Methoden

Ziel ist es, einen Raum zu konstruieren, in dem es möglich ist, von einem gegebenen Punkt zu einem anderen navigieren zu können. Um diesen Raum zu beschreiben, wird eine tunnelähnliche Struktur benutzt. Die aufgezeichneten Daten von den manuellen Endoskopbewegungen werden verwendet, um die Größe des Tunnels in allen Dimensionen zu bestimmen. Die Bahnplanung soll nicht direkt auf den aufgezeichneten Daten erfolgen, da mit wachsender Datenmenge die Verarbeitungszeit zu stark ansteigen würde.

Stattdessen wird ein auf multivariaten Normalverteilungen basierendes Modell für die Komprimierung der Rohdaten benutzt. Diese, auch „Gaussians“ genannten, Normalverteilungen beschreiben die Wahrscheinlichkeitsdichteverteilung von Sample-Punkten. Mit einer solchen Verteilung können aufgezeichneten Sample-Punkte in einer kompakten Form repräsentiert werden. Ein Gaussian besteht aus einem Vektor, der die Mittelwerte der Daten in sämtlichen Dimensionen enthält, und aus einer Kovarianzmatrix, die die Abweichungen der Daten von den Mittelwerten beschreibt. Die Idee, Gaussians zu benutzen, um eine Art Tunnel zu konstruieren, ist von der Verwendung von sogenannten Gaussian Mixture Models inspiriert, die bereits in der Vergangenheit bei „Programming by Demonstration“ verwendet wurden [3].

### Aufbau

Es wird davon ausgegangen, dass eine Menge von 6D-Endoskop-Posen existiert, die jeweils aus drei Koordinaten für die Position und drei Werten für die Orientierung (RPY-Notation) bestehen. Für die Navigation ist die Orientierung um die Endoskop-Achse allerdings nicht relevant, da sie nur die Ausrichtung des Bildes bestimmt. Daher kann die entsprechende Komponente entfernt werden, d.h. es müssen nur noch fünf Freiheitsgrade repräsentiert werden. Der entstehende Raum ähnelt einem Vektorfeld mit den Endoskopblickrichtungen als Vektoren an den Positionscomponenten.

Durch eine stereografische Projektion werden die beiden rotatorischen Komponenten auf ein Maß abgebildet, das sich besser für die Distanzberechnung eignet. Dabei wird ein Parameter für den Projektionskugelradius festgelegt, der den Einfluss der Rotation auf das Distanzmaß steuert; empirisch wurde ein Radius von 20mm ermittelt.

Nach der Konvertierung aller Posen in diesen 5D-Raum wird die Hauptachse in den aufgezeichneten Daten ermittelt, um entlang dieser Achse den Tunnel auszurichten. Hierfür wird eine passende homogene Transformation gesucht, die das ursprüngliche Koordinatensystem so rotiert, dass die neue x-Achse in Richtung der Hauptachse zeigt. In dem beschriebenen experimentellen Aufbau erfolgte dies zunächst manuell, aber automatische Lösungen sind denkbar. Eine normale Hauptkomponentenanalyse (PCA) empfiehlt sich nicht, da hier die Freiheitsgrade für Position und Rotation vermischt werden, was eine spätere visuelle Analyse der Ergebnisse erschwert. Eine PCA lediglich auf den Positionsdaten wäre eine mögliche Alternative für die Zukunft, jedoch ist der Einfluss der Krümmung des Freiraums zu prüfen.

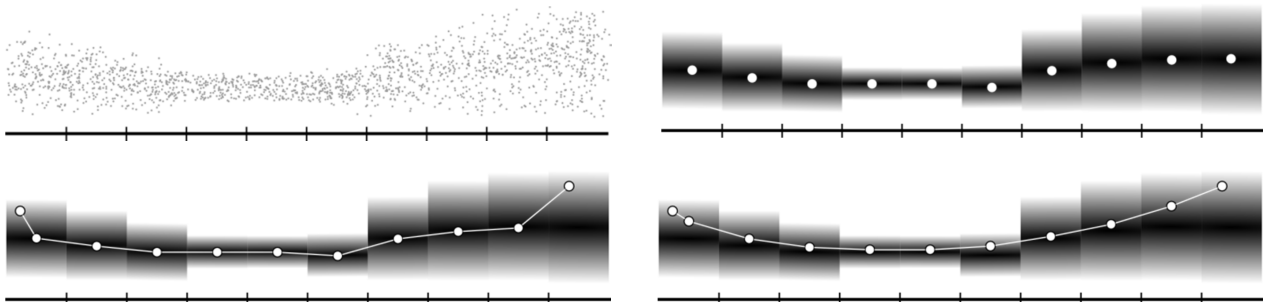
Im nächsten Schritt wird der Bereich auf der neuen x-Achse in gleich große Zellen unterteilt. In jeder dieser Zellen wird eine multivariate Normalverteilung erstellt, die die Verteilung der verbleibenden vier Komponenten beschreibt. Dafür könnte man lediglich genau die Datenpunkte verwenden die innerhalb der Zelle liegen. Um aber eine Filterung der Datenpunkte zu erreichen und einen „glatteren“ Tunnel zu bekommen, werden sämtliche Datenpunkte benutzt, die jeweils unterschiedlich gewichtet werden. Für die Gewichtung wird eine Normalverteilung verwendet, diesmal eindimensional. Abhängig von der ersten Komponente werden alle Datenpunkte für jede Zelle einzeln gewichtet.

Das Resultat ist eine Menge von Tunnelsegmenten, die jeweils durch einen Abschnitt der Hauptkomponente (x-Achse) und einer vierdimensionalen Normalverteilung, basierend auf den verbleibenden vier Komponenten, beschrieben sind. Der Aufbau des Tunnels geschieht offline vor der eigentlichen Nutzung und dauert lediglich wenige Sekunden auf einem normalen Büro-PC. Der nächste Abschnitt ist der Nutzung dieser Datenstruktur gewidmet.

### Nutzung

Nach der Offline-Erstellung des Tunnels, kann dieser für eine Online-Navigation benutzt werden. Der Tunnel repräsentiert den Raum, in dem sich das Endoskop bewegen darf. Mithilfe der Segmente können Stützpunkte generiert und ein Pfad von einer Start- zu einer Zielpose geplant werden.

Die einzelnen Stützpunkte werden mit dem Mittelwert der Normalverteilung eines jeden Segments initialisiert und anschließend optimiert. Die Optimierung hat zum Ziel, die „Reisezeit“ von Startpose zur Zielpose zu minimieren, wäh-



**Abb. 1: Schematische Darstellung:** links oben: Menge an Datenpunkten; rechts oben: Berechnete Normalverteilungen mit Mittelwerten; links unten: Initialer Pfad mit Stützpunkten; rechts unten: Finaler Pfad mit Stützpunkten

rend gleichzeitig sichergestellt wird, dass der Verlauf des Pfades innerhalb des Tunnels bleibt. Dies wird erreicht, indem die Größe der Optimierungsschritte kleiner wird, umso weiter die Stützpunkte vom ursprünglichen Mittelwert entfernt werden. Dadurch können die Stützpunkte sich nicht beliebig weit von den Mittelwerten entfernen.

Die Reisezeit bestimmt sich aus dem Abstand der Stützpunkte und der erlaubten Geschwindigkeit. Letztere bestimmt sich aus dem Abstand der Stützpunkte zum Mittelwert. Dieses Vorgehen nimmt an, dass die Mittelwerte der Tunnelsegmente der sichersten Position entsprechen und dadurch dort die höchsten Geschwindigkeiten erlaubt sind. Bei zunehmendem Abstand zum Mittelwert wird angenommen, dass die Chance, auf unerwartete Hindernisse zu stoßen, größer ist und dementsprechend langsamer gefahren werden muss. Das übergeordnete Steuerungssystem für den Roboter wird beispielsweise die Geschwindigkeit reduzieren, sobald bekannte Hindernisse in der Nähe des Endoskops sind oder unerwartete hohe Kräfte und Drehmomente von den Sensoren erfasst werden. Daher ist es von der Geschwindigkeit her am besten sich nahe den Mittelwerten zu bewegen.

In Abb. 1 ist der Prozess schematisch dargestellt. Das erste Bild zeigt eine beispielhafte Datenmenge aus zweidimensionalen Datenpunkten. Im nächsten Bild wurden die Normalverteilungen erzeugt. Es ist zu beachten, dass diese Normalverteilungen hier lediglich eindimensional sind, da die erste Dimension zur Einteilung der Segmente verwendet wurde. Die weißen Punkte repräsentieren jeweils den Mittelwert der Normalverteilung, während die Verlaufsstreifen die Wahrscheinlichkeitsdichte symbolisieren. Ein dunkler Farbton kennzeichnet eine höhere Wahrscheinlichkeitsdichte. Im dritten Bild werden die Mittelwerte als Stützpunkte zwischen einem Startpunkt und einem Zielpunkt benutzt. Das letzte Bild stellt die Verschiebung der Stützpunkte im Zuge der Optimierung dar und repräsentiert den finalen Pfad.

In der Praxis ist es nicht wünschenswert, darauf warten zu müssen, dass die Optimierung vollständig abgeschlossen ist. Stattdessen kann direkt damit begonnen werden, den Pfad abzufahren, da die initiale Lösung auf jeden Fall eine sichere Lösung ist. Dadurch kann eine gute Reaktionszeit des Systems erreicht werden, während trotzdem noch ein nahezu optimaler Pfad abgefahren wird.

Im Folgenden soll der entwickelte Lösungsansatz formal beschrieben werden: Die Distanz zwischen zwei Posen ist die

Euklidische Distanz zwischen zwei Vektoren:  $\text{dist}(x, y) = \sqrt{\sum_{i=1}^5 (x_i - y_i)^2}$

Dabei sind  $x$  und  $y$  zwei 5D-Posen. Zusätzlich wird eine Geschwindigkeitsschätzung benötigt. Dabei handelt es sich nicht um eine reale Geschwindigkeitsangabe, sondern um eine Relation zu einer maximal möglichen Geschwindigkeit. Daher wird die relative Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion der Normalverteilungen benutzt, um eine Pseudogeschwindigkeit zu berechnen:  $\text{vel}(x, \text{seg}) = \frac{P(x; \text{seg})}{P(\text{mean}_s; \text{seg})}$

Dabei ist  $x$  wiederum eine Pose und  $\text{seg}$  ein Segment des Tunnels.  $P(x; \text{seg})$  sei die Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion an der Stelle  $x$  der zugehörigen multivariaten Normalverteilung von  $\text{seg}$ .  $\text{mean}_s$  sei der entsprechende Mittelwert.

Mit diesen beiden Teilen kann die Reisezeit anhand der klassischen Formel für Geschwindigkeit formal beschreiben werden:  $v = \frac{s}{t}$  also  $t = \frac{1}{v} s$ . Dabei ist zu beachten, dass es sich hierbei nur um eine Schätzung handelt, da in der Realität noch andere Faktoren wie z.B. die Beschleunigung hinzukommen. Als Resultat erhält man:

$$\text{time}(x, y) = \frac{1}{\frac{1}{2} \cdot \text{vel}(x, \text{seg}_x) + \frac{1}{2} \cdot \text{vel}(y, \text{seg}_y)} * \text{dist}(x, y)$$

Dabei sind  $\text{seg}_x$  und  $\text{seg}_y$  die Segmente, in denen jeweils  $x$  bzw.  $y$  liegt. Hier wird eine Mischung aus beiden Geschwindigkeitskomponenten benutzt, da die betrachtete Strecke jeweils zur Hälfte in den betroffenen Segmenten liegt.

Für die Gesamtstrecke wird eine Summe über die Terme vom Start- bis zur Zielpose gebildet:

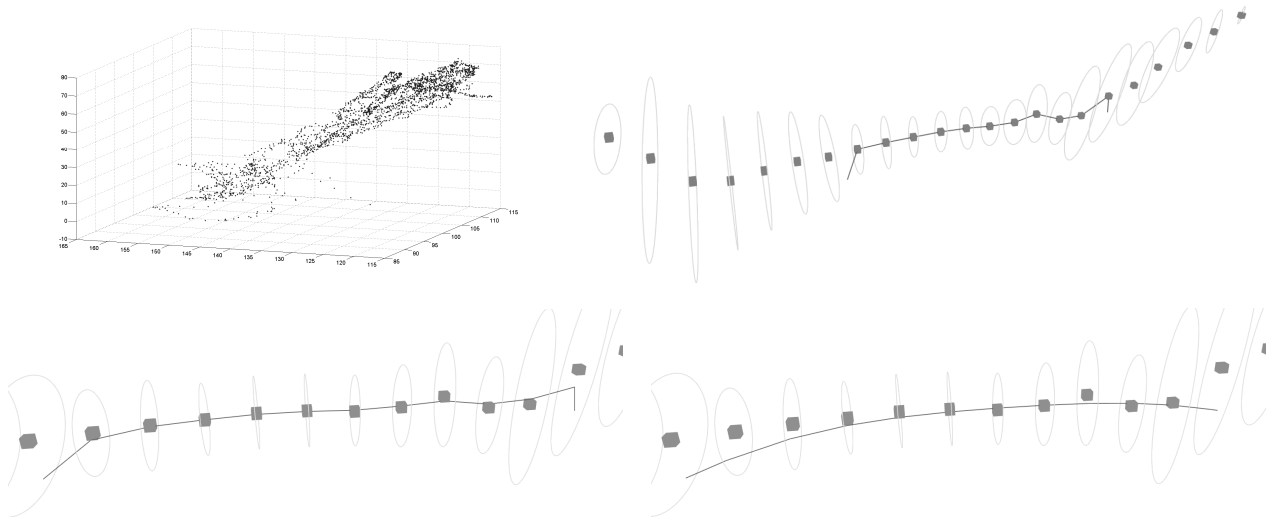
$$\text{totalTime} = \text{time}(\text{start}, x_1) + \text{time}(x_1, x_2) + \dots + \text{time}(x_{n-1}, x_n) + \text{time}(x_n, \text{target})$$

Das Ziel ist es, diese Summe durch Änderungen der  $x_i$  zu minimieren. Mithilfe der dadurch bestimmten Bahn kann mit der oben erwähnten Navigationsfunktion  $f$  eine neue Geschwindigkeit für den nächsten Zeitschritt errechnet werden.

### 3 Ergebnisse

Für eine Testdatenmenge wurde ein Endoskop etwa fünf Minuten von einem Nicht-Mediziner in einem Nasenmodell bewegt und die Posen aufgezeichnet. Ein erfahrener Operateur würde das Endoskop wahrscheinlich auf eine andere Art und Weise bewegen, was in einen anderen Tunnel resultieren würde. Die erste Grafik in Abb. 2 zeigt die aufgenommenen Rohdaten (nur Positionsanteil), die ca. 2700 5D-Datenpunkte umfassen. Eine offensichtliche Hauptrichtung ist sichtbar, und wurde für die folgende Verarbeitung manuell festgelegt. In dem Datensatz befindet sich der Eingang des Nasenmodells im linken unteren Bereich. Sichtbar ist, dass außerhalb des Nasenraums eine hohe Varianz der Daten vorhanden ist, gefolgt von einem engeren Bereich, der dann wieder in einem Bereich höherer Varianz mündet.

Die Abbildung rechts oben zeigt die initiale Lösung ohne Optimierung in einer Simulationsumgebung. Dargestellt ist eine Projektion der Bahn in eine 2D-Ebene. In der unteren Zeile sind zwei vergrößerte Ausschnitte des Tunnels zu sehen, die jeweils verschiedene Optimierungszustände darstellen. Man kann sehen, dass die Bahn zunehmend kürzer wird, aber innerhalb der Tunnelgrenzen verbleibt.



**Abb. 2: Daten in Simulationsumgebung:** links oben: Rohdaten; rechts oben: Gesamter Tunnel, initialer Pfad; links unten: Ausschnitt des Tunnels, während der Optimierung; rechts unten: nach der Optimierung. Legende: Kovarianzen der Tunnelsegmente jeweils als Ellipsen, Mittelwerte als Quader, Linie als geplante Bahn

Während der Optimierung werden also Schritt für Schritt die Stützpunkte verschoben bis ein Gleichgewicht zwischen erreichbarer Geschwindigkeit und günstiger Lage entsteht. Die Bahn stellt jeweils die Lage der Endoskopspitze dar. Die Orientierung des Endoskops wird ebenfalls mitgesteuert, ist hier aber nicht dargestellt.

Als Zielpose können beliebige Datenquellen dienen. Dies ist zum Beispiel eine gute Beobachtungspose für die aktuelle Instrumentenpose, die man über ein Trackingsystem erhalten kann. Weiterhin kann auch manuell eine Zielpose vorgegeben werden, um das Endoskop ohne eine Instrument im Naseninnenraum führen zu können.

## 4 Diskussion

Für den beschriebenen Lösungsvorschlag wird angenommen, dass der Operateur das Endoskop die meiste Zeit im Zentrum des Tunnels benutzt. Wenn das Instrument vom Zentrum des Tunnels fortbewegt wird, folgt das Endoskop erst einer Bewegung in Richtung der Tunnelmitte, bevor es die endgültige Pose ansteuert. Dieses Verhalten kann zu unerwarteten Bewegungen führen. Dieses Verhalten zeigt ein simplerer Ansatz, der aktuell ebenfalls für das erwähnte Nasenendoskopie-Robotersystem implementiert ist, nicht. Dieser simplere Ansatz versucht dauerhaft eine festgelegte Lage für das Endoskop bezüglich des Instruments anzusteuern. Nachteil dabei ist, dass das Verfahren zwingend ein Instrument voraussetzt und damit keine alleinige Navigation des Endoskops ermöglicht. Weiterhin sind keine komplexen Bahnen, wie z.B. Naseneinfahrt bei bereits eingeführtem Instrument möglich. Mit der in diesem Beitrag vorgestellten Methode ist beides möglich.

Im Rahmen unserer zukünftigen Arbeiten muss ein invarianter Raum für die Beschreibung des Naseninnenraums geschaffen werden, damit dieses Verfahren sinnvoll in der Praxis eingesetzt werden kann. Aktuell müssten für jeden Patienten manuell Trainingsdaten erzeugt werden, da die statistischen Daten jeweils nur genau für einen Nasenraum passend sind. Mit einer invarianten Beschreibung der Daten und einem automatisierten Verfahren zur Übertragung dieser Daten auf einen konkreten Patienten mittels CT/MRT-Daten kann der vorgestellte Ansatz praktische Relevanz erreichen. Für den Patienten bieten sich durch den Einsatz eines endoskopführenden Roboters mit einer intelligenten – wie der hier vorgestellten – Bewegungsplanung erhebliche Vorteile: Das Infektionsrisiko kann durch eine geringe Anzahl an Instrumentenwechseln reduziert werden, die Operationszeit kann verkürzt werden und kritische Grenzstrukturen wie etwa zur Schädelbasis können zuverlässig respektiert werden.

## 5 Referenzen

- [1] M. Rilk, F. M. Wahl, K. W. G. Eichhorn, I. Wagner und F. Bootz: Path Planning for Robot-Guided Endoscopes in Deformable Environments, Advances in Robotics Research, Springer Berlin Heidelberg, 2009
- [2] A. Billard, S. Calinon: Robot Programming by Demonstration, Springer Handbook of Robotics, Chapter 59, Springer, 2008
- [3] S. Calinon, F. Guenter, A. Billard: On Learning, Representing, and Generalizing a Task in a Humanoid Robot, IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics, 2007

# Kontinuumsroboter auf Basis vorgebogener Nitinolröhrchen: Evaluierung eines Prototypen für die Transnasale Schädelbasischirurgie

Jessica Burgner<sup>1</sup>, Hunter B. Gilbert<sup>1</sup>, Philip J. Swaney<sup>1</sup>, Paul T. Russell III<sup>2</sup> und Robert J. Webster III<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Vanderbilt University, Department for Mechanical Engineering, Nashville, TN, USA

<sup>2</sup>Vanderbilt University Medical Center, Department for Otolaryngology, Nashville, TN, USA

Kontakt: jessica.burgner@vanderbilt.edu

## Abstract:

Die konventionelle Instrumentierung bei der transnasalen Schädelbasischirurgie kann nicht immer einen linearen Zugang zum Situs gewährleisten der gleichzeitig ausreichend Manipulationsraum bietet. Kontinuumsroboter auf Basis vorgebogener Nitinolröhrchen erlauben dank ihrer flexiblen, wendigen Natur erweiterte Manipulationsräume. In diesem Beitrag wird ein teleoperiertes Kontinuumsrobotersystem, das um Methoden der bildgestützten Navigation erweitert wurde, in einem humanen Schädel bezüglich der Erreichbarkeit signifikanter anatomischer Strukturen und des effektiven Arbeitsraumes evaluiert. Die vielversprechenden Ergebnisse zur Verwendung von Kontinuumsrobotern für eine zukünftige klinische Anwendung motivieren weitere experimentelle und theoretische Untersuchungen in diesem jungen Forschungsbereich.

**Schlüsselworte:** Kontinuumsroboter, kontinuierlicher Roboter, Medizinrobotik, roboter-assistierte Chirurgie

## 1 Problem

Die transnasale Schädelbasischirurgie offeriert gegenüber herkömmlichen Zugangswegen eine geringere Traumatisierung, sowie Verringerung der Operations- und Hospitalisierungsdauer [1]. Der Eingriff erfolgt hier endoskopisch durch die Nase. Zugang zur Schädelbasis wird dabei transsphenoidal erreicht. So kann beispielsweise der Zugang zur Hypophyse und die Resektion sellärer Tumore (z.B. Hypophysenadenom) erfolgen [2], [3]. Die heute gängige Instrumentierung umfasst ein rigides Endoskop zur Visualisierung und rigide Instrumente mit geradem Schaft zur Resektion. Bei ungünstigen anatomischen Bedingungen ist aber nicht immer ein Zugang zur Hypophyse oder suprasellären Regionen gewährleistet, weil gerade Instrumente nicht ausreichend Manipulationsmöglichkeiten am Situs bieten. Wie in Abb. 1 gezeigt wird, können erweiterte Manipulationsräume erzielt werden, wenn beherrschbare, gebogene, nicht-lineare Instrumente verfügbar wären.

Das Konzept der kontinuierlichen Chirurgieroboter wurde 2006 von Webster et al. [4] und Dupont et al. [5] vorgestellt. Im Vergleich zu hyperredundanten Robotern sind hier keine diskreten Gelenke im eigentlichen Sinne vorhanden. Vielmehr handelt es sich um einen kontinuierlichen Manipulator. Dieser besteht aus mehreren ineinanderliegenden, vorgebogenen, flexiblen Röhrchen. Durch Translation und Rotation dieser Röhrchen zueinander, erfolgt die Aktuierung (siehe Abb. 2a). Beispielsweise kann ein Greifer an der dem Situs zugewandten Ende des inneliegenden Röhrchen als End-Effektor realisiert und so flexibel bewegt und gesteuert werden. Die Kinematik dieser Form von kontinuierlichen Robotern wird durch Kontinuumsmechanik beschrieben [6] und beherrscht mehrere beliebig vorgebogenen Röhrchen. Typischerweise werden die Röhrchen aus Nitinol gefertigt. Die Durchmesser der kleinsten verfügbaren Nitinolröhrchen ist derzeit 0,2 mm. Somit lassen sich Kontinuumsroboter dieses Typs realisieren, welche von den Ausmaßen mit medizinischen Nadeln vergleichbar sind, aber zugleich den Vorteil der oben genannten erweiterten Manipulationsräume bieten. Zusätzlich besteht ein wesentlicher Vorteil im freien Lumen des innersten Röhrchen, welches den Austausch von Instrumenten wie Zängchen, flexiblen Endoskopen und Lasern, oder auch Spülung und Absaugung ermöglicht.

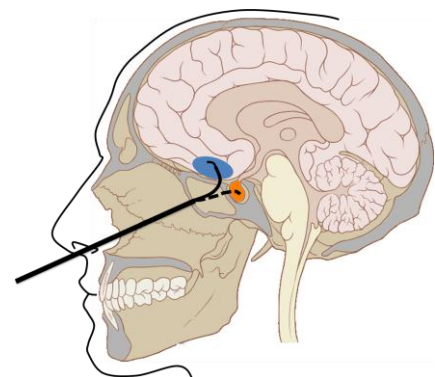


Abb. 1: Gebogene Instrumente wie Kontinuumsroboter ermöglichen erweiterte Manipulationsräume bei der transnasalen Schädelbasischirurgie, z.B. Erreichbarkeit der Hypophyse (orange) und suprasellären Region (blau).

Die roboter-assistierte, transnasale Schädelbasischirurgie ist bisher nur in wenige Forschungsarbeiten thematisiert worden. Es wurden Robotersysteme in der Literatur beschrieben, welche die Bohrung zum sicheren Eröffnen des Situs oder die roboter-assistierte Manipulation eines Endoskops zur Zielsetzung haben [7–12]. Des Weiteren wurde ein Kontinuumsroboter mit 4 mm Durchmesser vorgestellt um die visuelle Exploration des Sinus mit einer Kamera zu ermöglichen [13]. Der nasale Zugang zur Schädelbasis ist räumlich sehr eingeschränkt und erschwert die Applikation herkömmlicher Robotersysteme. Unser teleoperiertes System, das aus Kontinuumsrobotern mit vorgebogenen Nitinolröhrchen besteht, komplementiert die bisherigen Forschungsarbeiten bezüglich wendiger Manipulationsmöglichkeiten am Situs. In diesem Beitrag stellen wir im Speziellen das Anwendungsszenarios der transnasalen Schädelbasischirurgie sowie erste Evaluierungen vor.

## 2 Methoden

### 2.1 Teleoperiertes Robotersystem

Die wesentlichen Komponenten des 2011 vorgestellten Teleoperationssystems [14] werden im Folgenden zusammengefasst. Das Robotersystem besteht aus zwei Kontinuumsrobotermanipulatorarmen, welche jeweils aus drei Nitinolröhrchen zusammengesetzt sind (vgl. deren Parameter in Tab. 1). Die Röhrchen mit Innendurchmesser ID und Außendurchmesser OD haben ein geradliniges Segment mit der Länge  $L_s$ , gefolgt von einem vorgebogenen Segment mit der Länge  $L_c$  mit konstanter Krümmung  $\kappa$ . Die Aktuierung jedes Armes erfolgt durch drei auf einer Schiene gelagerten Schlitten, die jeweils ein Röhrchen an ihren Enden mit einer Spannzange greifen. Jeder Schlitten verfügt über zwei Motoren (RE 339152, Maxon Inc., Schweiz), welche - übersetzt durch Schneckengetriebe - die Translation und Rotation des Röhrchen ermöglichen. Zur Low-Level PID Steuerung wird ein Motion Control Board (DMC 4080, Galil Motion Control, USA) eingesetzt. Die Kommunikation mit dem High-Level Steuerrechner erfolgt per Ethernet. Die High-Level Steuerung wurde in C++ implementiert und realisiert die Teleoperation. Dazu wird unter Verwendung der berechneten, inversen Jacobi-Matrix des Manipulators die gewünschten Kartesischen Positions- und Winkelgeschwindigkeiten, die durch den Benutzer über ein Eingabegerät (Phantom Omni, Geomagic, USA) vorgegeben werden, in Gelenkgeschwindigkeiten transformiert. Dabei wurde die von Wampler et al. [15] vorgestellte Methode der gedämpften kleinsten Quadrate adaptiert. Die grafische Benutzeroberfläche umfasst die Darstellung des kinematischen Modells und Möglichkeiten zur benutzerspezifischen Parametrierung der Teleoperation (z.B. Bewegungsskalierung).

	Außen	Mitte	Innen
$L_s$ [mm]	82,4	241,1	417,6
$L_c$ [mm]	68,6	69,9	38,4
$\kappa$ [mm <sup>-1</sup> ]	0,0032	0,0059	0,0128
OD [mm]	2,32	1,68	1,16
ID [mm]	1,87	1,35	0,76

Tab. 1: Röhrchenparameter.

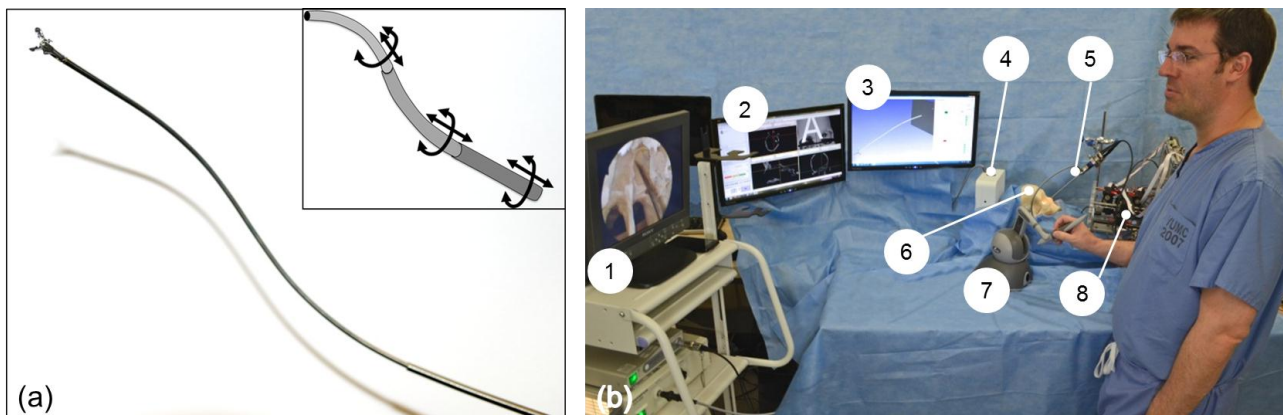


Abb. 2: (a) Greif-Manipulator aus drei vorgebogenen Nitinolröhrchen und schematische Darstellung des Aktuationsprinzips. (b) Der Kontinuumsroboter (8) im Laborsetup bei der teleoperierten Exploration der Keilbeinhöhle im humanen Schädel (6). Der Chirurg steuert den Manipulatorarm über das Eingabegerät (7). Der Blick des Endoskops (5) wird präsentiert (1) und durch die bildgestützte Navigation (2) sowie die High-Level Kontrollsoftware (3) komplementiert. Die Lage des End-Effektors wird kontinuierlich elektromagnetisch getrackt (4).

### 2.2 Bildgestützte Navigation

Das teleoperierte Robotersystem wurde um ein Modul zur bildgestützten Navigation erweitert. Um die Position und Lage der Manipulatorarme des Roboters zu erfassen, wird ein elektromagnetisches Trackingsystem (NDI Aurora, Northern Digital Inc., Kanada) verwendet. Dazu wird jeweils eine Magnetspule (0,8 mm Durchmesser) in das innere Röhrchen integriert. Zur bildgestützten Navigation wird 3D Slicer [16] verwendet und die Trackinginformationen mittels o-



penIGTLink übertragen. Die Registrierung der präoperativen medizinischen Bilddaten erfolgt oberflächenbasiert mittels eines Oberflächenmodells und intraoperativer Vermessung der korrespondierenden Oberfläche mit einem getrackten Pointer. Die Position des End-Effektors eines Manipulatorarmes wird durch ein Fadenkreuz in der triplanaren Ansicht der medizinischen Bilddaten angezeigt.

## 2.3 Experimentelle Evaluierung

Für die Evaluierung des Robotersystems wurden Erreichbarkeitsversuche mit einem humanen Schädel (Skulls Unlimited International, Inc., USA) durchgeführt. Die Keilbeinhöhle des Schädels wurde chirurgisch eröffnet. Im Anschluss wurde ein CT Datensatz aufgenommen (isotrope Voxel 0,4 mm). Zur Registrierung wurde der Schädel mit einem Schwellwertverfahren segmentiert und ein 3D Oberflächenmodell erzeugt. Für die im Folgenden beschriebenen Versuche wurde der Schädel in einem Schaumstoffkissen weitestgehend fixiert und auf dem Tisch vor dem Robotersystem in der klinisch angedachten, relativen Lage zueinander platziert. Zur Visualisierung der Keilbeinhöhle wurde ein rigides Endoskop (30° Optik, 2,7 mm Durchmesser, Olympus, USA) mit einem Haltearm fixiert. Für die bildgestützte Navigation wurde die oben beschriebene oberflächenbasierte Registrierung des Schädels durchgeführt. Der experimentelle Aufbau ist in Abb. 2b dargestellt. Für die Versuche wurde jeweils nur einer der beiden Manipulatorarme des Robotersystems verwendet.

### 2.3.1 Erreichbarkeit anatomischer Strukturen

In diesem Versuch wurde die Erreichbarkeit von fünf vorab vom Chirurgen festgelegten anatomischen Strukturen in der Keilbeinhöhle (Rostrum, linker und rechter Keilbeinhöhlengrund, superiorer und Mittelpunkt des Septums) getestet. Der Chirurg steuerte dazu den Manipulatorarm über das Eingabegerät zu den anatomischen Strukturen. Beim Erreichen der Struktur wurde das Endoskopbild als Standbild gespeichert.

### 2.3.2 Effektiver Arbeitsraum

Für diesen Versuch wurde der Chirurg aufgefordert den Manipulatorarm in der Nasenhöhle zu allen erreichbaren Positionen zu bewegen um den effektiven Arbeitsraum des Robotersystems zu quantifizieren. Die Position des Manipulatorarmes wurde dabei fortlaufend mittels des Trackingsystems aufgezeichnet.

## 3 Ergebnisse

Die in Abschnitt 2.3 beschriebene experimentelle Evaluierung der Erreichbarkeit von relevanten anatomischen Strukturen in der Keilbeinhöhle war erfolgreich. Alle fünf vorab festgelegten Strukturen konnten vom Chirurgen mit dem Robotersystem erreicht werden. Abb. 3a zeigt die überlagerte Darstellung der jeweilig aufgezeichneten Endoskopbilder. Abb. 3b zeigt das Erreichen des Mittelpunktes des Keilbeinhöhlenseptums. In Abb. 3c sind die aufgezeichneten Positionen des Manipulatorarmes während des Versuches zur effektiven Arbeitsraumbestimmung als Punktwolke dargestellt. Dazu wurden die aufgezeichneten Endeffektor-Positionen unter Verwendung der Registrierinformation in das Koordinatensystem des CT Datensatzes transformiert und mit dem 3D Oberflächenmodell des Schädels visualisiert. Der effektive Arbeitsraum deckt die für den Zugang zur Schädelbasis zu erreichenden und zu passierenden anatomischen Strukturen ab.

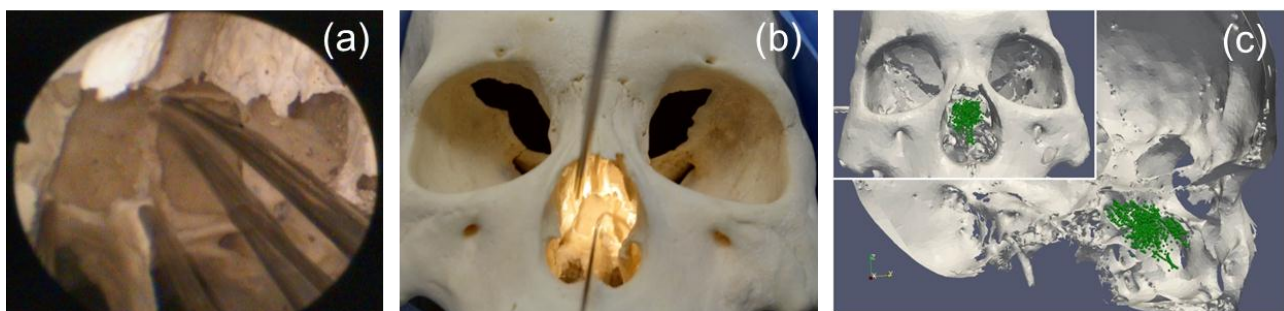


Abb. 3: (a) Überlagerte Darstellung der fünf mit dem Roboter erreichten anatomischen Strukturen in der Keilbeinhöhle. (b) Der Manipulatorarm berührt den Mittelpunkt des Septums der Keilbeinhöhle. Das rigide Endoskop (oben im Bild) visualisiert den Situs (vgl. a). (c) Visualisierung des effektiven Arbeitsraums in der Nasenhöhle (lateral und frontal).

## 4 Diskussion

In diesem Beitrag wurde ein Prototyp sowie die Evaluierung eines neuartigen Kontinuumsrobotersystems für die transnasale Schädelbasischirurgie in einem humanen Schädel unter Laborbedingungen vorgestellt. Vorangegangene Experimente zeigen die prinzipielle Anwendbarkeit des Robotersystems auch bei vorhandenem Weichgewebe [14].

Eine Parametrierung der Röhrrchen auf Basis von Bilddaten des Patienten ist Gegenstand unserer derzeitigen Forschung um beispielsweise Erreichbarkeit und Arbeitsraum zu optimieren. Eine individuelle und anwendungsspezifische Ausle-

gung des Roboters soll damit möglich werden. Weitere zukünftige Erweiterungen des Robotersystems beinhalten beispielsweise die Integration eines Handgelenks am End-Effektor, um die Wendigkeit zu erhöhen. Ebenso sind die Integration von Kraftsensorik und Rückkopplung gemessener Kräfte an den Chirurgen, als auch die Entwicklung eines dedizierten Eingabegerätes denkbar. Darüber hinaus ist die Entwicklung geeigneter Trajektorienerzeugungs- und Kollisionsvermeidungsalgorithmen für diesen Typ von Kontinuumsroboter notwendig, um die Benutzerinteraktion performanter und intuitiver zu gestalten.

Die bisher erzielten Forschungsergebnisse mit unserem Kontinuumsrobotersystem sehen wir als vielversprechend für chirurgische Applikationen an, weil wir ein hohes Potenzial für die Erweiterung chirurgischer Methoden in schwer zugänglichen und räumlich beengten Anatomien sehen. Neben der endonasalen Schädelbasischirurgie ist die Verwendung der nicht-linearen, wendiger Manipulatorarme - bei direkter Kontrolle durch den Chirurgen - auch für alternative Zugangsmethoden und sogar in vielen weiteren therapeutischen Szenarien verschiedenster Körperregionen denkbar, die während der Konferenz diskutiert werden sollen.

## Danksagung

Die Autoren danken D. Caleb Rucker für die Realisierung von Systemkomponenten, sowie Kyle D. Weaver für wertvolle Diskussionen. Die Arbeit wurde in Teilen unter der Bewilligungsnummer IIS-1054331 von der National Science Foundation und der Bewilligungsnummer R21 EB011628 von den National Institutes of Health gefördert. Die Inhalte des Beitrages obliegen der Verantwortung der Autoren und repräsentieren nicht unbedingt die offiziellen Sichtweisen der National Science Foundation und National Institutes of Health

## 5 Referenzen

- [1] P. Cappabianca, "Cranial, craniofacial and skull base surgery." Springer, 2009.
- [2] W. Reith, "Tumoren der Sellaregion," *Der Radiologe*, vol. 49, no. 7, pp. 624–31, 2009.
- [3] M. Wagenmann and J. Schipper, "The transnasal approach to the skull base. From sinus surgery to skull base surgery," *GMS Current Topics in Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery*, vol. 10, p. Doc08, 2011.
- [4] R. Webster, A. Okamura, and N. Cowan, "Toward Active Cannulas: Miniature Snake-Like Surgical Robots," in *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2006, pp. 2857–2863.
- [5] P. Sears and P. Dupont, "A Steerable Needle Technology Using Curved Concentric Tubes," in *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2006, pp. 2850–2856.
- [6] D. C. Rucker, B. A. Jones, and R. J. Webster III, "A Geometrically Exact Model for Externally Loaded Concentric-Tube Continuum Robots," *IEEE Transactions on Robotics*, 2010.
- [7] J. Wurm, T. Dannenmann, C. Bohr, H. Iro, and K. Bumm, "Increased safety in robotic paranasal sinus and skull base surgery with redundant navigation and automated registration," *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 01, no. 03, p. 42, 2005.
- [8] T. Xia, C. Baird, G. Jallo, K. Hayes, N. Nakajima, N. Hata, and P. Kazanzides, "An integrated system for planning, navigation and robotic assistance for skull base surgery," *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 4, no. 4, pp. 321–30, 2008.
- [9] C. Nimsky, J. Rachinger, H. Iro, and R. Fahlbusch, "Adaptation of a hexapod-based robotic system for extended endoscope-assisted transsphenoidal skull base surgery," *Minimally Invasive Neurosurgery*, vol. 47, no. 1, pp. 41–6, 2004.
- [10] K. W. G. Eichhorn and F. Bootz, "Clinical Requirements and Possible Applications of Robot Assisted Endoscopy in Skull Base and Sinus Surgery," *Acta Neurochirurgica*, vol. 109, pp. 237–240, 2011.
- [11] M. Fischer, C. Gröbner, A. Dietz, M. Krinninger, T. C. Lüth, and G. Strauss, "A technique with manipulator-assisted endoscope guidance for functional endoscopic sinus surgery: proof of concept," *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, vol. 145, no. 5, pp. 833–9, 2011.
- [12] M. Fischer, C. Gröbner, A. Dietz, T. C. Lueth, and G. Strauß, "Klinischer Einsatz eines Endoskop-Manipulator-Systems in der endo- und transnasalen Chirurgie," *Laryngo- Rhino- Otologie*, vol. 91, no. 8, pp. 487–93, 2012.
- [13] H.-S. Yoon, S. M. Oh, J. H. Jeong, S. H. Lee, K. Tae, K.-C. Koh, and B.-J. Yi, "Active bending endoscope robot system for navigation through sinus area," in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2011, pp. 967–972.
- [14] J. Burgner, P. J. Swaney, D. C. Rucker, H. B. Gilbert, S. T. Nill, P. T. Russell, K. D. Weaver, and R. J. Webster, "A bimanual teleoperated system for endonasal skull base surgery," in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2011, pp. 2517–2523.
- [15] C. Wampler, "Manipulator Inverse Kinematic Solutions Based on Vector Formulations and Damped Least-Squares Methods," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, vol. 16, no. 1, pp. 93–101, 1986.
- [16] "3d Slicer," 2012. [Online]. Available: <http://www.slicer.org>.

# A workspace analysis method to support intraoperative trocar placement in minimally invasive robotic surgery (MIRS)

M. Lohmann, R. Konietzschke, A. Hellings, C. Borst, G. Hirzinger

DLR, German Aerospace Center, Institute of Robotics and Mechatronics, Oberpfaffenhofen, Germany

Kontakt: Martin.Lohmann@dlr.de

## Abstract:

*This paper presents a new method to calculate and display an approximated workspace of a surgical robot in nearly realtime. Displaying this information on a screen in the operation room could support the surgeon during intraoperative trocar placement for teleoperated minimally invasive robotic surgery (MIRS). We give a short overview on existing trocar placement procedures in teleoperated MIRS and describe the possibilities and limitations of workspace analysis methods to support the surgeon during trocar placement. Our new method uses MIRS-specific simplifications to reduce the search space and enable the creation of a reduced workspace map. It was implemented for the DLR MiroSurge system. The implementation can create a reduced workspace map and display a mesh representation of the map in less than 2 seconds. We give a short outlook on how this method could be embedded in trocar placement procedures in the operation theater and what our future plans are with this method.*

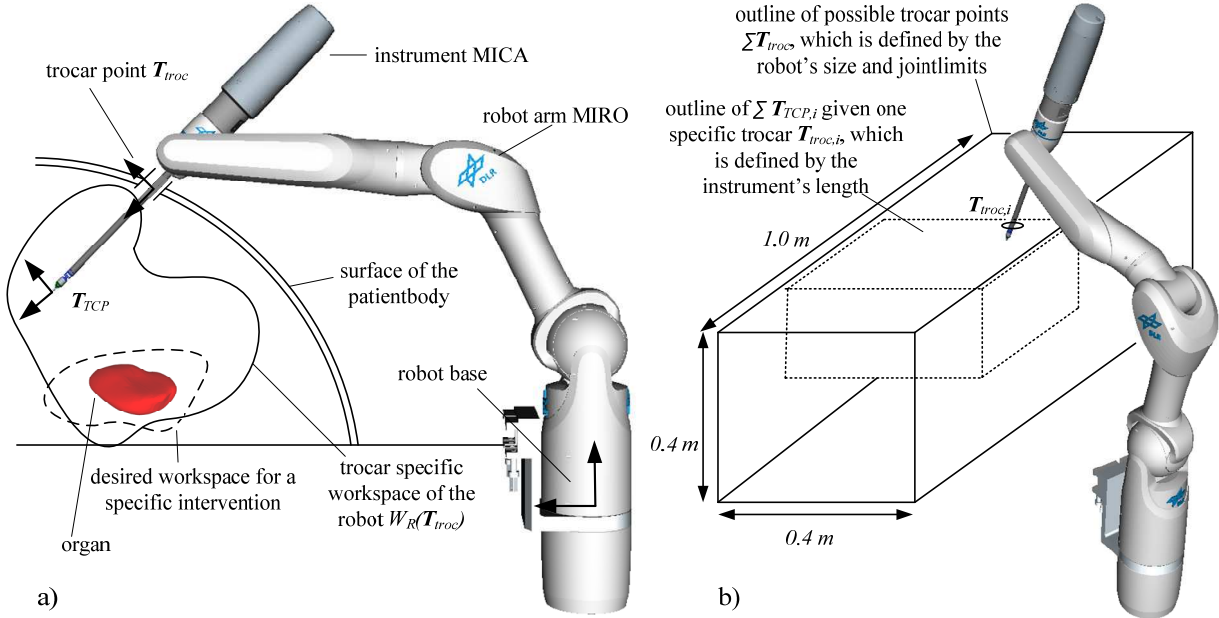
*Key words: robotic surgery, minimal invasive surgery, setup planning, workspace analysis*

## 1 Problem

In MIRS interventions one or more instruments which are each guided by a robot arm (in the following “robot” will mean the robot arm including the instrument) are introduced into the patient’s body through a trocar. The robot’s workspace  $W_{rob}$  describes the sum of all the Cartesian 6-dimensional poses of the robot’s tool center point (TCP poses,  $T_{TCP}^1$ ), which can be reached with at least one joint configuration  $q$ . In MIRS,  $W_{rob}$  depends on the position of the trocar  $T_{troc}$ . Therefore for a robot with trocar kinematics we define  $W_{rob}$  as  $W_{rob}(T_{troc})$ . Choosing proper trocar positions which gain a sufficient reachability for the intended intervention can lead to a very complex problem and exceeding limits of  $W_{rob}(T_{troc})$  happens often. Some approaches [1] solve this problem by preoperatively optimizing  $T_{troc}$ , based on a model of the intervention which is derived e.g. from CT-data of the patient body including the spatial definition of the desired workspace (patient-individual trocar placement). The optimized setup has to be registered and adapted intraoperatively to the real circumstances in the operation room. Other approaches [2] provide a setup standardized for one type of intervention that aims to gain sufficient reachability in most cases (rule of thumb trocar placement). In case of the patient-individual setup, the user can only be sure that the preoperatively planned TCP poses are reachable in the model. This may be inaccurate because reality might differ and the registration of the model to reality comprises sources of error. In case of the rule of thumb setup, the user has to rely on standards which are derived from an average situation and cannot cover every case. Therefore it would be desirable for the user to know  $W_{rob}(T_{troc})$  at the moment of trocar placement. With this information it would be possible to estimate, if a desired trocar point offers sufficient reachability for the robot to execute the intended intervention (see figure 1a)). A workspace  $W_{rob}$  can be approximated with a workspace map  $WM_{rob}$  [3]. This map can e.g. be created brute force by solving the inverse kinematics of all TCP poses defined in a 6-D space with a translational and a rotational resolution and allocating each TCP pose with the information *reachable* or *non-reachable* [3]. With fixed kinematics such a map has to be built only once offline and can be used online as a look-up table for applications such as autonomous task-planning. In case of MIRS, the kinematics depend on  $T_{troc}$ , so the generation of only one look-up table is not sufficient and a trocar specific  $WM_{rob}(T_{troc})$  has to be created.

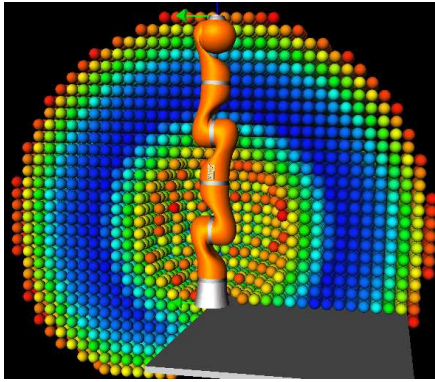
---

<sup>1</sup> For spatial description we use homogenous matrices  $T^{4 \times 4}$ , translational vectors  $t^{3 \times 1} = [tx, ty, tz]^T \in IR^3$  and orthonormal rotational matrices  $R^{3 \times 3}(\alpha, \beta, \gamma) = [R_x^{3 \times 1}, R_y^{3 \times 1}, R_z^{3 \times 1}]$  ( $\alpha, \beta, \gamma \in SO(3)$ ) (group of all rotations in  $IR^3$ ) with  $\alpha, \beta, \gamma$  being rotations around  $R_x^{3 \times 1}, R_y^{3 \times 1}, R_z^{3 \times 1}$ . In this paper all spatial descriptions are defined relatively to the robot base.



**Figure 1: a) The robot arm with the minimally invasive instrument MICA [4] inserted into the patient's body through a trocar. b) The outline of a specific  $WM_{rob,i}(T_{troc,i})$  compared to the outline of  $\Sigma T_{troc,i}$**

Using brute force sampling, the calculation time to create  $WM_{rob}$  of a robot with fixed kinematics as the KUKA LBR is approximately 1 hour with a common PC and  $WM_{rob}$  requires memory space of approximately 50 MB [3]. A MIRS specific  $WM_{rob}(T_{rob})$  has a smaller outline but needs a higher resolution, than the quoted example. Therefore the calculation time and the memory consumption are comparable. The calculation time is not feasible to create  $WM_{rob}(T_{troc})$  online during trocar placement. A method could be to create various maps  $\Sigma WM_{rob,i}(T_{troc,i})$  for all possible trocar points  $\Sigma T_{troc,i}$  to be used as look-up table for trocar planning. As can be seen in figure 1b), for the MiroSurge system  $T_{troc}$  can approximately be positioned freely within a volume of  $1.0\text{ m} \times 0.4\text{ m} \times 0.4\text{ m}$ . Discretized with  $0.01\text{ m}$ , 160.000 workspace maps would have to be created. The creation and storage of those maps would not be reasonable and create additional costs. Figure 2 shows the visualization of  $WM_{rob}$  of a KUKA LBR as introduced by [3]. Voxels are used to display the reachability of the whole volume of  $W_{rob}$ . This visualization method might not be suitable for the operation room, because it would hide valuable data such as the patient geometry. It is furthermore assumed that not all information about the volume of  $W_{rob}(T_{troc})$  is needed by the surgeon. This paper presents a method to create a  $WM_{rob}(T_{troc})$  which only describes the



**Figure 2:  $WM_{rob}$  of the KUKA LBR, the percentage of reachable orientations per position is coded in color [3]**

outline of  $W_{rob}(T_{troc})$ . To do so, MIRS-specific simplifications are defined. The aim is to achieve shorter calculation times, less memory consumption and an intuitive visualization of  $WM_{rob}(T_{troc})$ , so that it can be used for MIRS trocar placement.

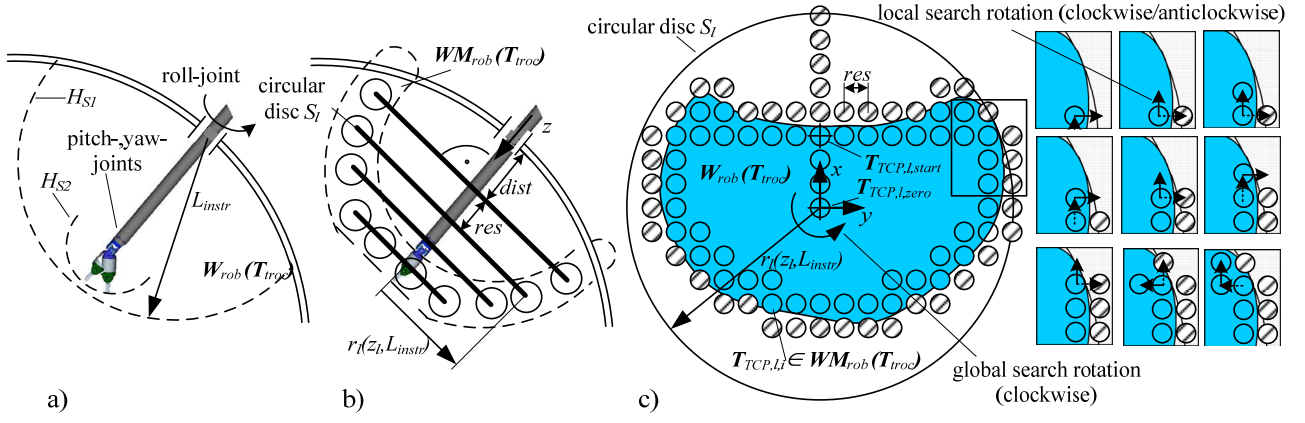
## 2 Methods

### Geometric definition of the reduced MIRS-specific workspace map $WM_{rob}(T_{troc})$

In figure 3a) it can be seen that the TCP can maximally reach the outline of a sphere  $HS_1$  if the last three joints (roll, pitch, yaw, see figure 3a)) are restricted to the zero position. This sphere is defined by the length of the instrument  $L_{instr}$ . By allowing only a movement in the last three joints the system can move the TCP maximally on the surface of the spherical sector  $HS_2$ , defined by the joint limits of the instrument [5]. For planning autonomous tasks, it is advantageous to have a  $WM_{rob}$  approximating the whole volume of  $W_{rob}$  translationally and rotationally. A map  $WM_{rob}(T_{troc})$  for MIRS does not have to cover all this information. We assume that with some experience a surgeon can approximate the rotational part of  $W_{rob}(T_{troc})$  through the movability of the last three joints. Regarding the translational part the important information is the outer border of  $W_{rob}(T_{troc})$ . Therefore we define the search space to create  $WM_{rob}(T_{troc})$  as a discrete space of TCP poses  $T_{TCP}(\mathbf{t}_{TCP}, \mathbf{R}_{TCP})$ , which meet the following restrictions:

$$(eq.1-3) \quad \sqrt{tx_{TCP}^2 + ty_{TCP}^2 + tz_{TCP}^2} = L_{instr}; \quad \mathbf{R}z_{TCP} = \|\mathbf{t}_{TCP} - \mathbf{t}_{troc}\|; \quad \mathbf{R}x_{TCP} = \mathbf{R}x_{troc}$$

In this case only those TCP poses are checked on their reachability, which lie on the outer border of  $W_{rob}(T_{troc})$  and which result from a stretched out pose of the instrument.



**Figure 3: a), b) Geometric definition of the reduced MIRS-specific  $WM_{rob}(T_{troc})$ . c) Algorithmic calculation of the reduced MIRS-specific  $WM_{rob}(T_{troc})$ : All TCP poses  $\sum T_{TCP,l,i}$  which lie on the border of  $W_{rob}(T_{troc})$  within  $S_l$  are stored in  $WM_{rob}(T_{troc})$ . To identify the border, the search direction always rotates 90° clockwise if  $T_{TCP,l,i}$  is reachable and anticlockwise otherwise.**

### Algorithmic calculation of the reduced MIRS-specific workspace map $WM_{rob}(T_{troc})$

To create  $WM_{rob}(T_{troc})$  we propose an algorithm that discretizes  $WM_{rob}(T_{troc})$  into circular discs  $S$  (figure 3b),c)). The discs are defined as orthogonal to  $z$  and with a distance of  $res$  to each other, their radius measures  $r(z, L_{instr})$ . The steps described in the following are done for all discs  $S_l$  (figure 3c)).

In step1, the outer border of  $W_{rob}(T_{troc})$  within disc  $S_l$  has to be found. Thereby the algorithm starts from a zero position  $T_{TCP,l,zero}$ , searching in the positive  $x$ -direction with steps of  $res$  until it reaches  $r$ . The last change from reachable to not reachable is identified as the outer border of  $W_{rob}(T_{troc})$  and marked as  $T_{TCP,l,start}$ . If during step1 two borders are found,  $W_{rob}(T_{troc})$  includes a reachability hole within  $S_l$ . In this case the algorithm deletes all previously found TCP poses from  $WM_{rob}(T_{troc})$  and continues with the next disc  $S_{l+1}$ . This is done to gain a conservative estimation of the workspace by only representing an outline of a fully reachable volume in  $WM_{rob}(T_{troc})$ . To increase the chance of finding reachability holes, step1 can be repeated with different search directions. In step 2 all reachable TCP poses  $\sum T_{TCP,l,i}$  along the border of  $W_{rob}(T_{troc})$  within  $S_l$  are identified. Thereby the global search direction is anticlockwise, which means that the border of  $W_{rob}(T_{troc})$  is always assumed on the right side. Starting with the TCP pose  $T_{TCP,l,i}$  which is left of  $T_{TCP,l,start}$  the algorithm will always turn its local search direction 90° clockwise if the current  $T_{TCP,l,i}$  is reachable. If the algorithm comes to a  $T_{TCP,l,i}$  which is not reachable, it will step back to the last reachable TCP pose  $T_{TCP,l,i-1}$  and turn its local search direction 90° anticlockwise.

The difference in calculation complexity between this method and a brute force approach can be compared as followed. For this method the function to gain the number of necessary inverse kinematics calculations  $f1_{invkin}$  is defined as  $f1_{invkin}(n_1, n_2, n_3) = (n_1 + n_2) \cdot n_3$ . Thereby  $n_1$  and  $n_2$  are the amounts of TCP poses for which the inverse kinematics have to be calculated within the described steps 1 and 2 and  $n_3$  is the amount of the discs  $\sum S_l$ . For  $n_1$  and  $n_3$  we can define  $n_1 = n_3 = L_{instr} / res$  (as a simplification we set  $r = L_{instr}$ ), but for  $n_2$  only an approximation for the maximal number of calculations  $n_{2,max,approx}$  can be defined. As can be seen in figure 3c), the algorithm has to calculate the inverse kinematics for approximately every  $T_{TCP,l,i}$  on the inside and on the outside of the border of  $W_{rob}(T_{troc})$  within  $S_l$ . The maximal borderlength is approximated with  $2 \cdot L_{instr} \cdot \pi$ . Because  $n_1, n_2$  and  $n_3$  all depend on  $L_{instr}$  and  $res$ , the equation yields:

$$(eq.4) \quad f1_{invkin}(L_{instr}, res) = \left( \frac{L_{instr}}{res} + 2 \cdot \frac{2 \cdot L_{instr} \cdot \pi}{res} \right) \cdot \frac{L_{instr}}{res} = (1 + 4 \cdot \pi) \cdot \left( \frac{L_{instr}}{res} \right)^2$$

If in contrast the map  $WM_{rob}(T_{troc})$  is created with a brute force approach as described by [3], the function  $f2_{invkin}$  to gain the number of necessary inverse kinematics calculations can be defined as:  $f2_{invkin}(n, m) = n^3 \cdot m^3$

Thereby  $n$  is the number of translational steps per axis and  $m$  is the number of rotational steps per axis. They both define the number of TCP poses  $\sum T_{TCP,i}$  which have to be checked with respect to their reachability. For the creation of a map  $WM_{rob}(T_{troc})$  for MIRS, the number of translational steps  $n$  is defined by  $L_{instr}$  and  $res$  as approx.  $n = L_{instr} / res$  (figure 1). Therefore the growth rate  $O$  of  $f1_{invkin}(L_{instr}, res)$  is smaller than the growth rate of  $f2_{invkin}(L_{instr}, res, m)$ :

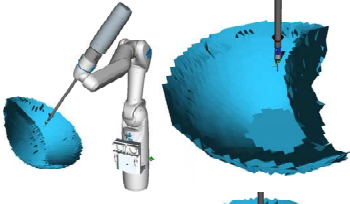
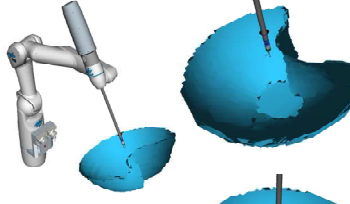
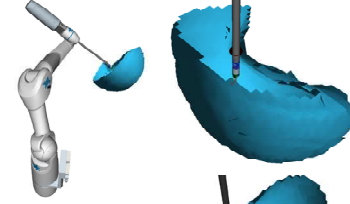
$$(eq.5) \quad f1_{invkin}(L_{instr}, res) \in O\left(\left(\frac{1}{res}\right)^2\right); \quad f2_{invkin}(L_{instr}, res, m) \in O\left(\left(\frac{1}{res}\right)^3 \cdot m^3\right)$$



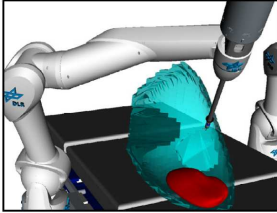
### 3 Results and Discussion

We created workspace maps  $WM_{rob}(T_{troc})$  for three different trocar points with the parameters  $res = 0.01\text{ m}$ ,  $L_{instr} = 0.2\text{ m}$ . Table 1 shows meshes of the workspace maps, the amount of inverse kinematics calculations  $n_{invkin}$ , the amount of points identified as reachable  $n_{WM}$ , and the mean overall time  $t_{calc}$  of one calculation (Prozessor: Intel(R) Xeon(R) CPU W3530, 2.80GHz, 6GB main memory). The mean was determined over 100 repetitions.

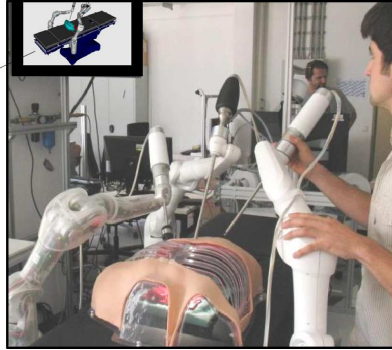
**Table 1: The meshes  $WM_{rob}(T_{troc})$  of three different trocar points, with the number of inverse kinematics calculations, the number of TCP-poses identified as reachable and the mean calculation time.**

mesh of $WM_{rob}$			
$n_{invkin}$	3259	3451	2859
$n_{WM}$	1423	1519	1222
$\overline{t_{calc}} \pm \sigma_{calc}$	$0.355s \pm 0.013s$	$0.588s \pm 0.021s$	$0.849s \pm 0.029s$

The number of inverse kinematics calculations stayed under the maximum of 5426, calculated with (eq. 4). The time  $t_{calc}$  was always smaller than 1 s. As a calculation of one inverse kinematics solution of our system takes about  $20\text{ }\mu\text{s}$  [1], only around 10 % of  $t_{calc}$  is caused by the inverse kinematics calculations. The remainder of  $t_{calc}$  is used by the algorithm for other operations. In the future we hope to optimize this remainder of  $t_{calc}$  to gain faster calculation times. The overall time to create and mesh  $WM_{rob}(T_{troc})$  was measured between 1-2 s, which allows to create the map online in the operation room. The mesh to display  $WM_{rob}(T_{troc})$  is done with an algorithm that deforms the mesh of a half sphere and which



**Figure 4: Installation of one possible scenario: The surgeon checks on a screen if the desired trocar is suitable to reach e.g. a registered organ. To measure position of the trocar he uses the robot in the hands-on-mode.**



is implemented in open scene graph. As can be seen in table 1, the meshing quality is not optimal and will be improved by a nearest neighbour algorithm. The use of displaying  $WM_{rob}(T_{troc})$  during trocar placement, is shown in figure 4. Here, the surgeon uses the robot in the hands-on-mode [4] to measure the position of the desired trocar point. The calculated  $WM_{rob}(T_{troc})$  can be displayed in a virtual copy of the scene to evaluate e.g. the overlap of  $WM_{rob}$  with a registered organ. If the overlap is not satisfying for the intended task, the procedure can be repeated until a suitable trocar point is found. Thereby the risk of coming across workspace borders which are caused

by wrongly chosen trocar points might be reduced. We will evaluate the use of the described method for trocar placement with surgeons within the next six months. Moreover we will use the map for setup optimization methods and augmentation of the endoscopic picture.

### 4 References

- [1] Konietschke, R.: "Planning of Workplaces with Multiple Kinematically Redundant Robots", Dissertation thesis, Technische Universität München, 2008
- [2] Stolzenburg, J.U. et. al.: „3.3 Setup of da Vinci Robot for Pelvic Surgery“, Laparoscopic and Robot-Assisted Surgery in Urology: Atlas of Standard Procedures, Springer Verlag, 2010
- [3] Zacharias, F.: "Knowledge Representations for Planning Manipulation Tasks", Springer Verlag, 2012
- [4] Hagn, U et. al.: „DLR MiroSurge – Towards Versatility in Surgical Robotics“, Proceedings of CURAC, 2008
- [5] Thielmann, S. et. al.: „MICA--A new generation of versatile instruments in robotic surgery“, IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), 2010

# Modulares Robotersystem mit flexiblen Instrumenten für die minimaltraumatische Chirurgie

J. Mintenbeck<sup>1,2</sup>, J. Raczkowski<sup>1</sup>, H. Wörn<sup>1</sup>, R. Estaña<sup>2</sup>

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

<sup>2</sup>Hochschule Karlsruhe – Technik und Wirtschaft, Karlsruhe, Germany

Kontakt: mintenbeck@ira.uka.de

## Abstract:

*In diesem Beitrag wird ein Konzept für ein minimaltraumatisches Robotersystem für den laparoskopischen Einsatz vorgestellt. Es ist im Gegensatz zu den heute in der chirurgischen Routine verwendeten Systemen mit flexiblen Instrumenten ausgestattet. Des Weiteren soll das Zusammenspiel von Chirurgen auf der einen Seite und Robotertechnik auf der anderen Seite durch den Einsatz von haptischer Sensorik und entsprechenden Eingabegeräten noch enger verbunden werden. Die aus einer modularen Architektur bestehende Plattform soll dabei als Grundlage für ein zukünftiges Trainings- und Simulationssystem als auch für den realen Einsatz im Operationssaal (OP) dienen. Im Folgenden werden nun die einzelnen Komponenten, die flexiblen Instrumente und die eingesetzte Simulationsumgebung beschrieben.*

*Schlüsselworte: Minimalinvasive Chirurgie, Robotersystem, Laparoskopie, flexible Instrumente*

## 1 Problem

Die minimalinvasive Chirurgie ist heutzutage eine der etablierten Verfahren, wenn es sich um Operationen im Abdominalbereich handelt. Neben den Vorteilen der Belastungsreduktion für den Patienten und ein kürzerer Krankenhausaufenthalt durch den geringeren Blutverlust und kleinen Inzisionen bestehen auch Nachteile für den Chirurgen. Zum einen existiert ein nur schwer einsehbares Arbeitsfeld und zum anderen entsteht durch die starren Instrumente in Kombination mit dem Fulcrum-Effekt eine erschwerte Manipulation bei komplexeren Eingriffen. Flexible Manipulationssysteme existieren aktuell nur als Konzepte oder Forschungsprototypen [1, 2, 3, 4]. Ebenfalls versucht das ARAKNES-Projekt [5] ein neues innovatives Robotersystem zu entwickeln. Durch den Einsatz von Roboterassistenzsystemen, wie das DaVinci-System [6] von der Fa. Intuitive Surgical konnte in der Vergangenheit ein Großteil der Präzision und intuitiven Bedienung der Instrumente zurückgewonnen werden. Allerdings ist auch bei diesem im Markt führend eingesetzten System anzumerken, dass in der präoperativen Phase erhebliche Zeiten zum Aufbau und Kalibrierung des Systems erforderlich sind. Dies liegt an dem komplexen und voluminösen Aufbau in Zusammenhang mit einer optimalen Positionierung über dem Patienten zusammen. Ferner ist die fehlende haptische Rückmeldung, welche bei Menschen einen der wichtigsten Reize darstellt, ein wesentlicher Kritikpunkt. Bei der weiteren Betrachtung derartiger Systeme ist anzumerken, dass speziell bei komplexen Manipulationsaufgaben der Einsatz der existierenden starren Instrumente eine weitere nicht zu unterschätzende Einschränkung darstellt.

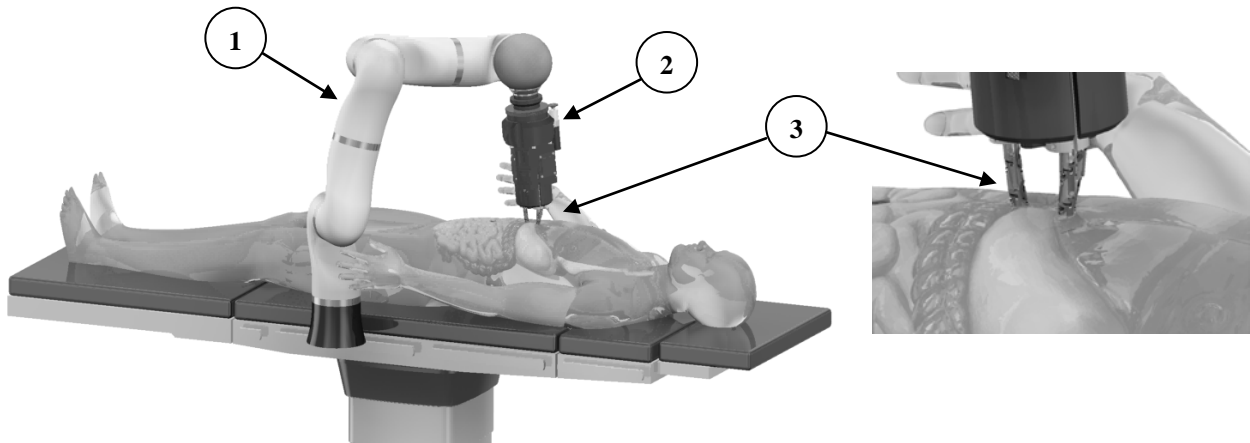
Diese Anforderungen und Fragestellungen sollen nun durch das nachfolgend beschriebene modulare Roboterassistenzsystem aufgegriffen und umgesetzt werden. Dabei liegt der Schwerpunkt darin, eine chirurgische Plattform zu entwickeln, welche sowohl für die minimaltraumatische Chirurgie, zur Ausbildung und zum Training junger Ärzte, als auch für Forschungseinrichtungen in einem wirtschaftlich verträglichen Rahmen beschafft werden kann.

## 2 Modulares Robotersystem

Das zu entwickelnde Robotersystem selbst besteht aus einem Teleoperations-Setup, welches aus einer Eingabekonsole und dem eigentlichen Robotersystem besteht. Zum Einsatz kommen auf Eingabeseite zwei haptische Konsolen der Fa. ForceDimension, welche die Übertragung der auf die Instrumente einwirkenden Kräfte und Momente zurückliefern. Der grundlegende Aufbau der Plattform ist in Abbildung 1 dargestellt und besteht aus vier Bausteinen, die das modulare System ergeben. Das erste Modul ist ein Leichtbauroboter (1) der Fa. Kuka (LBR), welcher die Positionierung des chirurgischen Equipments außerhalb des Patienten übernimmt und direkt am Operationstisch befestigt ist. Als Endeffektor ist ein Instrumentenaufnahmesystem (2) angebracht, das wiederum drei individuell bestückbare flexible Instrumente aufnehmen kann. Die integrierte Aktuatorik erlaubt dabei eine Rotation der Instrumente (3) bezüglich des LBR um



$\pm 270^\circ$ . Ebenfalls besteht die Möglichkeit, die Instrumente translatorisch zu bewegen, was das Einführen bzw. Herausziehen aus dem Patienten ermöglicht, ohne den LBR selbst zu verfahren. Der vierte Bestandteil ist schließlich das eigentliche Werkzeug.

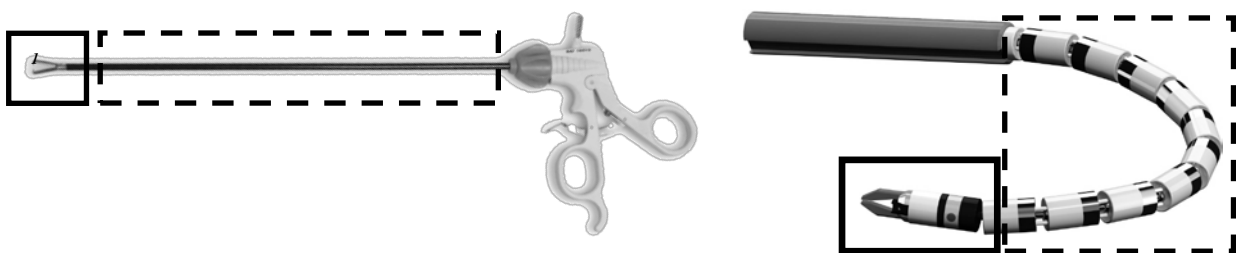


**Abbildung 1:** Gesamtes Robotersystem in der Übersicht

Hinsichtlich der Interaktion zwischen Mensch und Roboter muss zwischen zwei Betriebsarten unterschieden werden. Einerseits die Positionierung der Instrumentenaufnahme durch den LBR und andererseits die eigentliche Manipulation der Instrumente. Im ersten Fall wird lediglich ein Eingabegerät für den LBR benötigt. Alternativ kann das klinische Personal den LBR auch manuell (im Hands-On Modus) über dem Patienten platzieren. Sobald dies abgeschlossen ist erfolgt die beidhändige Manipulation, wobei jeweils zwei der drei Instrumente gleichzeitig manipuliert werden können. Mittels der beiden Eingabegeräte werden jedoch nur die Werkzeuge in Ihrer Lage und Orientierung gesteuert. Der flexible Schaft soll dabei automatisch eine geeignete Konfiguration einnehmen.

## 2.1 Flexible Instrumente

Eine besondere Bedeutung kommt den flexiblen Instrumenten zu, welche einen minimaltraumatischen Eingriff überhaupt ermöglichen. Hierbei ist im Unterschied zu den bisher erhältlichen Laparoskopien nicht die Spitze des Instrumentes beweglich, sondern der gesamte Schaft. Ferner ist das eigentliche Werkzeug (Schere, Präparator, Greifer) modular an dem flexiblen Schaft arretierbar, wie in Abbildung 2 zu sehen. Die damit verbundene Schwierigkeit liegt nun jedoch darin, der aktuierten Struktur eine ausreichende Steifigkeit zu verleihen, um die im Eingriff auftretenden Kräfte und Momenten aufnehmen zu können. Ausgehend von kommerziell erhältlichen laparoskopischen Instrumenten wurden ein Durchmesser von 10 mm und eine Länge von max. 300 mm gewählt. Ebenfalls sind maximale Schneid- und Greifkräfte von 10 N als Zielvorgabe zu realisieren.






**Abbildung 2:** Analogie der Instrumentenbestandteile zwischen klassischem Instrument links und Robotersystem rechts

Der flexible Teil des Instrumentes besteht aus einzelnen, unabhängig voneinander angetriebenen Segmenten. Diese lassen sich über das integrierte Antriebssystem in zwei Richtungen gegeneinander verdrehen, woraus sich ein mehrfach gekrümmter Zugangspfad ergibt. Zusätzlich soll ein auf optischen Fasern basierender Formsensord [7] Informationen darüber liefern, welche Lage und Orientierung das Instrument eingenommen hat. Die Kraftmessung innerhalb des flexiblen Schaftes erfolgt über 6D-Kraft-Momenten Sensoren die zwischen den einzelnen Segmenten und in der Verbindungsstelle zum Werkzeug eingebracht sind. Umschlossen sind die einzelnen Segmente schließlich noch mit einer flexiblen Hülle, die einerseits eine Schutzfunktion darstellt, andererseits auch als taktiler Sensor fungiert und den Kontakt mit umgebenden Strukturen detektiert. Am Ende der flexiblen Struktur ist schließlich das eingesetzte Werkzeug über eine Kupplung

fixiert. Sämtliche Sensordaten von dem Schaft und Werkzeug werden anschließend fusioniert und für das haptische Eingabegerät entsprechend aufbereitet.

### 2.1.1 Unterschiedliche Demonstratoren

Auf Grund der sehr geringen Baugröße der einzelnen Segmente werden drei Funktionsprototypen mit unterschiedlichen Antriebssystemen parallel aufgebaut. Diese gliedern sich in ein Seilzugsystem, ein elektrisches angetriebenes System und ein fluidisches System, welche in Tabelle 1 visualisiert sind.

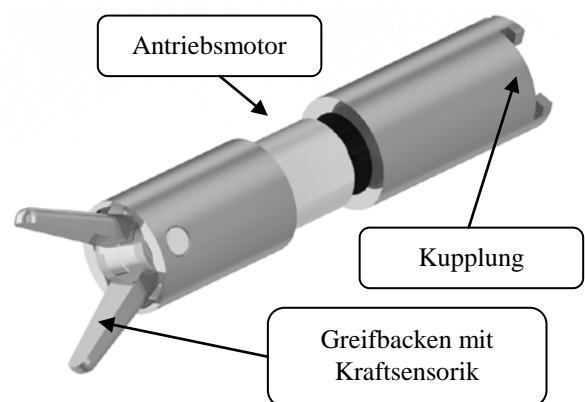
Seilzugsystem	Elektrisches System	Fluidisches System
		

**Tabelle 1:** Übersicht der unterschiedlichen Demonstratoren

Das seilbetriebene System ist aus einzelnen festen und elastischen Komponenten aufgebaut, die über acht Seilzüge verformt werden können. Zusätzlich besitzt es einen 3 mm großen Arbeitskanal, welcher in der aktuellen Version die Form- bzw. Lagesensorik aufnimmt. Das gesamte System ermöglicht zwei unabhängige räumliche Krümmungen und dient primär der Evaluation der eingesetzten Sensorik. Bei den beiden anderen Systemen liegt der Fokus auf der Realisierung einer sehr flexiblen aber zugleich steifen Struktur, welche auch die in der Chirurgie üblichen Arbeitskräfte aufnehmen können. Zum einen existiert eine Variante, bei der jedes Segment zwei Elektromotoren besitzt, wobei jeweils ein Bewegungsfreiheitsgrad erzielt werden kann. Die zweite Variante besteht aus drei hydraulischen Hubeinrichtungen, welche als Parallelkinematik ausgeführt sind und ebenfalls eine Verdrehung der beweglichen Einheit gewährleisten. Als Medium ist hierfür Wasser oder eine Kochsalzlösung vorgesehen. Zusätzlich gilt es, die zugehörige Ansteuerung in Form von Piezoventilen mit in den gesamten Segmentaufbau zu integrieren.

### 2.1.2 Werkzeuge

Die für jeden Eingriff erforderlichen Werkzeuge sind als eigenständige Komponenten ausgeführt und sind unabhängig von der flexiblen Struktur nutzbar. Über eine elektromechanische Kupplung wird das Werkzeug schließlich mit Energie und Informationen versorgt. Der Greifer, welcher in Abbildung 3 dargestellt ist, besitzt als Antriebssystem einen Elektromotor zum Öffnen und Schließen der Greifbacken. Hierbei ist der Motor - vor dem Hintergrund der Sterilisationfähigkeit - von den mit Gewebe und/oder Flüssigkeiten in Kontakt tretenden Teilen gekapselt. Des Weiteren ermöglicht der Aufbau einen Einsatz beliebiger Backengeometrien, wodurch auch die Realisierung einer Schere oder eines Präparators ohne weitere Anpassungen erfolgen kann. Ferner besitzt das Werkzeug zur Detektion eines Gegenstandes eine Tastsensorik in den Greiferbacken (vgl. [8]).



**Abbildung 3:** Greiferwerkzeug

## 2.2 Simulationsframework

Neben der eigentlichen Hardware existiert zusätzlich eine Simulationsumgebung auf Basis von MATLAB/Simulink [9], welche es ermöglichen soll folgende Aufgaben zu absolvieren:

- Simulation der Instrumenten-Kinematiken zur Dimensionierung der mechanischen Strukturen
- Durchführung von Arbeitsraumanalysen der drei Instrumentenvarianten
- Pfadplanung für die flexiblen Instrumente unter Einbeziehung von anatomischen Strukturen
- Steuerung und Überwachung der an den LBR angekoppelten mechatronischen Systeme
- Verarbeitung der Informationen von und zu den haptischen Eingabegeräten

Des Weiteren steht eine direkte Schnittstelle zu OpenRAVE [10] zur Verfügung, welche es ermöglicht unabhängig von der realen Hardware die gesamte Roboterplattform zu visualisieren. Ferner soll diese virtuelle Umgebung die Grundlage des späteren Trainings-Simulators darstellen. Hierbei kann das Robotersystem in beliebige Operationsumgebungen eingebettet werden und dadurch lassen sich die einzelnen Trainingseinheiten über die Eingabegeräte sehr realitätsnah durchführen.

## 3 Ergebnisse

Das zuvor beschriebene System befindet sich aktuell im Laboraufbau. Dabei erfolgt für das seilzugbetriebene und das elektrische System ein maßstäblicher Aufbau mit einem Durchmesser von 10 mm. Mit diesen beiden Systemen sollte es möglich sein, Krümmungsradien von 45 mm zu erzielen, was dem Umschließen der Leber im Bereich der Gallenblase entspricht. Die dafür notwendigen Segmente sind ca. 10 mm (elektrisches System: 20 mm) lang und ermöglichen eine Verdrehung/Rotation von  $10^\circ$  ( $20^\circ$ ) pro Bewegungsachse. Das fluidische System wird vorerst in einem Maßstab 3:1 aufgebaut, da es aktuell keine mikromechanischen Bauteile gibt, welche den gestellten Anforderungen entsprechen. Dieses Modell ist erforderlich, um erste Erfahrungen mit hydraulischen Systemen im medizinischen Umfeld zu sammeln und zusammen mit der Simulation Rückschlüsse darüber zu gewinnen, welche Parameter bei einem maßstäblichen Aufbau zu erwarten sind. Hinsichtlich der Instrumentenaufnahme ist es möglich die einzelnen Instrumente mit einer Genauigkeit von 0,1 mm innerhalb der 100 mm Verfahrweg translatorisch zu positionieren. Parallel sollen erste Versuche erfolgen, in denen der Leichtbauroboter gemeinsam mit der Instrumentenaufnahme über das haptische Interface angesteuert wird. Softwareseitig existieren bereits vereinfachte Modelle der Pfadplanung für die mit über 38 Freiheitsgraden ausgestatteten Instrumente. Im Bereich der Visualisierung der Roboterplattform steht der LBR inklusive der Instrumentenaufnahme und drei elektrisch betriebenen Instrumenten zur Verfügung. Die einzelnen Komponenten lassen sich dabei auch über externe Eingabegeräte grundlegend manipulieren.

## 4 Diskussion

Der Einsatz eines minimaltraumatischen Roboterassistenzsystems mit den Vorzügen des haptischen Feedbacks, gepaart mit einer bisher nichtvorhandenen Flexibilität der Instrumente ermöglicht es, dem Chirurgen neue Manipulationsmöglichkeiten an die Hand zu geben. Dabei liegen die Vorteile dieses System in einer sehr platzsparenden Bauform, welche den Einsatz von z.B. zusätzlichen Tracking-Systemen im Operationsfeld ermöglicht. Jedoch ist darauf hinzuweisen, dass die Miniaturisierung aktiver Instrumente aus technologischer Sicht noch viele offene Fragen parat hält. Insgesamt betrachtet ist anzustreben, dass sich diese Plattform auf Grund ihrer Architektur der verwendeten Soft- und Hardwarekomponenten als ideale Basis zur Erforschung der technischen Nutzbarkeit im chirurgischen Umfeld entwickelt.

---

Dieses Projekt wird durch das Ministerium für Wirtschaft, Forschung und Kunst Baden Württemberg im Rahmen des Förderprogrammes „Innovative Projekte“ gefördert.

## 5 Referenzen

- [1] N. Simaan, K. Xu, A. Kapoor, W. Wie, P. Kazanzides, P. Flint, R. Taylor, *Design and Integration of a Telerobotic System for Minimally Invasive Surgery of the Throat*, 1134-1153, The International journal of robotics research 2009
- [2] M. Zoppi, R. Molfino, P. Cerveri, *Modular micro robotic instruments for transluminal endoscopic robotic surgery: New perspectives*, 440-445, MESA, 2010
- [3] M. De Volder, A.J.M. Moers, D. Reynaerts, *Fabrication and control of miniature McKibben actuators*, 111-116 , Sensors and Actuators A, 2011
- [4] H. Yamashita, G. Kitazumi, K. Kim, K. Masamune, T. Chiba, T. Dohi, *Minimal invasive novel devices for advanced intrauterine fetal surgery*, 65-70, MHS 2010
- [5] ARAKNES-Project: <http://www.araknes.org/home.html>
- [6] Webpage: DaVinci – System, <http://www.intuitivesurgical.com/>
- [7] C. Ledermann, J. Hergenhan, O. Weede, H. Woern, *Combining shape sensor and haptic sensors for highly flexible single port system using Fiber Bragg sensor technology*, 196-201, MESA, 2012
- [8] Webpage: Tekscan, <http://www.tekscan.com/tactile-feedback-robotic-surgery>
- [9] Webpage: MATLAB/Simulink, <http://www.mathworks.com>
- [10] R. Diankov, J. Kuffner, *OpenRAVE: A Planning Architecture for Autonomous Robotics*, tech. report CMU-RI-TR-08-34, Robotics Institute, Carnegie Mellon University, 2008

# Multi-Level Safety Concept for Robot Assisted ENT Surgery für die 11. CURAC Jahrestagung 2012

T.M. Williamson<sup>1</sup>, B. Bell<sup>1</sup>, N. Gerber<sup>1</sup>, K. Gavaghan<sup>1</sup>, J. Anso<sup>1</sup>, L. Salas<sup>1</sup>, M. Caversaccio<sup>2</sup>, S. Weber<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ARTORG Institute for Biomedical Engineering Research, University of Bern, Switzerland

<sup>2</sup> Department ENT Surgery, University Hospital Bern, Switzerland

Kontakt: tom.williamson@artorg.unibe.ch

## **Abstract:**

*During image guided interventions the surgeon depends on feedback provided by the surgical support system, in some cases exclusively. Because image guided surgery consists of a number stages during which errors may be introduced, the final system accuracy and robustness can be compromised without knowledge of the user. These errors become particularly important in cases in which extremely high accuracy is required, such as during microsurgery on the lateral skull base. We believe that a navigation system, in addition to providing high accuracy image guidance, could also benefit from additional redundant systems which provide further information about the location of the surgical tool in relation to vital structures. Presented here is a system for robotic cochlear implant surgery which utilizes redundancy and various levels of automation for safety in registration, tracking and tool positioning.*

*Schlüsselworte: Roboter, Chirurgie, Ohr, Sicherheit*

## **1 Problem**

During image guided interventions the surgeon depends on feedback provided by the surgical support system, in some cases exclusively. Because image guided surgery consists of a number stages during which errors may be introduced, the final system accuracy and robustness can be compromised without the knowledge of the user. These errors become particularly important in cases in which extremely high accuracy is required, such as during microsurgery on the lateral skull base. One such operation is the direct cochlear access (DCA); an alternative to the traditional mastoidectomy for accessing the inner ear. During this procedure, a trajectory is drilled directly from the surface of the mastoid, through the facial recess to a target on the cochlea. Due to the proximity of many vital structures in the region, the accuracy required to perform this procedure is prohibitively high for normal navigated surgery techniques [1 – 4]. As such, a high accuracy robotic system has been developed at the University of Bern to assist with this task. While the system provides a promising level of accuracy ( $0.56 \pm 0.41$  mm [5]), we believe it could also benefit from additional redundant systems which ensure accurate tool placement or provide further information about the location of the surgical tool in relation to vital structures. Presented here is a system for robotic cochlear implant surgery which utilizes redundancy and various levels of automation for safety in registration, tracking and tool positioning.

## **2 Methods**

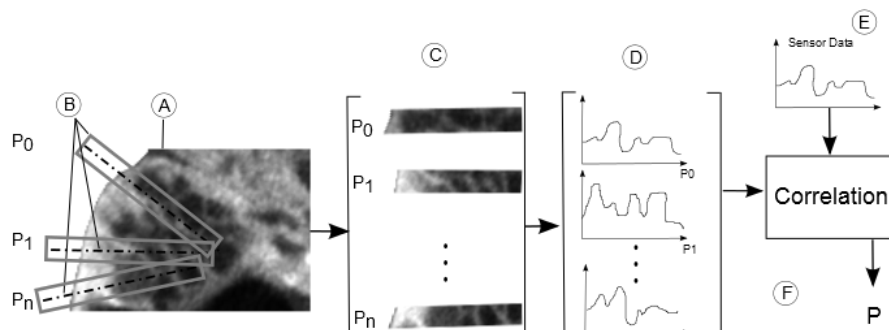
**Registration:** Patient to pre-operative image registration is one of the major error sources in traditional image guided surgery [6]. In an effort to reduce the error associated with this process, the robotic system utilizes a semi-automatic,

force based, screw localization technique for registration. First, the user places the robot end effector above each of the pre-operatively implanted fiducial registration screws using simple force-admittance control. At this point the system takes over control of the registration process wherein a 1N bias force is applied along the axis of the registration tool, causing the tool to contact the conical inner surface of the registration screw. Lateral forces are simultaneously minimized causing the tool to settle in the center of the screw. The position of each screw is then digitized in two separate coordinate systems: based on the robot encoder values and an optical-tracking system (CamBar B1, Axios3D, Germany). Screw localization in the image is also completed semi-automatically within a custom-built planning software (OtoPlan) using a method similar to that described in [7].

The accuracy of the proposed scheme was validated on a technical phantom: screws were implanted and ground truth positions measured using a coordinate measurement machine (CMM, Tesa 3D Micro-MS 454, Switzerland). Fiducial localization error (FLE) was determined by repeatedly registering a single screw from different angles and positions and measuring the final position of the tool within the screw with the CMM. Target registration error (TRE) was calculated by registering the technical phantom and measuring designated target screws. The TRE was then defined as the distance between the (transformed) measured targets and the ground truth CMM target positions.

**Detection of Navigation Errors:** Additional error sources such as tool calibration, tracking or process errors (tool bending, backlash) will also contribute to the ability of the system to accurately reach the defined target position. As such, the system integrates additional sensor sources for the detection of an incorrect drilling path or potential harm to anatomy, even in the presence of these errors. These methods include integrated facial nerve monitoring and force-density based pose estimation, as described below.

**Integrated Facial Nerve Monitoring:** The facial nerve is the major structure at risk during cochlear implantation surgery. It is responsible for the innervation of the ipsilateral facial muscles, and damage may result in paralysis. Facial nerve monitoring systems are common within the ENT operating theater, and many surgeons are familiar with their use. A Medtronic StimBur drill (StimBur, Medtronic, USA) is directly integrated into the robotic hardware and navigation software.

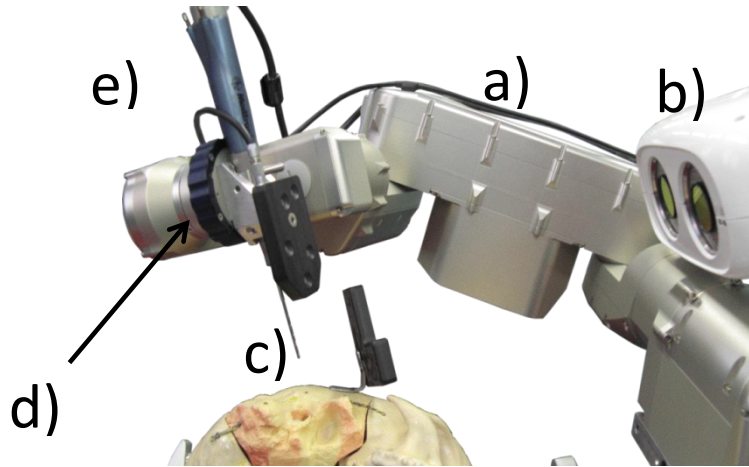


**Fig. 1:** Tool pose estimation based on the correlation of observed axial drilling force and bone density. Imaging data is obtained and a region of interest defined (a). A number of candidate trajectories (b) are selected within this region of interest. Imaging data along these candidate paths is extracted (c), the density along each path calculated (d) and then correlated with the observed force (e) to provide the estimated position of the tool (f).

**Force-Density Pose Estimation:** We have recently developed a novel method for the localization of a surgical drill based on the forces developed during the drilling process. The algorithm correlates these forces with the particular bone density along a particular trajectory describing a possible drill path. Because the mastoid contains many air cells, any particular path through the bone exhibits a unique density profile. Thus, the specific force pattern obtained during the drilling process can be correlated with each candidate density profile obtained preoperatively, and that density profile with the highest correlation represents the highest probability of representing the actual location of the drill. A diagram showing the main process steps is shown in Fig. 1.

Validation of the algorithm was completed by drilling a total of 10 trajectories in 3 human cranial cadaver specimens. A rigid titanium wire was inserted into each of the trajectories and post-operative imaging completed; the actual final drilled trajectory as determined from this post-op imaging was then compared to the planned and estimated trajectories.

**Control:** As a final safety measure, the surgeon remains in control of the robotic system at all times. A 3-state dead man switch, consisting of wait, proceed and emergency halt conditions, ensure that the robot will not carry out the planned trajectory unless the surgeon is completely satisfied with the state of the procedure and allows the reversion to a standard mastoidectomy at any time.



**Fig. 2** The robotic system consists of a 5 DoF robotic manipulator (a), high accuracy micro-tracking system (b) and associated custom designed active infra-red LED trackers (c). A force-torque sensor is integrated at the wrist (d) allowing intuitive haptic control, high accuracy semi-automatic patient registration and measurement of process information for force-density based tool pose estimation. A Medtronic StimBur with facial nerve monitoring is integrated directly into the system (e).

### 3 Results

**Registration:** The semi-automatic registration technique was found to be highly accurate, with excellent repeatability. The technique is independent of user variability and can be quickly and reliably accomplished. The RMS FLE of the scheme was determined to be 0.05 mm, while a mean TRE of 0.101 mm was found.

**Integrated Facial Nerve Monitoring:** Facial nerve monitoring was successfully integrated into the existing robotic system; the integration of facial nerve monitoring together with standard image guidance, into the ENT micro-surgical system shown in Fig. 2.

**Force-Density Pose Estimation:** The force-density estimation algorithm demonstrated a mean tool localization accuracy of 0.29 mm when utilizing data from the surface of the mastoid to the middle ear canal, 0.38 mm at the level of the facial nerve and 0.49 mm when utilizing only data from the initial 50% of the drilled path. The results are shown in Table 1, errors are calculated from the esimated tool pose to the actual position of the tool, as determined from post-operative imaging.

**Table 1:** Accuracy of force based pose estimation, with increasing data availability. Errors are calculated from the esimated tool pose to the actual position of the tool, as determined from post-operative imaging. Accuracy was evaluated with 50% of the trajectory completed, at the level of the facial nerve and at the target position.

	50 %	Facial Nerve	100 %	Angle
Error [mm]	0.48±0.24	0.38±0.16	0.29±0.21	0.67±0.15



## 4 Discussion

In this work we have presented a multi-level safety concept for robot assisted ENT surgery and demonstrated the implementation of this concept within our micro-surgical robotic system. High accuracy semi-automatic registration, integrated facial nerve monitoring, force-density based pose estimation and high level surgeon control were all integrated successfully into the hardware and software of the existing robotic system. The system is able to provide a level of safety higher than that of traditional image guidance through the incorporation of information from a variety of sensor sources and types. The registration scheme decreases the likelihood of errors during the referencing phase of the procedure by removing inter-user variability in fiducial screw localization, as well as being highly accurate and repeatable.

Integrated facial nerve monitoring provides the surgeon with feedback similar to that currently utilized within the ENT operating theater directly in the robot user interface and allows the surgeon to make decisions about the progress of the procedure based on individual experience. A live sheep study is currently underway to determine more precise relationships between facial nerve stimulation and probe position. Force based pose estimation provides a means of localizing the tool within the mastoid even in the presence of registration, calibration, navigation or other errors and can be completed quickly and accurately. Of particular interest is the accuracy of 0.39 mm at the level of the facial nerve, which can be utilized to determine if the facial nerve or other nearby anatomy is at risk.

Finally, as the robotic system does not move without surgeon input, the surgeon remains in control of the system at all times and can make the decision, based on the variety of feedback provided, whether to continue with the robotic procedure or revert to a traditional mastoidectomy.

## 5 References

- [1] S. Baron, H. Eilers, B. Munske, J. L. Toennies, R. Balachandran, R. F. Labadie and T. Ortmaier, "Percutaneous inner-ear access via an image-guide industrial robot system.," *Proceedings of Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine.*, vol. 224, no. 5, pp. 633-649, 2010.
- [2] R. Labadie, J. Noble, B. Dawant, R. Balachandran, O. Majdani and J. Fitzpatrick, "Clinical validation of percutaneous cochlear implant surgery: initial report.," *The Laryngoscope*, vol. 118, no. 6, pp. 1031-1039, 2008.
- [3] T. Klenzner, C. Ngan, F. Knapp, H. Knoop, J. Kromeier, A. Aschendorff, E. Papastathopoulos, J. Raczowsky, H. Wörn and J. Schipper, "New strategies for high precision surgery of the temporal bone using a robotic approach for cochlear implantation," *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, vol. 266, pp. 955-960, 2009.
- [4] O. Majdani, T. Rau, S. Baron, H. Eilers, C. Baier, B. Heimann, T. Ortmaier, S. Bartling, T. Lenarz and M. Leinung, "A robot-guided minimally invasive approach for cochlear implant surgery: preliminary results of a temporal bone study," *International journal of computer assisted radiology and surgery*, vol. 4, pp. 475-486, 2009.
- [5] B. Bell, N. Gerber, K. Gavaghan, C. Stieger, M. Caversaccio and S. Weber, "Computerassistierte Präzisionschirurgie am Ohr," *Automatisierungstechnik*, p. In Press, 2011.
- [6] R. F. Labadie, B. M. Davis & J. M. Fitzpatrick "Image-guided surgery: what is the accuracy?" *Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery*, vol. 13, pp. 27-31, 2005
- [7] G. Zheng, N. Gerber, D. Widmer, C. Stieger, M. Caversaccio, L.-P. Nolte, S. Weber, "Automated detection of fiducial screws from CT/DVT volume data for image-guided ENT surgery," *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, pp.2325-2328, 2010.

# EuRoSurge

## - Koordinierung des Forschungsfelds der kognitiven Roboter Chirurgie -

*L. Schreiter<sup>1</sup>, J. Raczkowsky<sup>1</sup>, H. Wörn<sup>1</sup>*

*<sup>1</sup> Karlsruher Institut für Technologie,  
Institut für Prozessrechentchnik, Automation und Robotik,  
Karlsruhe,  
Deutschland*

Kontakt: luzie.schreiter@kit.edu

### **Abstract:**

*Minimalinvasive Chirurgiesysteme mit Robotertechnologie verfolgen das Konzept der Telemanipulation. Dabei werden die Aktionen des Manipulators durch den Chirurgen gesteuert, der wiederum die Umwelt über Sensorinformationen wahrnimmt. Die heutigen Ansätze entwickeln sich jedoch hin zur informationsbasierten Chirurgie. Die Idee der Kognitiven Roboterchirurgie ist es, das System mit zusätzlichem Wissen auszustatten und hiermit den Chirurgen bei der Entscheidungsfindung zu unterstützen.*

*Hinsichtlich dieses Wandels wurde das Projekt EuRoSurge initiiert. EuRoSurge ist ein Koordinierungsprojekt und wird von der Europäischen Kommission (FP7-ICT-2011-7) gefördert. In diesem Artikel wird das Projekt mit dem Ziel neue Methoden für den Forschungsbereich der Kognitiven Roboterchirurgie zu definieren und aufzuzeigen vorgestellt.*

*Schlüsselworte: EuRoSurge, Kognitive Roboterchirurgie, Computer- und Roboterchirurgie*

## **1 Einleitung**

Weltweit finden sich Forschungsprojekte im Bereich der Computer- und Roboterassistierten Chirurgie. Derzeit zeichnet sich jedoch ein Wandel im Bereich der Computer- und Roboterassistierten Chirurgie ab. Vermehrt werden Projekte im Bereich der Kognitiven Roboterchirurgie (KRC) initiiert und gefördert (z.B. I-SUR [1], SFB 125 Cognition-Guided Surgery - Wissens- und modellbasierte Chirurgie [2]). Im Fokus der KRC steht die Entwicklung von Techniken die innerhalb eines Operationssaals zur Entscheidungsunterstützung des Chirurgen beitragen. Um diese Entwicklung voranzutreiben sind einige Barrieren zu überwinden.

So haben sich in Europa die Forschungsbereiche der Computer- und Roboterassistierten Chirurgie und der Forschungsbereich der Kognitionswissenschaft fast unabhängig voneinander entwickelt. Um den Ansatz der KRC verstärkt in den Fokus der Wissenschaft zu rücken ist es notwendig grundlegende Forschungsansätze zu identifizieren und Berührungspunkte mit der Kognitionswissenschaft zu erarbeiten. Die Aufgabe von EuRoSurge ist es, konzeptionelle Grundlagen und Methoden zu definieren die die Etablierung der KRC unterstützen können. Folgende Fragestellungen stehen dabei im Vordergrund: Wie ist es möglich das Wissen der beiden Forschungsbereiche zusammenzuführen? Wie kann eine Roboterarchitektur für ein KRC- System definiert werden? Was bedeutet Sicherheit im Kontext eines KRC-Systems? Wie kann die größtmögliche Sicherheit erzielt werden?

## **2 Etablierung der Kognitiven Roboterchirurgie**

Für den Forschungsbereich der KRC ist es wichtig, die jeweiligen Forschungseinrichtungen und Firmen in dem Bereich der Computer- und Roboterassistierten Chirurgie und in dem Bereich der Kognitionswissenschaften zu identifizieren und darauf aufbauend eine Vernetzung der jeweiligen Forschungsbereiche zu erzielen. Als Grundlage für die Vernetzung der Teilnehmer wurde eine Research Map erstellt, die die Forschungseinrichtungen und Unternehmen visualisiert. Für die Erstellung wurden initial 50 Institutionen und elf Firmen identifiziert und kontaktiert. Diese Karte stellt Basisinformationen wie Ansprechpartner, Kontaktdaten und die Webseite bereit (vgl. Abb.1). Als Basis für die Research Map wurde Google Maps ausgewählt, da es einen einfachen Zugang sowie einfache Erweiterbarkeit ermöglicht und über die Projektdauer hinaus Beständigkeit gewährleistet.

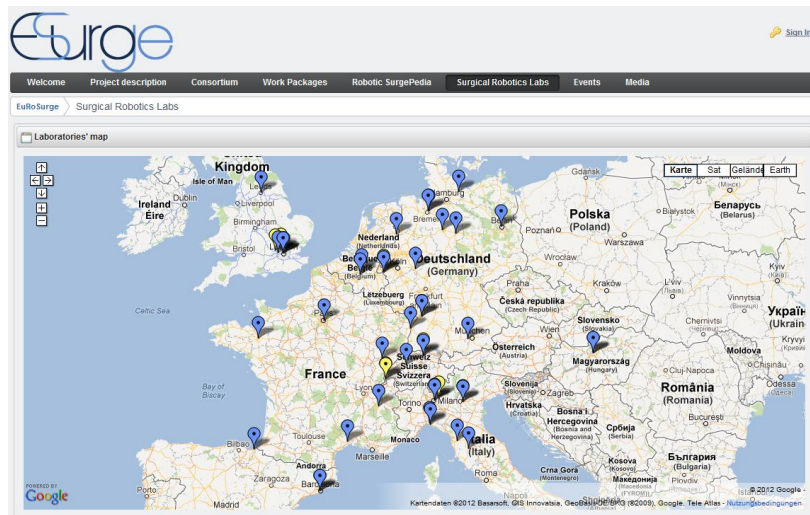


Abb. 1: Research Map auf der EuRoSurge Webseite (angepasst) [3]

Als Wissensbasis für die KRC wird die Definition eines Lexikons inklusive der dazugehörigen Taxonomie und Ontologie angestrebt. Diese beinhaltet die Definition von Objekten und symbolischen Attributen, sowie die Identifizierung ontologischer Beziehungen zwischen den einzelnen Objekten.

Für die Realisierung wurde Robotic SurgePedia[4] bereitgestellt. Robotic SurgePedia soll es dem Fachpublikum möglich machen mit anderen Experten Begriffe zu diskutieren und gemeinsame Definitionen zu erarbeiten. Robotic SurgePedia ist ein Portal, welches ein Wiki, einen Blogbereich, einen Chatbereich und ein Forum umfasst. Durch die interdisziplinäre Zusammenarbeit ist es möglich, fundamentale Begriffe im Bereich der KRC klar zu definieren. Ziel der SurgePedia ist es, eine allgemein gültige Ontologie als Wissensbasis für die KRC zu erstellen.

Für den Aufbau und vor allem für die Etablierung des Forschungsbereiches KRC ist es wichtig auch nichttechnische Hürden zu identifizieren. Hierzu gehört beispielsweise die gesellschaftliche Akzeptanz und die Identifikation einschlägiger Patente im Bereich der KRC-Systeme. EuRoSurge soll ein Bewusstsein für diese Aspekte schaffen und diese in der KRC aufzeigen. Des Weiteren werden derzeit rechtliche Fragestellungen in verschiedenen Ländern in Bezug auf KRC-

Systeme analysiert und bewertet.

### 3 Definition neuer Konzepte

Das EuRoSurge Projekt zielt auf die Entwicklung einer modularen und generischen Basisarchitektur ab. Zusätzlich zur Untersuchung von Eigenschaften wie Zuverlässigkeit, Sicherheit und Vorhersehbarkeit steht der Aspekt der Wiederverwendbarkeit für verschiedene medizinische Aufgabenstellungen im Vordergrund. Ausgehend von der Wissensbasis soll untersucht werden, wie sich eine wiederverwendbare Architektur hinsichtlich unterschiedlicher medizinischer Aufgaben verändert. Die Architektur wird in dem Framework OROCOS[5] umgesetzt, das einen größtmöglichen Grad an Determinismus bei vergleichsweise geringen Entwicklungsaufwand ermöglicht. In Bezug auf fallspezifische Anforderungen und sicherheitsrelevante Eigenschaften soll die Architektur validiert werden.

Formale Methoden unterstützen das rigorose Überprüfen dieser Eigenschaften. Hierfür ist es zunächst erforderlich ein formales Modell der Architektur zu erstellen und dieses Modell mathematisch auf spezielle sicherheitsrelevante Eigenschaften zu prüfen. Dieses Verfahren kommt bereits z.B. in der Automobilindustrie zum Einsatz. Zur Umsetzung in der KRC sollen Verifikations- und Validierungsverfahren definiert und Umsetzungsstrategien formuliert werden. Dabei steht der Sicherheitsaspekt von KRC-Systemen besonders im Mittelpunkt der Forschung. Für die konkrete Umsetzung ist ein beispielhaftes Szenario in Arbeit, anhand dessen unterschiedliche formale Methoden der Verifikation und Validierung getestet werden. Die für die KRC geeigneten Methoden werden zur Umsetzung in künftigen KRC Projekten als White Paper bereitgestellt.

### 4 Zusammenfassung

Mit Hilfe der Research Map wurde ein erster Schritt zur Konstituierung des Forschungsbereiches der KRC umgesetzt. Robotic SurgePedia und die darauf aufbauende Ontologie bilden die Basis für ein Architekturmodell eines modularen Systems. Das Modell soll anhand von formalen Methoden verifiziert und validiert werden und die Korrektheit des

Systems soll beurteilt werden. Die Ergebnisse des EuRoSurge Projektes werden als White Paper zur Verfügung gestellt werden um die Forschung künftiger Projekte in der KRC zu unterstützen.

---

Diese Arbeit wurde finanziert durch das siebte Rahmenprogramm der Europäischen Kommission innerhalb des Projekts „EuRoSurge“ unter Grant. Nr. 288233.

## 5 Referenzen

- [1] *iSur*. Available: <http://www.isur.eu/>
- [2] DFG. (2012). *DFG richtet 20 Sonderforschungsbereiche ein*. Available: [http://www.dfg.de/service/presse/pressemitteilungen/2012/pressemitteilung\\_nr\\_23/index.html](http://www.dfg.de/service/presse/pressemitteilungen/2012/pressemitteilung_nr_23/index.html)
- [3] EuRoSurge. (2012). *EuRoSurge- Surgical Robotics Labs*. Available: <http://www.eurosurge.eu/web/guest/surgical-robotics-labs>
- [4] A. Lőrincz, "Robotic Surgepedia for EuRoSurge," 2012.
- [5] H. Bruyninckx, "Open robot control software: the OROCOS project," in *Robotics and Automation, 2001. Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on*, 2001, pp. 2523-2528 vol.3.

# **Das Graduiertenkolleg 1126 „Entwicklung neuer computerbasierter Methoden für den Arbeitsplatz der Zukunft in der Weichteilchirurgie“**

*F. Nickel, H.G.Kennigott, C. Grünwald, B.P. Müller-Stich*

*Universitätsklinikum Heidelberg, Allgemein-, Viszeral- und Transplantationschirurgie, Heidelberg, Germany*

Ziel dieses Graduiertenkollegs ist die interdisziplinäre Erarbeitung und klinische Einführung neuer computergestützter Verfahren in der Weichteilchirurgie. Möglichkeiten der Operationsplanung, der interaktiven Bildgebung, der Telemanipulation, der Robotik und der Navigation führen zu tiefgreifenden Veränderungen des chirurgischen Arbeitsplatzes und werden längerfristig auch das Leistungsprofil von Chirurgen verändern. Während computerbasierte Verfahren bereits Einzug in klinische Fachgebiete wie Neurochirurgie und orthopädische Chirurgie gehalten haben, ist die Weichteilchirurgie bislang von dieser Entwicklung weitgehend ausgenommen. Erst in den letzten Jahren wandten sich internationale Forschergruppen dem Bereich der Weichteilnavigation, der Planung von Weichgewebeeingriffen sowie der Einbindung von Telemanipulatoren in die Weichteilchirurgie zu. Die breite Nutzung innovativer Operationsstrategien erfordert einen neu konzipierten chirurgischen Arbeitsplatz, wo die essentielle Verzahnung von Chirurgie und Medizintechnik adäquat berücksichtigt wird und der Verantwortung für die technologischen und chirurgischen Aspekte der Therapie professionell Rechnung getragen wird.

Das Graduiertenkolleg 1126: "Entwicklung neuer computerbasierter Methoden für den Arbeitsplatz der Zukunft in der Weichteilchirurgie" (GRK 1126) ist eine interdisziplinäre Kooperation der Universität Heidelberg mit dem Karlsruher Institut für Technologie (KIT) und dem Deutschen Krebsforschungszentrum (DKFZ) Heidelberg. Aufbauend auf bestehenden Kooperationen befasst sich das Graduiertenkolleg 1126 seit 2005 mit unterschiedlichen medizintechnischen Fragestellungen der Weichteilchirurgie. In enger Kooperation erforschen unsere Ingenieure, Informatiker, Physiker und Mediziner neue Methoden für den chirurgischen Arbeitsplatz der Zukunft. Hierfür bearbeiten Doktoranden der Medizin und Technik in interdisziplinären Zweier-Teams innovative Projekte aus den Gebieten Planung, Navigation, Telemanipulation und Schnittstelle Mensch-Maschine. Unser Graduiertenkolleg wird überwiegend aus Mitteln der DFG (Deutsche Forschungsgemeinschaft) finanziert und ist inzwischen in der zweiten Förderphase. Zusätzlich wird ein spezieller Fokus auf die Vermittlung von im Berufsleben unverzichtbaren Schlüsselkompetenzen gelegt. Sprecher des Graduiertenkollegs ist Professor Markus W. Bächler, Ärztlicher Direktor der Klinik für Allgemein-, Viszeral- und Transplantationschirurgie des Universitätsklinikums Heidelberg, stellvertretender Sprecher ist Prof. Dr.-Ing. Heinz Wörn, Institut für Prozessrechentchnik, Automation und Robotik am KIT, Wissenschaftlicher Leiter des GRK ist PD Dr. Beat Müller, Leiter der Sektion Minimal Invasive Chirurgie am Universitätsklinikum Heidelberg.

# Markerlose Navigation für perkutane Nadelinsertionen

A. Seitel<sup>1</sup>, M. Servatius<sup>2</sup>, A.M. Franz<sup>1</sup>, N. Bellemann<sup>2</sup>, M. Engel<sup>1</sup>, K. Yung<sup>1</sup>, T. Kilgus<sup>1</sup>, C.M. Sommer<sup>2</sup>, B. Radeleff<sup>2</sup>,  
H.-P. Meinzer<sup>1</sup>, L. Maier-Hein<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Deutsches Krebsforschungszentrum, Abteilung Medizinische und Biologische Informatik, Heidelberg, Deutschland

<sup>2</sup> Universität Heidelberg, Abteilung Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Heidelberg, Deutschland

Kontakt: a.seitel@dkfz-heidelberg.de

## Abstract:

Perkutane Nadelinsertionen werden immer häufiger zu Diagnose oder Therapie Zwecken eingesetzt. Die Herausforderungen hierbei sind eine effektive Planung von sicheren Zugangswegen, die Übertragung dieser Planungsdaten auf den Patienten, sowie die möglichst genaue Nadelinsertion. Existierende Navigationssysteme für minimal-invasive Nadelinsertionen basieren oft auf Markern zur Registrierung und Bewegungserfassung. Somit wird der bisherige klinische Workflow durch Verwendung zusätzlicher Hardware und speziell angefertigter Instrumente drastisch verändert. Wir stellen das erste Navigationssystem für perkutane Nadelinsertionen vor, das automatisch geeignete Zugangswege bestimmt, ohne zusätzliche Marker auskommt und sowohl Registrierung als auch Navigation mit einer einzigen Modalität ohne weitere zusätzliche Hardware ermöglicht. In einer ersten Phantomevaluation konnte eine Genauigkeit im Bereich von 7 mm ermittelt werden. Das einfache Setup sowie die vergleichsweise geringen Hardware-Kosten unterstreichen das klinische Potential.

Schlüsselworte: Markerlose Navigation, Time-of-Flight Kamera, Automatische Zugangsplanung, Nadelinsertionen

## 1 Problem

Minimal-invasive Verfahren gewinnen zunehmend an Bedeutung bei der Behandlung von Tumorerkrankungen im Abdominalraum. Weit verbreitet sind perkutane Nadelinsertionen, die z.B. bei Biopsien oder Radiofrequenzablationen zum Einsatz kommen. Hierbei wird ein nadelförmiges Instrument durch die Haut zur Zielstruktur innerhalb des Körpers geführt. Das sichere Abschließen dieser Intervention hängt stark von der Fähigkeit des behandelnden Arztes ab, die Nadel exakt entlang des definierten Zugangsweges einzubringen. Zahlreiche computer-basierte Navigationsansätze zur Unterstützung des Eingriffs wurden bereits vorgestellt [1], konnten jedoch bislang keine weite Verbreitung in der klinischen Routine finden, da sie zur Erfassung von Instrumenten- und Patientenposition auf markerbasierte Lokalisationsansätze angewiesen sind, welche den Hardware-Aufwand und somit die Komplexität des Eingriffs deutlich erhöhen. Somit kann deren Nutzen für den Patienten den zusätzlichen Hardware-Aufwand sowie die zusätzlichen Kosten nicht rechtfertigen. Diese Arbeit stellt einen Navigationsansatz vor, welcher durch Verbesserung und Vereinfachung des Navigationsworkflows den Nutzen für den Patienten weiter erhöhen soll. Hierbei wird lediglich eine einzige Modalität sowohl für die Lokalisierung des Patienten als auch für die Zielführung der Nadel verwendet. Der Ansatz spannt den Bogen einer gesamten derartigen Intervention von der Zugangsplanung bis hin zur Nadelinsertion und erlaubt eine einfache Integration in den klinischen Workflow.

## 2 Methoden

Abbildung 1 zeigt schematisch den Ablauf des entwickelten markerlosen Nadelnavigationsansatzes, dessen Hauptkomponenten sowie dessen Evaluation im Folgenden detaillierter beschrieben werden.

### Navigationssystem

#### Zugangsplanung

Die automatische Zugangsplanung berechnet einen Trajektorienvorschlag, welcher die bezüglich vorher bestimmter Kriterien (wie z.B. die Trajektorienlänge oder deren Abstand zu Risikostrukturen) am besten geeigneten Zugangswege enthält. Ausgehend von Segmentierungen der einzelnen Strukturen wird hierbei anhand definierter Bedingungen (sogenannter *hard constraints*), wie z.B. der Nadellänge, zunächst eine Einstichszone auf der Hautoberfläche berechnet, wel-

che alle Einstichpunkte enthält, die keine dieser Bedingungen verletzen. Diese werden dann mittels der *soft constraints* bewertet und entsprechend der Gewichtung der einzelnen constraints (z.B. der Distanz zu kritischen Strukturen) farblich markiert, um dem Arzt somit eine Entscheidungshilfe für die Trajektorienauswahl zu geben. Insbesondere wurde in dieser Arbeit auch erstmals eine Planung ermöglicht, die unabhängig von manuellen Priorisierungen dieser *soft constraints* mögliche Zugangswege unter Verwendung der sogenannten Pareto-Optimierung vorschlägt [2].

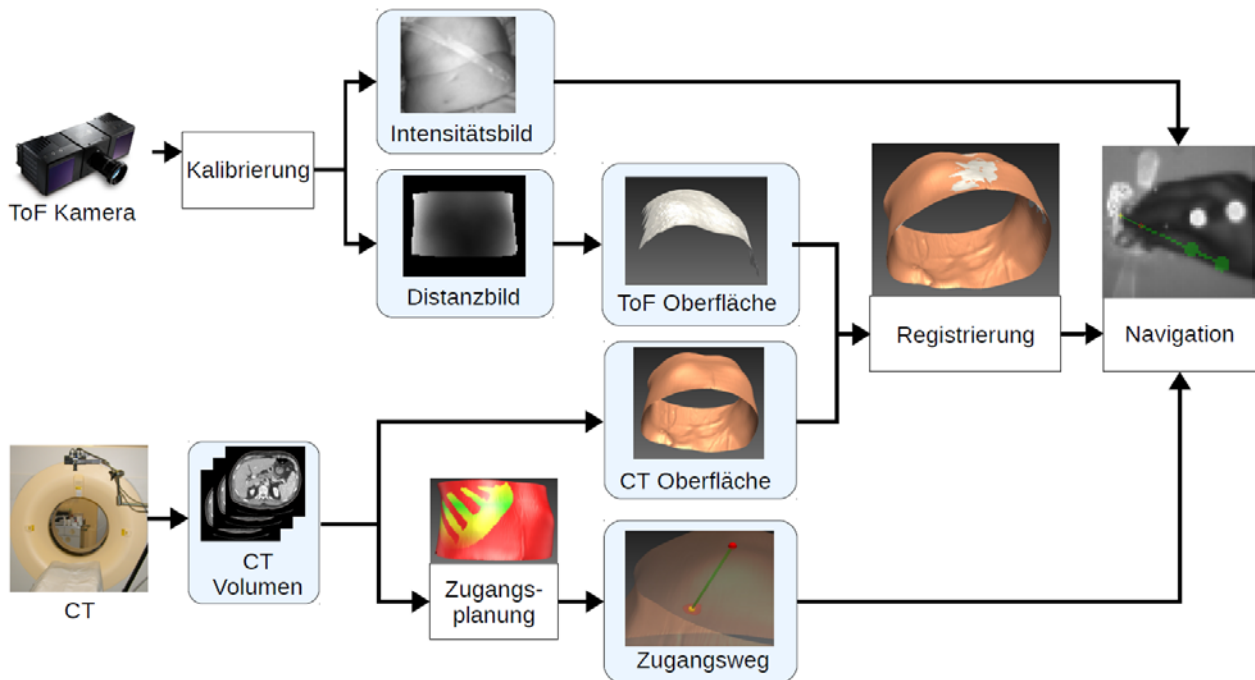


Abb. 1: Workflow der markerlosen Nadelnavigation. Ausgehend von präoperativen CT- Planungsdaten wird mit einer automatischen Zugangsplanung ein geeigneter Zugangsweg ermittelt. Dieser wird während der Intervention auf den Patienten übertragen indem mittels der Time-of-Flight (ToF)-Kamera aufgenommene Oberflächendaten mit den Oberflächendaten extrahiert aus dem präoperativen CT-Bild registriert werden. Die eigentliche Zielführung erfolgt schließlich durch Einblendung von Navigationsinformationen im Intensitätsbild der ToF Kamera.

#### *Intraoperative Datenerfassung*

Während der Intervention kommt erstmals eine Time-of-Flight (ToF) Kamera zum Einsatz. Sie erlaubt die Akquisition von korrespondierenden Distanz- und Intensitätsbildern und kann somit sowohl für die Übertragung des Zugangsweges auf den Patienten als auch für die Visualisierung von Navigationsinformationen verwendet werden. Nach Vorverarbeitung der Distanzdaten werden diese in eine Oberflächenrepräsentation überführt, welche für die oberflächenbasierte Registrierung mit den Planungsdaten verwendet wird.

#### *Markerlose Navigation*

Die Navigationsunterstützung erfolgt unter Verwendung der Intensitätsinformationen der ToF Kamera (siehe Abb. 2). Ein Oberflächenmodell der verwendeten Insertionsnadel wird, im Koordinatensystem der ToF-Kamera, virtuell auf den geplanten Einstichpunkt platziert und entlang der Trajektorie ausgerichtet. Unter Verwendung der intrinsischen Kameraparameter wird diese Oberfläche, sowie der geplante Zugangsweg in das Intensitätsbild der ToF Kamera zurückprojiziert und dient dort der Zielführung. Zur *Nadelausrichtung* wird das im Intensitätsbild sichtbare Instrument mit der überlagerten Projektion in Übereinstimmung gebracht. Für die *Nadelinsertion* wird das Nadelmodell sowie dessen Projektion entlang des Zugangsweges an den Zielpunkt verschoben. Eine Führungsvorrichtung kann verwendet werden, um den eingeschlagenen Einstichswinkel beizubehalten.



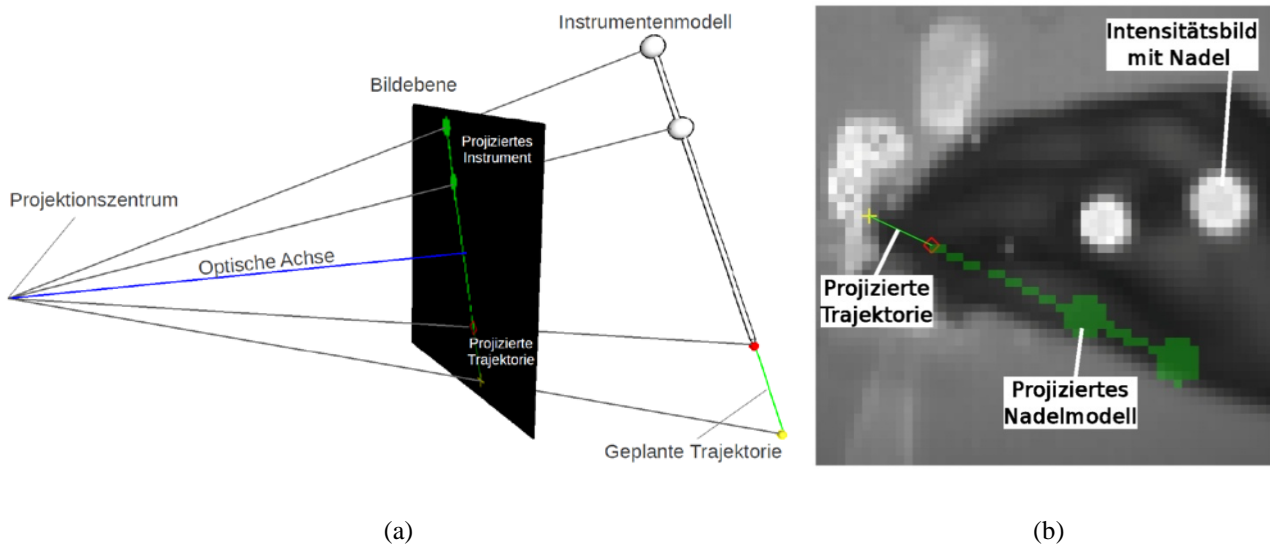


Abb. 2: Visualisierung für die navigierte Nadelinsertion. (a) Das virtuelle Instrumentenmodell wird entlang der Trajektorie ausgerichtet und in die Bildebene zurückprojiziert. (b) Die Projektion wird dem Intensitätsbild überlagert und dient dort zur Zielführung.

## Evaluation

Das entwickelte Navigationssystem wurde in einer Phantomevaluation im klinischen Workflow evaluiert. Als ToF Kamera kam der CamCube 3.0 (PMDTechnologies GmbH, Siegen) zum Einsatz, dessen Tiefendaten sowohl mit dem in [3] beschriebenen merkmalerhaltenden Glättungsfilter als auch dem in [4] vorgestellten Kalibrierungsansatz vorverarbeitet wurden. Für die Oberflächenregistrierung wurde der Iterative Closest Point (ICP) Algorithmus mit manueller, punktbasierter Initialisierung verwendet. 10 künstliche Ziele wurden in unterschiedlichen Tiefen im Phantom platziert und mit Hilfe des Systems punktiert. Nach jeder erfolgten Nadelinsertion wurde ein CT-Bild zur Kontrolle akquiriert. Der Gesamtfehler wurde dort als Euklidischer Abstand zwischen der Zielposition und der Nadelspitze bestimmt. Zusätzlich wurde die automatische Zugangsplanung in einer retrospektiven Studie an zehn klinischen Datensätzen bei denen nach der Nadelinsertion Komplikationen auftraten evaluiert.

## 3 Ergebnisse

Die Gesamtgenauigkeit des Navigationssystem konnte mit einem Median von 6.9 mm (Mittelwert:  $8.1 \pm 4.9$  mm) bestimmt werden. Der Fehleranteil (vgl. Fehlerdefinition in [5]) entlang der Nadelachse war hierbei mit einem Median von 0.9 mm (Mittelwert:  $2.6 \pm 2.8$  mm) kleiner als derjenige in laterale Richtung (6.0 mm (Mittelwert:  $7.3 \pm 4.7$  mm)). Die automatische Zugangsplanung konnte in der retrospektiven Studie in sechs Fällen die gewählten Trajektorien als ungeeignet und in den verbleibenden vier Fällen als schlecht bewertet erkennen. Der generierte Trajektorienvorschlag wurde von erfahrenen interventionellen Radiologen durchgehend als sicher und medizinisch sinnvoll bewertet (Für Details siehe auch [2]).

## 4 Diskussion

Das vorgestellte Navigationssystem für perkutane Nadelinsertionen ist unserem Wissen nach das erste derartige System, das mit nur einer Modalität für sowohl Registrierung als auch Navigation auskommt. Zusammen mit der automatischen Zugangsplanung umfasst das System den gesamten Bogen von der Planung bis hin zur eigentlichen Nadelinsertion. In einer Machbarkeitsstudie konnte eine Genauigkeit im Bereich von 7 mm erreicht werden.

Der noch relativ hohe Fehler insbesondere in lateraler Richtung ist zum Großteil durch die in den ToF-Bilddaten noch stark vorhandenen systematischen Fehler begründet. Es bedarf dahin weiterhin einer Verbesserung der Tiefendaten z.B. durch speziell angepasste Kalibrierungsverfahren. Zusätzlich gilt es zu untersuchen inwieweit andere 3D Bildgebungsmodalitäten (z.B. die Kinect Kamera von Microsoft®) genauere Tiefeninformationen und somit eine verbesserte Insertionsgenauigkeit liefern können.

In weiteren Studien soll zudem untersucht werden, wie der gesamte Navigationsansatz in nicht-rigiden Szenarien abschneidet und ob eine Atembewegungskompensation geschätzt aus der Hautoberflächenbewegung (z.B. wie in [6]) akzeptable Ergebnisse liefert.

Das entwickelte Navigationskonzept zeigt nichtsdestotrotz klare Vorteile gegenüber dem konventionellen sowie bisherigen Navigationsansätzen. Insbesondere konnten die Zugangsplanung verbessert und die zusätzlichen Kosten sowie die zusätzliche Komplexität der Hardware verringert werden. Somit wird eine einfache Integration in den klinischen Workflow ermöglicht, was für die Etablierung derartiger Navigationssysteme in der klinischen Routine unabdingbar ist.

## 5 Danksagung

Die vorliegende Arbeit ist im Rahmen des Graduiertenkollegs 1126 „Intelligente Chirurgie“ gefördert von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) entstanden. Die Software für dieses Projekt wurde im open-source Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK) entwickelt.

## 6 Referenzen

- [1] Wood BJ, Kruecker J, Abi-Jaoudeh N, Locklin JK, Levy E, Xu S, et al. Navigation systems for ablation. *J Vasc Interv Radiol.*;21(8 Suppl):257-263, 2010
- [2] Seitel A, Engel M, Sommer CM, Radeleff BA, Essert-Villard C, Baegert C, Fangerau M, Fritzsche KH, Yung K, Meinzer HP, Maier-Hein L. Computer-assisted trajectory planning for percutaneous needle insertions. *Med Phys*, 38(6):3246–3259, 2011.
- [3] Seitel A, dos Santos T, Mersmann S, Penne J, Groch A, Yung K, Tetzlaff R, Meinzer HP, and Maier-Hein L. Adaptive bilateral filter for image denoising and its application to in-vitro Time-of-Flight data. In K. H. Wong and D. R. H. III, editors, *SPIE Medical Imaging: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*, volume 796423, Orlando (USA), 2011.
- [4] Fuchs S, Hirzinger G. Extrinsic and Depth Calibration of ToF-cameras. In: *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*; 2008.
- [5] Widmann G, Stoffner R, Sieb M, Bale R. Target registration and target positioning errors in computer-assisted neurosurgery: proposal for a standardized reporting of error assessment. *Int J Med Robot*, 5(4):355–365, 2009
- [6] Hostettler A, Nicolau SA, Soler L, Rmond Y, Marescaux J: A real-time predictive simulation of abdominal organ positions induced by free breathing. In: *Biomedical Simulation*. Volume 5104 of *Lecture Notes in Computer Science*. pp 89-97, 2008

# Computer-Assistierte Leberpunktionen mit elektromagnetischem Tracking – Einsatz unter Vermeidung von Störeinflüssen

Mark Servatius<sup>1</sup>, Alfred Franz<sup>2</sup>, Nadine Bellemann<sup>1</sup>, Boris Radeff<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Abteilung Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Uniklinikum Heidelberg;

<sup>2</sup> Abteilung Medizinische und Biologische Informatik, DKFZ Heidelberg

Kontakt: mark.servatius86@gmx.de

## Abstract:

*Komplexe Punktionseingriffe in der Leber werden heutzutage CT-gesteuert durchgeführt. Vorangegangene Forschungsarbeiten zeigten einen hohen Nutzen computer-assistierter Systeme, die mit optischem Tracking arbeiten. Derartige Systeme konnten sich nicht im klinischen Alltag durchsetzen, unter anderem wegen der benötigten direkten Sichtlinie. Um zu untersuchen, ob EM Tracking für präzise Leberpunktionen geeignet ist, wurden fünf Punktionen durchgeführt. Als Zielstrukturen dienten 5 Agarnötchen in einer explantierten Schweineleber in einem Atembewegungssimulator.*

*Die Kontroll-CTs zeigten eine vielversprechende Positionierung der Nadeln bei einem mittleren Fehler von  $6,1 \pm 1,8$  mm. Das System muss für eine Integration in den klinischen Workflow weiter evaluiert werden. Daher planen wir weitere Experimente unter Verwendung eines neuen EM Feldgenerators, der das EM Feld nach unten abschirmt und somit genaue Punktionen auf der CT-Liege ermöglichen könnte.*

Schlüsselworte: elektromagnetisches Tracking, navigierte Punktion, CT-gesteuerte Punktion, Lebermalignome, Leber

## 1 Problem

Bei vielen Erkrankungen der Leber müssen Strukturen in der Leber punktiert werden. Beispiele für solche Punktionen sind Biopsien bei verschiedenen Tumorentitäten, die entnommen werden, um eine genaue Diagnose durch eine histologische Aufarbeitung stellen zu können. Hieraus können individuelle Therapiestrategien erstellt werden. Außerdem kann in Vorbereitung auf eine Leberteilresektion, bei Patienten mit initial nur unzureichendem Restlebertumoren, eine Pfortaderembolisation angestrebt werden. Hierbei ist die genaue Punktion der Pfortader sehr wichtig, um einen Zugang zum Gefäßsystem zu erhalten. Eine weitere Anwendung von zielgerichteter Punktion stellen verschiedenen Ablationseingriffe dar, mit Hilfe derer Tumoren lokal therapiert werden können. [1,2]

Bisher werden diese komplexen Eingriffe unter manueller CT-Führung durchgeführt. Dies hat jedoch den erheblichen Nachteil einer hohen Strahlenbelastung, da die korrekte Lage der Instrumente mehrmals kontrolliert werden muss. Außerdem birgt die manuelle, ungeführte Positionierung der Instrumente eine erhöhte Gefahr für Ungenauigkeiten und somit ein höheres Komplikationsrisiko. Ein weiteres Problem ist die fehlende Möglichkeit der Kompensation von Bewegungen der Zielstruktur, die unter anderem durch die Atmung verursacht werden.

Einen vielversprechenden Ansatz zur Lösung dieser Probleme stellen computer-assistierte Systeme dar. Derartige Systeme wurden von verschiedenen Gruppen vorgestellt und zeigten einen hohen Nutzen durch verminderte Strahlenbelastung, geringere Dauer und höherer Genauigkeit des Eingriffs. [3] In einer Vorarbeit dieser Studie wurde ein derartiges Navigationssystem entwickelt und getestet, das mit optischer Instrumentenlokalisierung (Tracking) arbeitet. [4,5] Allerdings ist bei optischen Systemen eine direkte Sichtlinie zu den Instrumenten notwendig, was eine Integration in den klinischen Workflow erschwert. Die Technik elektromagnetisches (EM) Tracking ermöglicht hingegen die Lokalisation medizinischer Instrumente ohne dabei eine freie Sichtlinie zu benötigen.

Der Einsatz von EM Tracking für computer-assistierte Eingriffe wurde bereits in zahlreichen Studien untersucht [6,7,8]. Allerdings zeigte sich dabei eine erhöhte Anfälligkeit des EM Felds durch metallische Objekte in der Umgebung, wie z.B. der Patientenliege bei einem CT-geführten Eingriff [9,10]. Diese Störeinflüsse führen zu hohen Genauigkeitseinbußen während Eingriffs im Vergleich zu optischem Tracking.

Das Ziel dieser Arbeit ist daher in einem ersten Schritt zu untersuchen, ob EM Tracking überhaupt für präzise navigierte Punktionen verwendbar ist. Dazu sollten Punktionsversuche unter Vermeidung von Störeinflüssen durchgeführt werden.

## 2 Methoden

Für unsere Versuche verwendeten wir ein Navigationssystem, das bisher auf optischem Tracking basierte und in verschiedenen Studien evaluiert wurde. [4,5] Es zeigte sich dabei eine hohe Punktionsgenauigkeit bei verminderter Strahlenbelastung. [4,5] Für diese Studie wurde das bisher verwendete optische Trackingsystem durch das EM-Trackingsystem Aurora® von NDI (Northern Digital Inc., Ontario, Kanada) ersetzt.

Der Ablauf einer navigierten Punktion mit Navigation gestaltet sich wie folgt: (1) Einbringen von nadelförmigen Navigationshilfen in das Zielorgan, (2) Durchführung eines Planungs-CTs, (3) Planung des Zugangspfads anhand des Planungs-CTs, (4) Bild-zu-Patient-Registrierung mit Hilfe der beiden Navigationshilfen, die sowohl im CT-Bild als auch im EM Feld des Trackingsystems erkannt werden, (5) navigiertes Einbringen der Punktionsnadel mit Hilfe eines speziellen Visualisierungskonzepts. [4,5]

Bei unserem Versuch wurden künstlich platzierte, mit Kontrastmittel versetzte Agarknötchen in einer Leber als Zielstrukturen verwendet. Bei der Leber handelte es sich um eine explantierte Schweineleber. Das noch flüssige, mit Kontrastmittel angereicherte Agar-Agar wurde in eine Spritze aufgezogen und in 5 Knötchen mit einer Menge von je 2ml Agar-Agar innerhalb der Leber verteilt.

Die präparierte Leber wurde in einem Bewegungssimulator (siehe Abbildung 1) befestigt, der das Abdomen des Patienten darstellen soll. Mit diesem Bewegungssimulator wurden Atembewegungen der Leber simuliert und somit Lageveränderungen der Leber im Vergleich zum Planungs-CT künstlich hergestellt. Die Punktion selbst wurde in Atemstillstand, so wie im klinischen Alltag üblich, durchgeführt. Dies geschah in voll expirierter Stellung, da dies die Grundstellung des Bewegungssimulators ist. [11]

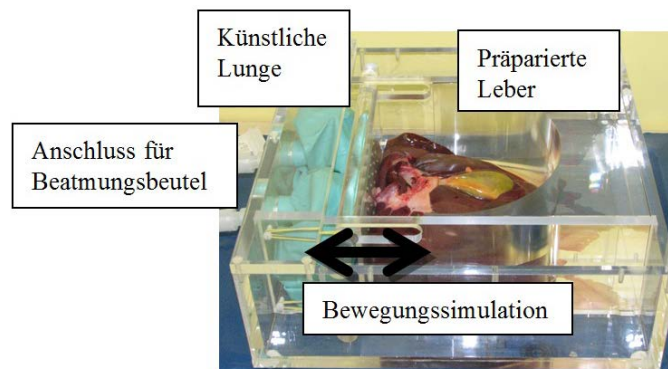


Abbildung 1: Bewegungssimulator mit präparierter Leber

Der Bewegungssimulator wurde für den Punktionsvorgang von der metallischen CT-Liege auf einen nicht-metallischen Tisch umgelagert. Nach der Umlagerung des Bewegungssimulators wurden die Punktionen jeweils im oben beschriebenen Ablauf mit dem Navigationssystem durchgeführt.

In einem ersten Versuchsdurchlauf wurden vom Untersucher zwei Ziele angesteuert, wobei die Nadeln jeweils in der Leber verblieben, um danach ein Kontroll-CT fahren zu können. An Hand des Kontroll-CTs wurde der Erfolg der Punktion beurteilt.

Im zweiten Versuchslauf wurden drei Punktionen durchgeführt, wobei ebenfalls drei Nadeln an Ort und Stelle gelassen wurden, um danach ein Kontroll-CT anzufertigen.

In den Kontroll-CTs wurden zwei Arten von Fehlern bestimmt. Der Benutzerfehler zeigt an, welcher Fehler durch den Untersucher verursacht wurde und wird vom Navigationssystem selbstständig ermittelt. Der Benutzerfehler stellt die Entfernung der Nadelspitze zum vom System berechneten Zielpunkt dar.

Der Fehler des Gesamtsystems wird anhand des angefertigten Kontroll-CTs bestimmt. Hierzu wird der Abstand der Nadelspitze zur zum Mittelpunkt der Zielstruktur gemessen. Als Mittelpunkt wurde hier, wie bereits bei der Pfadplanung zur Zielbestimmung, der Schnittpunkt der zwei Hauptachsen in der CT-Schicht mit dem größten Anteil der Läsion verwendet. Des Weiteren wurde die Pfadtiefe zu den jeweiligen Zielstrukturen ermittelt. Der Zeitfaktor im klinischen Alltag nimmt eine enorm wichtige Stellung ein, daher wurde während den Versuchen auch die Dauer der Eingriffe gemessen.

## 3 Ergebnisse

Benutzerfehler, Gesamtfehler und Pfadtiefe sind in Tabelle 1 aufgeführt. Der Benutzerfehler weist einen Wert von  $3,3 \pm 1,8$  mm auf. Der Gesamtfehler zeigt im Mittel eine Entfernung von  $6,1 \pm 1,8$  mm von der Nadelspitze zum Mittelpunkt der Zielstruktur. Die Pfadtiefe betrug im Durchschnitt  $129,4 \pm 12,0$  mm.

Zielstruktur	Benutzerfehler	Gesamtfehler	Pfadtiefe
T1	2,7	5,6	127,6
T2	5,7	8,8	148,7
T3	1,1	4,6	129,9
T4	2,8	4,5	125,2
T5	4,4	6,9	115,9

Tabelle 1: Fehlertypen und Pfadtiefen

Abbildung 2) zeigt Ausschnitte aus den Kontroll-CTs, auf denen die Nadelspitze und die Zielstruktur hervorgehoben sind. Auf diesen Bildern kann man durch die Lage der Nadel zum jeweiligen Zielpunkt erkennen, dass die Zielstruktur T1, T2, T3 und T4 getroffen wurden, T5 allerdings knapp verfehlt wurde.

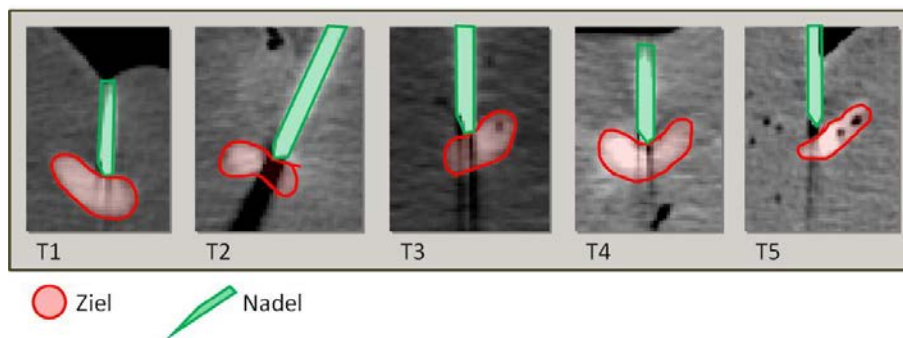


Abbildung 2: Ausschnitte aus Kontroll-CTs der Zielstrukturen T1-T5

Die Registrierung dauerte im Mittel  $0,8 \pm 0,7$  Minuten. Nach weiteren  $1,7 \pm 0,8$  Minuten im Mittel war die Pfadplanung abgeschlossen und wiederum  $0,8 \pm 0,6$  Minuten im Mittel später wurde das Tracking begonnen. Die Punktion dauerte im Mittel  $1,2 \pm 0,3$  Minuten. Ein kompletter Durchlauf mit dem Navigationssystem dauerte im Mittel  $4,4 \pm 1,2$  Minuten.

## 4 Diskussion

Die Ergebnisse unserer Versuche zeigen sich, wie in Abbildung 2 zu sehen, als vielversprechend. Die Zielstrukturen wurden in den ersten vier Punktionsversuchen getroffen, die letzte Zielstruktur wurde knapp verfehlt. Die Dauer der Durchführung ist mit durchschnittlich 4,4 Minuten vom Beginn der Registrierung bis zum Ende der Punktion vergleichbar mit der manuellen, CT-gesteuerten Punktion. Es ist allerdings zu erwähnen, dass im Fall der navigierten Punktion für das Einbringen der Navigationshilfen zusätzlich Zeit eingeplant werden muss [3]. Des Weiteren ist die Dauer der Untersuchung abhängig von Läsionseigenschaften, wie Tiefe, Größe und Lage, und Eigenschaften des Patienten. [12]

Der Gesamtfehler unseres verwendeten Navigationssystems von  $6,1 \pm 1,8$  mm ist im Vergleich zu den Ergebnissen einer ähnlichen Versuchsreihe mit optischem Tracking von Maier-Hein et al. [13] (Gesamtfehler  $3,5 \pm 1,1$  mm,  $N=20$ ) zwar erhöht, aber weist aber dennoch eine Genauigkeit im einstelligen Millimeterbereich auf. Neben Genauigkeitseinbußen durch den Einsatz des EM Trackingsystems, die aufgetreten sein könnten obwohl auf die Vermeidung von Störeinflüssen geachtet wurde, kommen hierfür weitere Gründe in Betracht, die im Folgenden erläutert werden.

Man kann an den Ausschnitten aus den Kontroll-CTs erkennen, dass sich die Nadelspitze bei keiner Zielstruktur in deren Zentrum befindet. Dies könnte dadurch entstanden sein, dass die Leber beim Punktieren zusammengedrückt wurde und sich somit der eigentliche Zielpunkt vom festgelegten Zielpunkt wegbewegte.

Des Weiteren weisen die Punktionen T2 und T5 einen hohen Benutzerfehler auf, der erwartungsgemäß mit einem hohen Gesamtfehler einhergeht. Eine Ursache für den erhöhten Benutzerfehler ist möglicherweise das Abrutschen an der Leberkapsel.

Wir gehen jedoch davon aus, dass wir diese Probleme in künftigen Versuchen beheben können und betrachten daher den Einsatz von EM Tracking auch für präzise Punktionen als vielversprechende Möglichkeit. Hinzu kommt, dass von der Firma NDI ein neuer Feldgenerator, bezeichnet als Tabletop Feldgenerator [9], vorgestellt wurde. Dieser schirmt das EM Feld nach unten hin gegen Störungen ab und ermöglicht daher ein genaues Tracking auf der CT Liege, wie bei CT-

geführten Eingriffen benötigt. [9] Daher planen wir in einem zweiten Schritt weitere Experimente in einer höheren Fallzahl unter Verwendung des Tabletop Feldgenerators.

### **Danksagung**

Die vorliegende Arbeit wurde unterstützt von der Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG) im Rahmen des Graduiertenkolleg (GRK) 1126.

## **5 Referenzen**

- [1] Radeleff, B. A. et al.: Transarterial ablation of hepatocellular carcinoma. Status and developments. *Radiologe*. 2012 Jan;52(1):44-55.
- [2] Bellemann, N et al.: Portal Vein Embolization Using a Histoacryl/Lipiodol Mixture before Right Liver Resection. *Dig Surg*. 2012 Jul 12;29(3):236-242
- [3] Wood, B. J. et al.: Navigation systems for ablation. Elsevier: Munich, *Journal of vascular and interventional radiology JVIR*, 2010, 21/8, pp. 257-263
- [4] Maier-Hein, L. et al.: In vivo accuracy assessment of a needle-based navigation system for CT-guided radiofrequency ablation of the liver. *American Association of Physicists in Medicine: Maryland, Medical Physics*, 2008, 35/12, pp. 5385-5396
- [5] Mueller, S. A. et al.: Navigated Liver Biopsy Using a Novel Soft Tissue Navigation System versus CT-guided Liver Biopsy in a Porcine Model: A Prospective Randomized Trial. Elsevier: Munich, *Academic Radiology*, 2012, 17/10, pp. 1282-1287
- [6] Krücker, J. et al: Electromagnetic Tracking for Thermal Ablation and Biopsy Guidance: Clinical Evaluation of Spatial Accuracy. *Journal of vascular and interventional Radiology: JVIR*, 2007 Sep;18(9):1141-50
- [7] Banovac, F. et al.: Radiofrequency ablation of lung tumors in swine assisted by a navigation device with pre-procedural volumetric planning. Elsevier: Munich, *Journal of vascular and interventional radiology*, 2010, 21/1, pp. 122-109
- [8] Nagel, M. et al.: A Navigation System for Minimally Invasive CT-Guided Interventions. Springer: Berlin, *Proceedings of the 8th international conference on Medical image computing and computer-assisted intervention MICCAI*, 2005, 3750, pp. 33-40
- [9] Maier-Hein, L. et al.: Standardized assessment of new electromagnetic field generators in an interventional radiology setting. *American Association of Physicists in Medicine: Maryland, Medical Physics* 2012 Jun; 39(6): 3424-34.
- [10] Yaniv, Z. et al.: Electromagnetic tracking in the clinical environment. *American Association of Physicists in Medicine: Maryland, Medical Physics*, 2009, 36/3, pp. 876-892
- [11] Maier-Hein, L. et al.: Respiratory motion compensation for CT-guided interventions in the liver. *International Society for Computer Aided Surgery: New York, Computer Aided Surgery*, 2008, 13/3, pp. 125-138
- [12] Jianhai Li et al.: CT-guided liver biopsy: correlation of procedure time and radiation dose with patient size, weight, and lesion volume and depth. *Clinical Imaging*, Volume 34, Issue4, July–August 2010, Pages 263–268
- [13] Maier-Hein, L. et al.: Precision Targeting of Liver Lesions with a Needle-Based Soft Tissue Navigation System, Springer: Berlin, *Proceedings of the 8th international conference on Medical image computing and computer-assisted intervention MICCAI*, 2007, 4792, pp. 42-49

# GPU-basierte Verarbeitung von hochaufgelösten Videodaten zur Navigation in der laparoskopischen Prostatektomie

M. Müller<sup>1</sup>, A. Seitel<sup>1</sup>, M. Baumhauer<sup>1</sup>, A. Jalal<sup>3</sup>, D. Teber<sup>3</sup>, J. Rassweiler<sup>2</sup>, H.P. Meinzer<sup>1</sup> und Lena Maier-Hein<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Abteilung für Medizinische und Biologische Informatik,  
Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg

<sup>2</sup>Urologische Klinik des SLK-Klinikums am Gesundbrunnen Heilbronn

<sup>3</sup>Universitätsklinik Heidelberg

Kontakt: michael.mueller@dkfz-heidelberg.de

## Abstract:

*In der medizinischen Bildverarbeitung müssen immer größere Datenmengen verarbeitet werden, während die Echtzeitfähigkeit der eingesetzten Systeme mitunter eine entscheidende Rolle spielt. Um diesen Anforderungen gerecht zu werden, werden zunehmend Grafikkarten-Prozessoren (GPU, graphics processing unit) eingesetzt, die aufgrund ihrer Architektur prädestiniert sind, um parallele Rechenschritte auf großen Datensätzen durchzuführen. Insbesondere für minimal-invasive, laparoskopische Eingriffen, in denen eine Echtzeitanzeige der Videobildaten unabdingbar ist, birgt eine GPU-basierte Datenverarbeitung großes Potential. In diesem Beitrag stellen wir die GPU-basierte Optimierung von Algorithmen vor, welche innerhalb eines Navigationssystems für die laparoskopische Entfernung der Prostata zum Einsatz kommen. Für die Verarbeitung der hochaufgelösten Laparoskopie-Bilder konnten Geschwindigkeitszuwächse um den Faktor 6 erzielt werden. Dies zeigt das Potential von modernen GPUs für bildverarbeitende Echtzeitsysteme in der Laparoskopie.*

*Schlüsselworte: Augmented Reality, Navigation, Prostatektomie, GPU, laparoskopisch*

## 1 Problem

Insbesondere für bildbasierte Navigationssysteme in der Medizin ist die Echtzeitfähigkeit ein wichtiges Kriterium, während der Umfang der anfallenden Daten stetig zunimmt. Dabei werden zunehmend Grafikkarten-Prozessoren (GPU, graphics processing unit) eingesetzt, die sich aufgrund ihrer Architektur für die parallele Verarbeitung von großen Datenmengen eignen. So werden GPUs eingesetzt, um in Echtzeit digitale Röntgenrekonstruktionen für ein C-Bogen-basiertes Navigationssystem zu erzeugen [1]. Neben reinen Visualisierungstechniken werden GPUs zunehmend auch für Registrierungsprobleme in der medizinischen Bildverarbeitung eingesetzt, um den Echtzeitanforderungen in intra-operativen Umgebungen gerecht zu werden [2]. Ein Navigationssystem für die laparoskopische Entfernung der Prostata verarbeitet hochaufgelöste, laparoskopische Videodaten, um Strukturen aus einem intra-operativen 3D-Ultraschall auf dem realen Videobild anzeigen zu können (Abb. 1) und wurde in [3] vorgestellt. Bewegungen des Laparoscops und/oder des Organs müssen in Echtzeit erfasst werden, so dass die eingeblendeten Strukturen passgenau ohne Verzögerung adaptiert werden können. Somit ist die Echtzeitfähigkeit für das entwickelte System von höchster Bedeutung. Um diese zu gewährleisten und gleichzeitig den hohen Detailgrad von hochaufgelösten Videodaten nutzen zu können, wurden vorhandene Algorithmen auf die GPU portiert. In diesem Beitrag stellen wir die Ergebnisse dieser Überarbeitung bezüglich Laufzeitverbesserung vor.



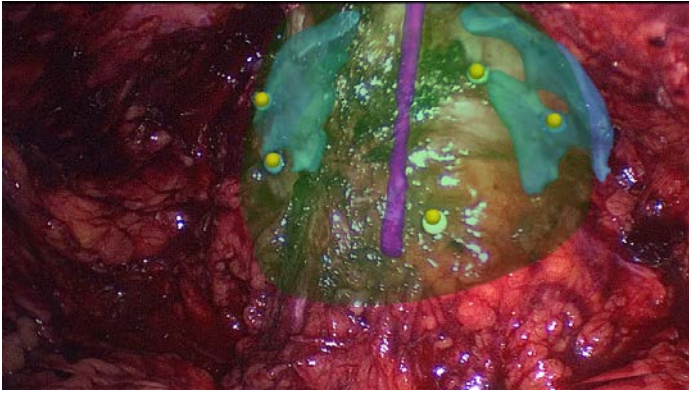


Abb. 1 Darstellung von semi-transparenten Oberflächen auf dem laparoskopischen Videobild (Erweiterte Realität, engl. *Augmented Reality*, AR, aus [4]).

## 2 Methoden

Zusammengefasst besteht das Navigationssystem aus folgenden Schritten (für weitere Informationen siehe [3]):

1. Präoperative Kalibrierung der laparoskopischen Kamera.
2. Einbringen von nadelförmigen Navigationshilfen mit farbigen, kugelförmigen Enden in die Prostata.
3. Durchführung eines intraoperativen 3D Transrektal-Ultraschalls.
4. Lokalisation der Nadel-Enden im Ultraschall-Bild und Segmentierung der relevanten Strukturen (Prostata-Kapsel, Urethra, Neuro-vaskuläre Bündel).
5. Einblenden der relevanten Strukturen in das Videobild durch Echtzeitanalyse der eingehenden Videobilddaten.

Dabei kann die Echtzeitanalyse grob in die Teile *Farbraumsegmentierung*, *Registrierung* und *Bildentzerrung* unterteilt werden.

Die Registrierung von Videobild und Ultraschallbildvolumen erfolgt mit Hilfe der eingebrachten Navigationshilfen. Die farbigen Köpfe müssen hierzu in Echtzeit in den laparoskopischen Videodaten detektiert werden. Hierfür werden die ankommenden Videobilder in den HSV-Farbraum konvertiert. Jeder Farbkanal wird dann anhand von empirisch festgelegten HSV-Werten gefiltert. Aus den so gewonnenen Binärbildern werden die Konturen extrahiert und die wahrscheinlichsten Kandidaten als Navigationshilfe festgelegt. Die Konvertierung der Farbräume, die Zerlegung in die einzelnen Farbkanäle, sowie die Anwendung einer Segmentierung mit zweiseitigem Schwellwert wurden hier als parallelisierbare Einzelschritte auf die Grafikkarte portiert.

Aus den Korrespondenzen der so extrahierten 2D-Bildpunkte und den einmalig lokalisierten 3D-Punkten im Ultraschallvolumen wird eine Registrierung mittels projektiver Geometrie errechnet [5]. Hier wird ein Levenberg-Marquardt Algorithmus angewendet, der durch Minimierung des Rückprojektionsfehlers eine geeignete Registrierung errechnet. Für die Eliminierung von Ausreißern wird ein RANSAC-Ansatz (engl. „*random sample consensus*“, [6]) verwendet. Die einzelnen, voneinander unabhängigen Iterationen werden nach der Umstellung auf die GPU parallel ausgeführt.

Damit die zuvor segmentierten Strukturen korrekt dargestellt werden, müssen die einzelnen Videobilder schließlich entzerrt werden. Bei der Entzerrung werden die Pixel der eingehenden Bilder einzeln anhand der kalibrierten Verzerrungsparameter im Bild verschoben und durch Interpolation ein neues verzerrungsfreies Bild ermittelt. Die Verschiebung und Interpolation kann für einzelne bzw. eine Untermenge von Pixeln unabhängig auf der GPU berechnet werden.

Für große Teile der Implementierung wurde die Computer-Vision Bibliothek OpenCV verwendet, die in der Version 2.3. die Möglichkeit bietet, mittels Nvidia CUDA Technologie („*Compute Unified Device Architecture*“), Algorithmen auf Grafikkarten-Prozessoren auszuführen. CUDA bietet eine Schnittstelle, um eigene Algorithmen auf Nvidia-Grafikkarten zu implementieren und von der Leistung moderner GPUs zu profitieren.

Für die Experimente wurde folgende Hardware verwendet: Intel Quad CPU Q6600 2.40GHz, 4,00 GB RAM, NVIDIA GeForce GTX 460. Die Evaluierung der portierten Algorithmen wurde auf aufgezeichneten, hochauflösenden Videodaten aus bereits durchgeführten Prostata-Resektionen durchgeführt.

## 3 Ergebnisse

Die drei folgenden Diagramme fassen die Ergebnisse der GPU- und CPU-basierten Implementierung für die jeweiligen Algorithmen zusammen. Abb. 2 zeigt die Geschwindigkeitsveränderung bei der Farbraumsegmentierung, Abb. 3 und Abb. 4 stellen die Ergebnisse der Re-Implementierung des Registrierungsalgorithmus und der Bildentzerrung grafisch dar.

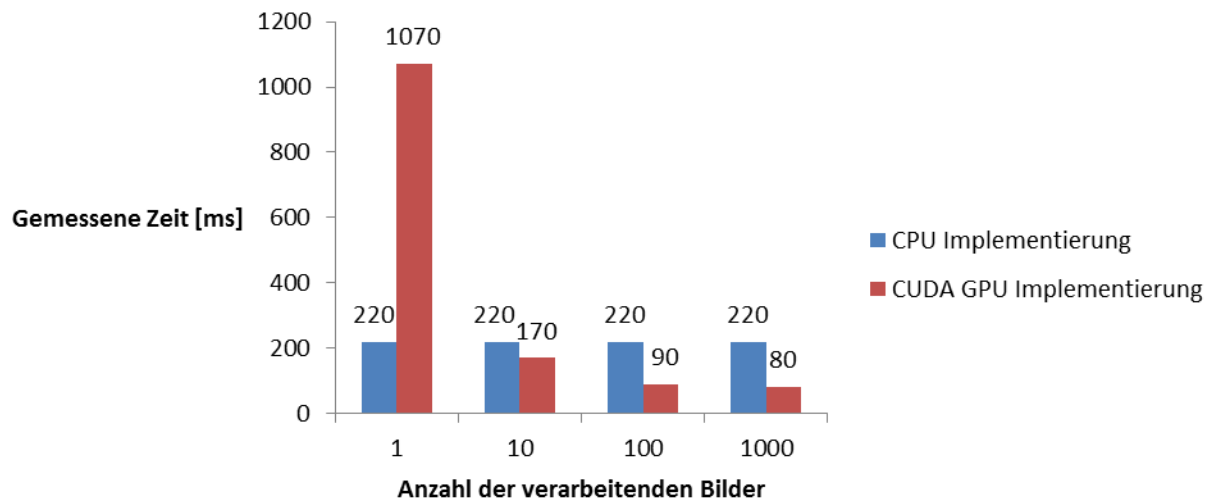


Abb. 2 Laufzeiten von CPU- und GPU-Implementierung der *Farbraumsegmentierung* in der Gegenüberstellung.

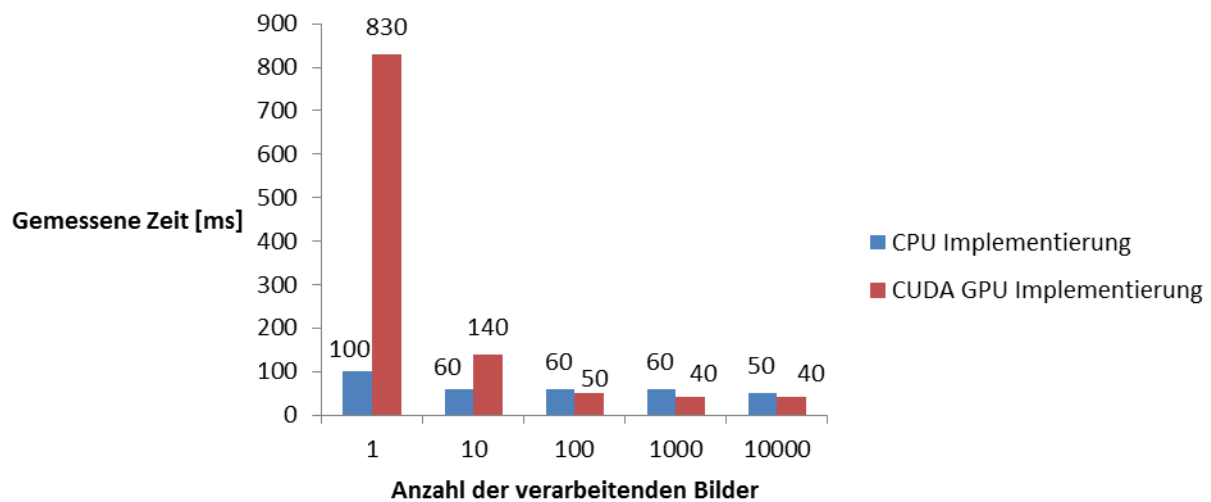


Abb. 3 Laufzeiten von CPU- und GPU-Implementierung des *Registrierungs-Algorithmus* in der Gegenüberstellung.

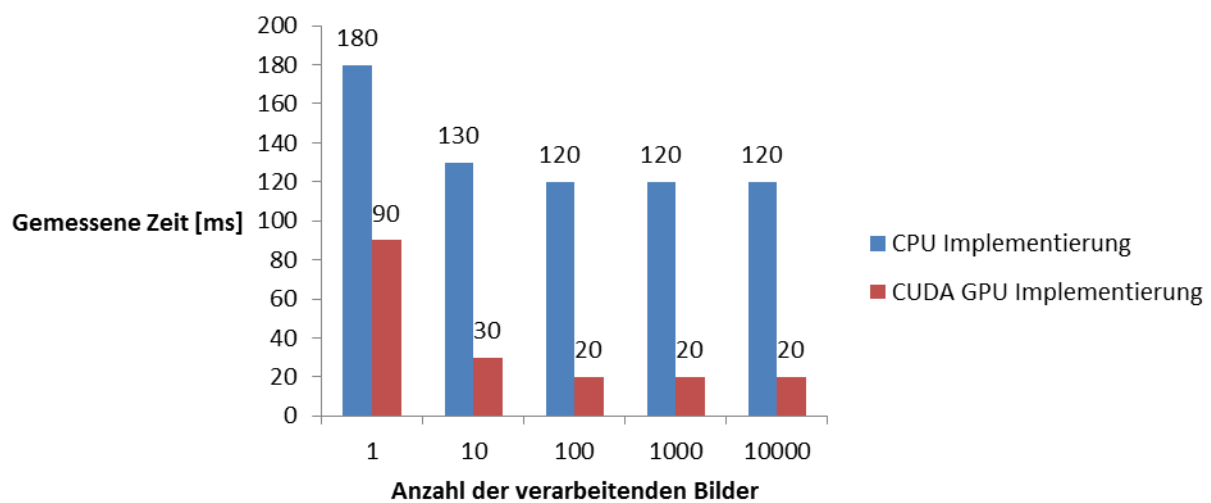


Abb. 4 Laufzeiten von CPU- und GPU-Implementierung der *Bildentzerrung* in der Gegenüberstellung.

## 4 Diskussion

Wie die Ergebnisse zeigen, erfüllt Re-Implementierung der für die Navigation verwendeten Algorithmen die Erwartungen an den Geschwindigkeitszuwachs und garantiert so eine nahezu echtzeitfähige Computerassistenz während der laparoskopischen Prostatektomie. Wie die Ergebnisse für die Re-Implementierung der Farbraumsegmentierung und des Registrierungsalgorithmus zeigen, kostet die initiale Speicherallokation auf der Grafikkarte einen beträchtlichen Zeitanteil. Solange aber die Auflösung der ankommenden Videobilder konstant ist, amortisiert sich die zeitaufwändige Speicherallokation bereits nach wenigen Zeitschritten. Im Fall der Bildentzerrung ist die Grafikkarte bereits im ersten Durchlauf schneller. Hier lässt sich der größte Geschwindigkeitsunterschied feststellen. Dies ist dadurch zu erklären, dass neben der reinen Speicherallokation beim ersten Durchlauf auch bereits statische Entzerrungsmatrizen aus den Kalibrierungsdaten erstellt werden, die dann im weiteren Programmablauf eine einfache Entzerrung der neu ankommenden Bilder erlauben. Da dieser rechenaufwendige Vorgang bereits auf der Grafikkarte ausgeführt werden kann, ist bereits im ersten Durchlauf eine höhere Geschwindigkeit bei der GPU-Implementierung festzustellen. Demgegenüber ist der geringste Geschwindigkeitsunterschied bei der Registrierung festzustellen. In den Versuchen wurde für die Ausreißer-Eliminierung die Zahl der Iterationen auf 100 festgelegt. Diese geringe Zahl und der vergleichsweise niedrige Rechenaufwand in jeder Iteration sind dafür ausschlaggebend, dass die CPU-Implementierung ähnliche Ausführungszeiten erreicht. Natürlich lässt sich die Zahl der Iterationen beliebig steigern. Allerdings verbessert sich die Registrierungsqualität dabei kaum. Daraus lässt sich folgern, dass nur hoch parallelisierbare Probleme für die Ausführung auf einer GPU lohnenswert sind. Es ist anzumerken, dass der Geschwindigkeitszuwachs in großem Maß von der eingesetzten Hardware abhängt. Die in den Experimenten verwendete NVIDIA GeForce GTX 460 ist ebenfalls nur eine Grafikkarte der mittleren Preisklasse und bietet dennoch einen ausreichenden Geschwindigkeitsgewinn. Grafikkarten in höheren Preisklassen würden noch bessere Ergebnisse erzielen. Dasselbe gilt natürlich auch für die neusten Generationen von CPUs.

Insgesamt war der Implementierungs- und Umstellungsaufwand überschaubar. Viele Bildverarbeitungsbibliotheken bieten bereits Implementierungen ihrer Algorithmen auf Basis von GPUs an bzw. stellen einfache Tools zur Verfügung, um eigene Funktionen auf einfache Art und Weise auf der Grafikkarte zu implementieren. Aus diesem Grund lohnt sich die Re-Implementierung von Algorithmen auf Grafikkarten überall da, wo Echtzeitfähigkeit ein wichtiges Kriterium darstellt.

Kommende Arbeiten werden sich vor allem auf die GPU-basierte Auswertung der für die Navigation verwendeten Bilddaten konzentrieren. Insbesondere die Lokalisierung der Navigationshilfen im Ultraschallbild in Echtzeit ist hinsichtlich der Kompensation von Organdeformationen interessant.

## 5 Referenzen

- [1] Reaungamornrat S., Otake Y., Uneri A., Schafer S., Mirota DJ., Nithiananthan S., Stayman JW., Kleinszig G., Khanna AJ., Taylor RH., Siewerdsen JH.. An on-board surgical tracking and video augmentation system for C-arm image guidance. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2012
- [2] Shams, R., Sadeghi, P., Kennedy, R., Hartley, R. A Survey of Medical Image Registration on Multicore and the GPU, *Signal Processing Magazine, IEEE*, 2010
- [3] Simpfendorfer, T., Baumhauer, M., Müller, M., Gutt, C. N., Meinzer, H. P., Rassweiler, J. J., Güven, S. & Teber, D. Augmented reality visualization during laparoscopic radical prostatectomy. *Journal of Endourology*, Mary Ann Liebert Inc., USA-New Rochelle, NY, 2011
- [4] Mueller, M., Groch, A., Baumhauer, M., Maier-Hein, L., Teber, D., Rassweiler, J., Meinzer, H.-P. & Wegner, I. Robust and efficient fiducial tracking for augmented reality in HD-laparoscopic video streams. *Proceedings of SPIE*, 2012
- [5] Grest, D., Petersen, T. & Krüger, V. A Comparison of Iterative 2D-3D Pose Estimation Methods for Real-Time Applications. *Proceedings of the 16th Scandinavian Conference on Image Analysis*, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 2009
- [6] Richard Hartley, Andrew Zisserman. *Multiple View Geometry in Computer Vision*. 2. Auflage. Cambridge University Press, Cambridge, 2004

## 6 Danksagung

Die vorliegende Arbeit ist im Rahmen des Graduiertenkollegs 1126 „Intelligente Chirurgie“ der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) entstanden. Die entwickelte Software ist Teil der frei verfügbaren Bibliothek „Medical Imaging and Interaction Toolkit“ (MITK), die am Deutschen Krebsforschungszentrum entwickelt wird.

# HELIOS – Heidelberg Laparoscopic Intervention and Operation Simulator Wissenschaftlicher Beitrag für die 11. CURAC Jahrestagung 2012

J. Wünscher<sup>1</sup>, H. Kenngott<sup>1</sup>, M. Wagner<sup>1</sup>, Nickel F. <sup>1</sup>, B. Müller-Stich<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universitätsklinikum Heidelberg, Abteilung für Allgemein-, Viszeral- und Transplantationschirurgie, Heidelberg, Germany

Kontakt: josephin.wuenscher@med.uni-heidelberg.de

## Abstract:

Das HELIOS Phantom (Heidelberg Laparoscopic Intervention and Operation Simulator) stellt ein menschennahes Phantom mit einem Torso aus Kunststoff und Organen aus Silikon auf der Basis einer Computertomographie eines Patienten dar. Das Phantom dient als Evaluationsplattform für sämtliche Belange in der computer- und roboterassistierten Chirurgie, des Weiteren ist es als Trainingsphantom für die laparoskopische Chirurgie nutzbar. Mit dem HELIOS Phantom wird die Lücke zwischen den abstrakten in-vitro Evaluationsmodalitäten (z.B. geometrische Phantome) und den realistischen aber aufwendigen in-vivo Experimenten (z.B. Tierversuche) geschlossen. Mittels Rapid Prototyping wurden der Torso und die Organe in 3D Form ausgedruckt. Grundlage hierfür war das durch Segmentierung des CT Datensatzes entwickelte virtuelle Modell des Patientenkörpers. Besonderheit des HELIOS Phantoms ist die Möglichkeit der Herstellung eines Pneumoperitoneums für die laparoskopische Chirurgie.

*Schlüsselworte: realistisches Operationsphantom, Evaluationsplattform, laparoskopisches Trainingsphantom*

## 1 Problem

Die computer- und roboterassistierte Chirurgie hat in den letzten Jahren viele innovative Entwicklungen wie beispielsweise Navigations-, Planungs- und Assistenzsysteme hervorgebracht. Bevor diese jedoch am Patienten Anwendung finden können, müssen sie in in-vitro bzw. in-vivo Experimenten auf ihre Sicherheit und Verlässlichkeit überprüft werden. Bisher existiert nur eine beschränkte Anzahl von Möglichkeiten diese Entwicklungen zu evaluieren (1). Zudem besteht insbesondere bei laparoskopischen Operationen ein hoher Trainingsbedarf. Verglichen mit der konventionellen Chirurgie besteht bei der laparoskopischen Chirurgie ein erhöhter Aufwand sich die Techniken der laparoskopischen Chirurgie anzueignen. Bisher gibt es nur eine beschränkte Anzahl von Möglichkeiten laparoskopische Fertigkeiten zu trainieren, denn die Situation stellt sich hierbei analog zur oben geschilderten dar.

Einerseits gibt es Phantome, die meist aus einer Box mit verschiedenen Einsätzen bestehen, mit denen einfache Übungen wie das Knoten knüpfen oder andere abstrakte Aufgaben durchgeführt werden können (2). Andererseits steht im Tiermodell (Schwein) eine weitere Evaluations- und Trainingmöglichkeit zur Verfügung (3). Das Ausführen von einzelnen chirurgischen Handgriffen ist zwar mit den meist selbst gebauten Phantomen relativ gut durchführbar, eine realistische Operations-/ Evaluationsumgebung kann allerdings selten geschaffen werden. Dies ist zwar im Tiermodell der Fall, jedoch mit erhöhtem Kosten- und Organisationsaufwand verbunden.

Ziel unserer Entwicklung war ein Phantom, welches eine möglichst menschennahe Anatomie liefert und einen einfachen Zugang bei minimalem Organisationsaufwand bietet.

## 2 Methoden

Das HELIOS Phantom (Heidelberg Laparoscopic Intervention and Operation Simulator) besteht im Wesentlichen aus zwei Komponenten: Zum einen aus einem Kunststofftorso und zum anderen aus Silikonorganen.

Als Grundlage für das HELIOS Phantom dient ein Ganzkörper-CT eines Patienten des Heidelberger Universitätsklinikums. Bei der Auswahl des CTs wurde darauf geachtet, dass keine Pathologien vorlagen und der Patient den Durchschnittsmaßen seines Altersbereichs entsprach.

Für die Erstellung des Phantoms wurden grundsätzlich folgende Schritte durchgeführt: Zunächst wurden in jeder Schicht des CTs die Organe und die Wand des Torsos mithilfe des Programms MITK (Medical Imaging Interaction Toolkits, DKFZ Heidelberg) segmentiert. Der Torso und alle Organe des Patienten waren daraufhin als virtuelles Modell verfügbar. Um den Datensatz auch in der Realität verfügbar zu machen, wurden 3D-Druckverfahren angewandt. Der Torso des Phantoms wurde in Folge aus Kunststoff per Rapid Prototyping ausgedruckt. Die Organe wurden ebenfalls per Rapid Prototyping aus Gips gedruckt. Nach Herstellung einer Silikonform mithilfe der Gipsorgane konnten in dieser dann Silikonorgane gegossen werden. Der Torso des Phantoms enthält die muskulären und knöchernen Anteile des Patienten inklusive der Haut, die im Bereich der Bauchapertur ausgespart wurde, um den Zugang zum Bauchraum zu ermöglichen. Die Reproduktionsgenauigkeit der Organe wurde mittels erneuter CT-Bildgebung evaluiert. Der Aufbau des Pneumoperitoneums erfolgt mittels einer Latexfolie als Bauchhautersatz, die am Rand der Bauchapertur zwischen eine Magnet-Stahlseilkonstruktion eingespannt wird.

### 3 Ergebnisse

Nach Einsetzen eines Trokars mit Anschluss an einen handelsüblichen laparoskopischen Insufflator konnte im Inneren des Phantoms ein Druck von 11mmHg aufgebaut werden. Die Reproduktionsgenauigkeit der Organe lag in einer ersten Evaluation bei bei 1,92+-1,5 mm. Das HELIOS Phantom wurde erfolgreich für die Evaluation eines Navigationssystems genutzt. Die Kosten der Erstellung eines vollständigen Phantoms, Formerstellung inbegriffen, lagen bei ca. 5.800€

### 4 Diskussion

Das HELIOS Phantom eignet sich vor allem als Evaluationsplattform in der computerassistierten Chirurgie und als Trainingsmodalität in der laparoskopischen Chirurgie. Das Phantom kann mit allen Organen des Bauches und Beckens bestückt werden und ermöglicht somit ein realitätsnahes Operieren bzw. Evaluieren definierter Fragestellungen.

Es eignet sich gut dazu die bisher vorhandene Lücke zwischen den geometrischen Phantomen, in denen rudimentär Teilschritte von Operationen simuliert werden können und den sehr realitätsnahen Tiermodellen (v.a. Schwein) zu schließen. Das Phantom bietet zudem eine realistische Anatomie, da diese aus dem CT eines Patienten extrahiert wurde. Zudem besteht praktisch kein Organisationsaufwand, um das Phantom für Evaluationsversuche oder laparoskopische Trainings vorzubereiten.

Gemessen an den Möglichkeiten die das Phantom bietet, handelt es sich um eine preislich angemessene Alternative zu geometrischen Phantomen und Tierversuchen. Die Investitionen für den Torso und die Silikonformen sind nur einmalig zu tätigen. Je nach Verbrauch und Verschleiß der Silikonorgane und des Latextuches fallen hierbei minimale wiederkehrende Kosten an.

### 5 Danksagung

Dieses Projekt wird von der DFG im Rahmen des Graduiertenkollegs 1126 „Intelligente Chirurgie“ gefördert.

### 6 Referenzen

- (1) Müller, S A, L Maier-Hein, A Mehrabi, F Pianka, U Rietdorf, I Wolf, L Grenacher, et al. "Creation and Establishment of a Respiratory Liver Motion Simulator for Liver Interventions." *Medical Physics* 34, no. 12 (December 2007): 4605–4608.
- (2) Santos, Byron F, Daniel Enter, Nathaniel J Soper, and Eric S Hungness. "Single-incision Laparoscopic Surgery (SILS™) Versus Standard Laparoscopic Surgery: a Comparison of Performance Using a Surgical Simulator." *Surgical Endoscopy* 25, no. 2 (February 2011): 483–490.
- (3) La Torre, Marco, and Carlo Caruso. "Resident Training in Laparoscopic Colorectal Surgery: Role of the Porcine Model." *World Journal of Surgery* (June 12, 2012). <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22689021>.

# Navigierte Laparoskopische Rektumchirurgie: Einfluss der Sensorplatzierung und Organgeometrie auf die Genauigkeit des elektromagnetischen Organtrackings

M.Wagner<sup>1</sup>, H.G.Kenngott<sup>1</sup>, J.Wünscher<sup>1</sup>, L.Albala<sup>1</sup>, M.Gondan<sup>2</sup>, C.Zöllner<sup>3</sup>, A.Groch<sup>3</sup>, L.Maier-Hein<sup>3</sup>, B.P. Müller-Stich<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universitätsklinikum Heidelberg, Allgemein-, Viszeral- und Transplantationschirurgie, Heidelberg, Germany

<sup>2</sup> Universitätsklinikum Heidelberg, Institut für medizinische Biometrie und Informatik, Heidelberg, Germany

<sup>3</sup> Deutsches Krebsforschungszentrum, Medizinische und Biologische Informatik, Heidelberg, Germany

Kontakt: maw@uni-hd.de

## Abstract:

*Navigation wird in der Weichgewebechirurgie klinisch bisher kaum oder gar nicht genutzt. Hauptproblem ist die Verschieblichkeit und Deformation der Organe. Im klinischen Szenario einer laparoskopischen Rektumresektion versuchen wir durch gleichzeitiges Tracking der Instrumente (optisches Tracking) und des Rektums (elektromagnetisches Tracking), dieses Problem zu lösen. Die Versuche wurden mit einem eigens konstruierten menschenähnlichen Phantom durchgeführt, wobei 14 Glaskugeln als Navigationsziele und ein elektromagnetischer Sensor in der Wand des Silikonrektums platziert wurden. Der Target registration error wurde für verschiedene Ausmaße der Organbewegung gemessen und mit bzw. ohne Organtracking analysiert. Anschließend erfolgte die statistische Auswertung unter besonderer Berücksichtigung der Geometrie des Rektums und des Abstands der Navigationsziele vom Organsensor. Die Ergebnisse zeigen, dass ein Organtracking klare Vorteile bringt, aber das bisherige lineare Modell um ein komplexeres Weichgewebemodell erweitert werden muss.*

*Schlüsselworte: Navigation, Organbewegung, Rektumchirurgie, Laparoskopie*

## 1 Problem

Das kolorektale Karzinom ist eine der häufigsten Krebsarten in der westlichen Welt [1] und die meisten kolorektalen Karzinome sind im Rektum (Enddarm) lokalisiert. Heutiger Standard ist eine multimodale Therapie, entscheidend für das Überleben ist jedoch eine gute chirurgische Entfernung des Tumors. Hierbei spielt die in den 1980er Jahren entwickelte totale mesorektale Exzision eine entscheidende Rolle [2]. Mittlerweile kann diese Operation minimalinvasiv durchgeführt werden. Allerdings fehlt dem Chirurgen hier das haptische Feedback zur Lokalisierung des Tumors, sodass häufiger eine umfangreichere Organentfernung stattfindet, was mit zusätzlichen Komplikationen für den Patienten verbunden ist [3]. Daher ist ein Navigationssystem sinnvoll, um dem Chirurgen intraoperativ die Position des Tumors anzuzeigen und die optimale Therapieentscheidung für den Patienten zu treffen.

Allerdings nutzen die meisten Navigationssysteme lediglich präoperative Bildinformationen als Grundlage. Und selbst wenn intraoperative Bilddaten genutzt werden, sind diese in der Regel nicht in Echtzeit verfügbar. In der Rektumchirurgie aber ist die Organbewegung von großer Bedeutung: nachdem das Rektum mitsamt Mesorektum aus der bindegewebigen Umgebung mobilisiert wurde, übt der Chirurg Zug auf das Rektum aus und durch diese iatrogene Manipulation verschiebt sich das gesamte Organ, insbesondere aber der Tumor. Die Folge ist, dass durch eine statische Navigation (d.h. ohne Bewegungskompensation) eine robuste Genauigkeit nicht erreicht werden kann.

## 2 Methoden

Innerhalb des Medical Imaging Interaction Toolkit [4] wurde das Navigationssystem HD-MIND entwickelt, das bereits für die minimalinvasive Ösophagusresektion angewendet wurde [5]. Hier wurde allerdings noch keine Organbewegung berücksichtigt. Zu diesem Zweck wurde das System weiterentwickelt, sodass zwei Trackingsysteme parallel genutzt werden können. Ein optisches Trackingsystem (Polaris® Spectra, NDI Inc., Kanada) dient hierbei zum Tracking der Instrumente, das elektromagnetische Trackingsystem (Aurora®, NDI Inc., Kanada) wird für das Organtracking benutzt.

Die Experimente wurden mit dem HELIOS-Phantom durchgeführt, das in unserer Arbeitsgruppe als originalgetreue Nachbildung des menschlichen Körpers entwickelt wurde und Silikonorgane enthält. Für diese Experimente wurde lediglich das Beckenmodul mit der Beckenbodenmuskulatur, dem Rektum und dem Becken selbst, auf dem die Registration Fiducials befestigt wurden, genutzt. In der Wand des Rektums wurden 14 Glaskugeln als Navigationsziele platziert, sowie ein 6D-elektromagnetischer Trackingsensor. Anschließend wurde das Rektum mit Watte im Becken immobilisiert. Danach wurde eine CT-Bildgebung mit einem Siemens Somatom Definition Flash (Siemens AG, Erlangen, Deutschland) mit einem Schichtabstand von 1,0 mm bei einer Röhrenspannung von 120 V durchgeführt.

Nachdem die CT-Bilder in das Navigationssystem geladen waren, wurden sowohl die 6 Registration Fiducials, als auch die 15 Navigationsziele und die Ausgangsposition des Organsensors in den Bildern markiert. Darauf folgte die Registrierung der CT-Daten mit beiden Trackingsystemen und der Start der Navigation.

Nach der Mobilisierung durch Entfernung der Watte wurde das Rektum jeweils in zehn verschiedenen Zugweiten gespannt, sämtliche Navigationsziele wurden mit einem optisch getrackten Pointer angefahren und der Target Registration Error (TRE) berechnet. Hierbei wird die gespeicherte Ausgangsposition des Organsensors genutzt, um die Bewegung des Organs zu berechnen. Wenn das Rektum bewegt wird und der Zielpunkt mit einem optisch getrackten Instrument angefahren wird, wird der Vektor der Organbewegung (elektromagnetisches Tracking) vom Vektor des Ziels bei bewegtem Rektum (optisches Tracking) abgezogen, sodass sich der Ausgangsvektor des Navigationsziel ergibt (Hybrides Tracking).

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm R, wobei der Zusammenhang von Organbewegung, unkorrigiertem TRE (rein optisches Tracking) und korrigiertem TRE (hybrides Tracking) mit dem Students t-Test untersucht wurde. Ziel war eine von den Chirurgen geforderte Genauigkeit von unter 10 mm. Die Analyse erfolgte unter Berücksichtigung der Position der Navigationsziele in Beziehung zum Organsensor.

### 3 Ergebnisse

Die vorläufige Auswertung von drei Experimenten ergab eine deutliche Reduktion des TRE durch die Korrektur mittels Organtracking (Students t-test,  $p < 0.001$ ). Der TRE lag für die einzelnen Punkte über alle Zugweiten ohne Korrektur zwischen 22,4 mm (SD 12,5 mm) und 42,9 mm (SD 23,8 mm) bzw. mit Korrektur zwischen 3,2 mm (SD 1,6 mm) und 13,4 mm (SD 6,1 mm). Darüberhinaus waren die Messwerte bei 11 von 15 Zielpunkten signifikant kleiner als die chirurgische Anforderung von 10 mm. Bei 9 von 15 Zielpunkten waren mehr als 95 % aller Messwerte kleiner als 10 mm. Diese 9 Zielpunkte sind die 5 Zielpunkte auf Höhe des Organsensors, ein Zielpunkt 5 mm unter dem Sensor, sowie die 3 Zielpunkte jeweils 5, 10 und 15 mm über dem Sensor.

### 4 Diskussion

Allein durch ein lineares Modell der Deformation des Rektums, das auf der Information eines einzelnen elektromagnetischen Organsensors beruht, konnte die Genauigkeit der Navigation erheblich gesteigert werden. Eine genauere Subgruppenanalyse ergab, dass die Genauigkeit auf der Höhe des Organsensors bereits jetzt sehr gut ist, insbesondere unterhalb des Sensors jedoch starke Verzerrungen auftreten. Diese können durch die Verwendung des einfachen linearen Modells erklärt werden, sodass von weiterem Verbesserungspotential durch die Nutzung eines komplexeren Weichgewebemodells auszugehen ist. Nichtsdestotrotz bleibt offen, inwieweit sich die Ergebnisse des Phantomexperiments in vivo reproduzieren lassen. Durchblutung, Vernarbung und der Tumor haben Einfluss auf das Gewebe des Rektums und somit Beweglichkeit und Verformung.

Zusätzlich zum hier beschriebenen Tracking des ganzen Organs gibt es etwa in der Leberchirurgie Ansätze, lediglich die Position des Tumors im Raum zu verfolgen, damit ein vorgegebener Sicherheitsabstand zum Instrument nicht unterschritten wird [6]. Auch wenn diese Methode im engen Raum des kleinen Beckens weniger vielversprechend erscheint als in der Leberchirurgie, wird deutlich, dass die Bewegung der Zielregion in der Weichgewebechirurgie stärkerer Aufmerksamkeit bedarf, wenn Navigation mit hoher Genauigkeit durchgeführt werden soll. Dies könnte im kleinen Becken analog zur Strahlentherapie geschehen, die sogar kabellose elektromagnetische Trackingsysteme einsetzt [7].

Zusammenfassend erscheint das Organtracking ein vielversprechender Ansatz zur Bewegungskompensation, zukünftige Forschung muss sich jedoch auf eine gute Integration in den klinischen Workflow, die Nutzung eines realitätsnahen Weichgewebemodells sowie eine geeignete Mensch-Maschine-Schnittstelle konzentrieren.



## 5 Referenzen

- [1] A. Jemal, F. Bray, M. M. Center, J. Ferlay, E. Ward, and D. Forman, "Global cancer statistics," *CA Cancer J Clin*, vol. 61, no. 2, pp. 69–90, Apr. 2011.
- [2] R. J. Heald and R. D. Ryall, "Recurrence and survival after total mesorectal excision for rectal cancer," *Lancet*, vol. 1, no. 8496, pp. 1479–1482, Jun. 1986.
- [3] D. G. Jayne, J. M. Brown, H. Thorpe, J. Walker, P. Quirke, and P. J. Guillou, "Bladder and sexual function following resection for rectal cancer in a randomized clinical trial of laparoscopic versus open technique," *Br J Surg*, vol. 92, no. 9, pp. 1124–1132, Sep. 2005.
- [4] I. Wolf, M. Vetter, I. Wegner, T. Böttger, M. Nolden, M. Schöbinger, M. Hastenteufel, T. Kunert, and H.-P. Meinzer, "The medical imaging interaction toolkit," *Med Image Anal*, vol. 9, no. 6, pp. 594–604, Dec. 2005.
- [5] H. G. Kenngott, J. Neuhaus, B. P. Müller-Stich, I. Wolf, M. Vetter, H.-P. Meinzer, J. Königer, M. W. Büchler, and C. N. Gutt, "Development of a navigation system for minimally invasive esophagectomy," *Surg Endosc*, vol. 22, no. 8, pp. 1858–1865, Aug. 2008.
- [6] S. Beller, S. Eulenstein, T. Lange, M. Hünerbein, and P. M. Schlag, "Upgrade of an optical navigation system with a permanent electromagnetic position control: a first step towards 'navigated control' for liver surgery," *J Hepato-biliary Pancreat Surg*, vol. 16, no. 2, pp. 165–170, 2009.
- [7] R. D. Foster, D. A. Pistenmaa, and T. D. Solberg, "A comparison of radiographic techniques and electromagnetic transponders for localization of the prostate," *Radiation Oncology (London, England)*, vol. 7, no. 1, p. 101, Jun. 2012.

## 6 Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand im Projekt M1 "Intraoperative Risikoreduktion durchmodellbasierte Einblendung komplexer anatomischer Strukturen" des Graduiertenkolleg 1126 *Intelligente Chirurgie* gefördert durch die deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG). Darüberhinaus danken die Autoren den Kollegen aus der Radiologie für die Möglichkeit zur Nutzung der Computertomographie.

# Volumenänderung der Leber im Schweinmodell für Operationsplanung und intraoperativer Computerassistentz

Preukschas A<sup>1</sup>, Bihani S<sup>1</sup>, Bellemann N<sup>3</sup>, Kenngott HG<sup>1</sup>, Norajitra T<sup>2</sup>, Graser B<sup>2</sup>, Gondan M<sup>4</sup>, Nickel F<sup>1</sup>, Müller-Stich BP<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Abteilung für Allgemein-, Viszeral- und Transplantationschirurgie, Ruprecht-Karls-Universität, Im Neuenheimer Feld 110, 69120 Heidelberg, Deutschland

<sup>2</sup>Abteilung Medizinische und Biologische Informatik, Deutsches Krebsforschungszentrum, Im Neuenheimer Feld 280, 69120 Heidelberg, Deutschland

<sup>3</sup>Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Ruprecht-Karls-Universität, Im Neuenheimer Feld 110, 69120 Heidelberg, Deutschland

<sup>4</sup>Institut für Medizinische Biometrie und Informatik, Ruprecht-Karls-Universität, Im Neuenheimer Feld 305, 69120 Heidelberg, Deutschland

Kontakt: Felix.Nickel@med.uni-heidelberg.de

## Abstract:

*Atmung, Lagerung und chirurgische Manipulation verändern Form, Größe und Lage der Leber. Diese Studie untersucht den Einfluss von Beatmung und operativem Zustand auf das Lebervolumen. Im Schweinmodell wurden in drei operativen Zuständen (Nativ, Laparotomiert, Pneumoperitoneum) jeweils für drei Atemstellungen (Expiration, Atemmittellage, volle Inspiration) CT-Bilddaten aufgenommen und das Lebervolumen berechnet. Nach Laparotomie verkleinerte sich das Lebervolumen im Mittel um 10%, bei Pneumoperitoneum um 16%. Das Lebervolumen stieg mit der Inspiration in allen operativen Zuständen unterschiedlich stark an. Die Studie zeigt, dass Veränderungen des Lebervolumens durch Atmung und operativen Zustand bei der Verwendung präoperativer Bilddaten zur Operationsplanung und intraoperativen Computerassistentz beachtet werden müssen.*

*Schlüsselworte: Operationsplanung, Tiermodell, Weichteilchirurgie, Navigation*

## 1 Problem

Bei chirurgischen und minimalinvasiven Eingriffen an der Leber ist die Verwendung präoperativer Bilddaten zur Operationsplanung und intraoperativen Navigation sinnvoll. Die Präzision ist jedoch durch Organdeformation vermindert. Die Leber ändert sich in Form, Größe und Lage durch die Atmung, Lagerung, den operativen Zustand, sowie durch chirurgische Manipulation. Ziel dieser Studie ist die Quantifizierung des Einflusses der Atmung bzw. der Beatmung während einer Operation und des operativen Zustandes auf das Lebervolumen. Es sollen mehrere Atemstellungen verglichen werden und der Einfluss des bei der Laparoskopie notwendigen Pneumoperitoneums und der Laparotomie auf die Größe und Größenänderung der Leber untersucht werden. Die Untersuchungen finden in einem experimentellen Großtiermodell mit dem Menschen ähnlicher Organgröße und -Anatomie statt.

## 2 Methoden

Die Versuche wurden am Schweinmodell (n = 5, 20-34 kg) durchgeführt. Die Tiere waren unter Vollnarkose und maschineller Beatmung in 0°-Rückenlage auf einer Vakuummatratze positioniert. Die CT-Bilder (Siemens SOMATOM Sensation<sup>TM</sup>) wurden in den drei verschiedenen Zuständen (Nativ, Laparotomiert, mit Pneumoperitoneum) jeweils für drei verschiedene respiratorische Stellungen aufgenommen (Expiration, Atemmittellage, volle Inspiration) (Abbildung 1). Die Bilddaten wurden manuell segmentiert mittels des Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK) (Abbildung 2). Die Volumina der segmentierten Leber wurden auf zwei Arten gemessen. Erstens durch eine voxelbasierte Berechnung mithilfe des Medical Imaging Toolkit (MITK). Bei der zweiten Methode wurde zuerst mittels des MITK ein Mesh-Modell der segmentierten Leber erstellt und dann mittels MeshLab das Mesh-Volumen errechnet. Die Daten wurden mit einer hierarchischen linearen Regression ausgewertet [1]. Untersucht wurde der Einfluss des operativen Zustands

(Nativ, Laparotomiert, mit Pneumoperitoneum) und der Atemstellung (kontinuierlicher Prädiktor mit Stufen Expiration, Atemmittelstellung, volle Inspiration) und der Messmethode (MITK, MeshLab) auf das ermittelte Lebertvolumen. Vom operativen Zustand abhängige Volumenänderungen wurden anhand der Wechselwirkung von Zustand und Atemstellung untersucht. Lebertvolumina der einzelnen Versuchstiere wurden durch einen zufälligen Faktor berücksichtigt. Das Signifikanzniveau wurde auf  $\alpha = 5\%$  festgelegt, ohne Korrektur für multiples Testen.

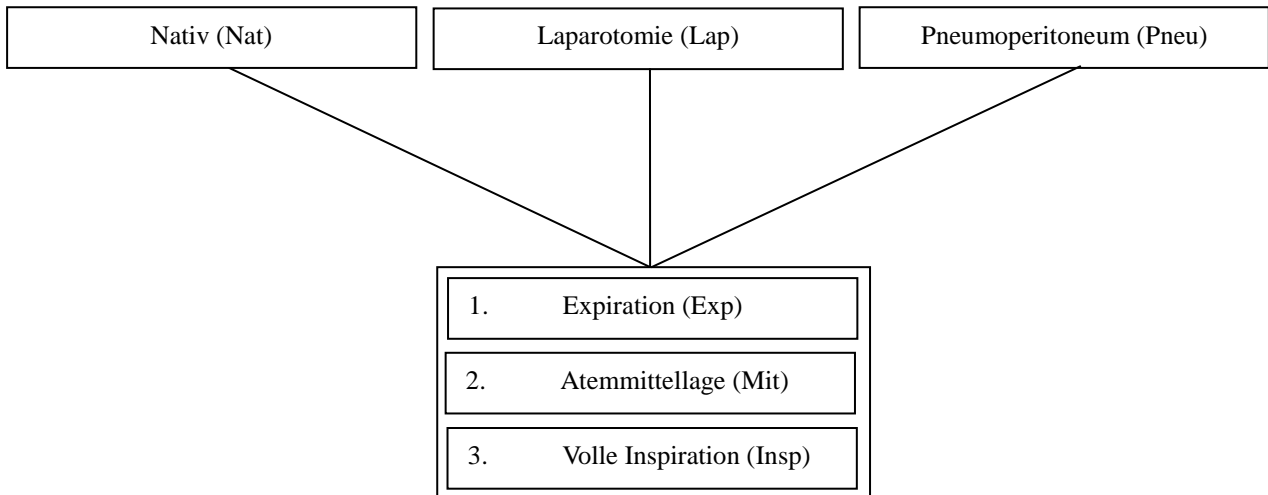


Abbildung 1: Messreihen

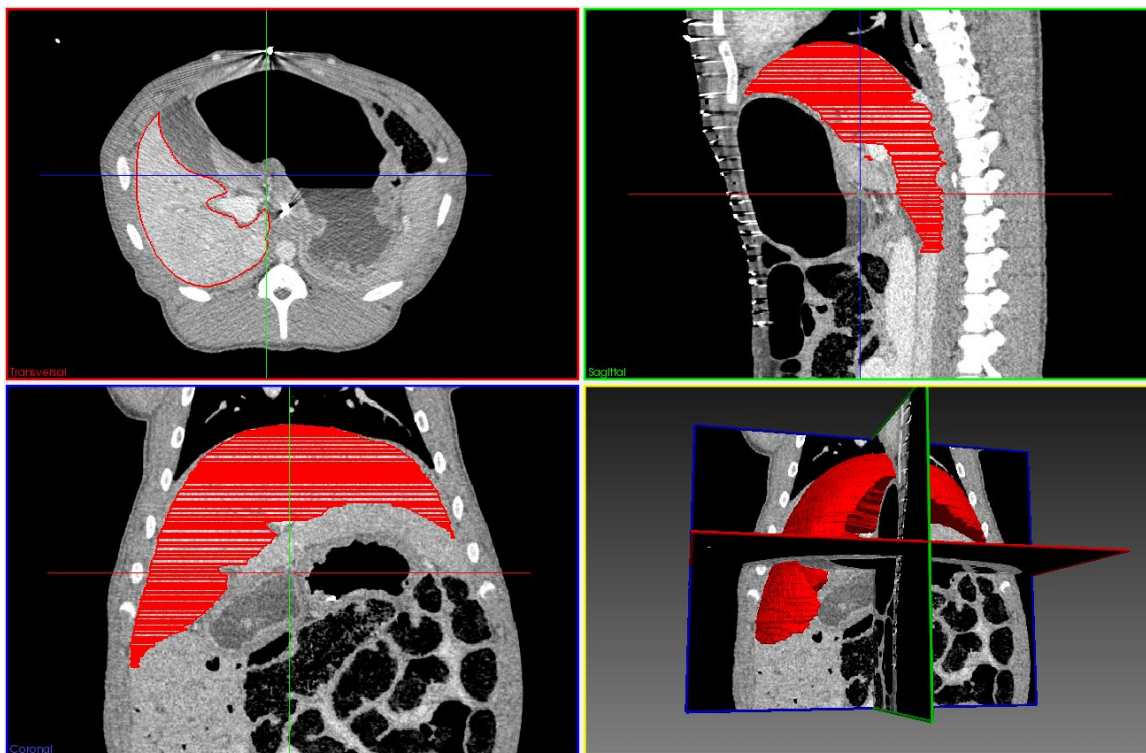


Abbildung 2: Segmentierung einer Schweineleber mittels Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK)

### 3 Ergebnisse

Im Bezug zum nativen Zustand verkleinerte sich im laparotomierten Zustand das Lebervolumen im Mittel um 94 ml bzw. 10.2% ( $p = .010$ ), bei Pneumoperitoneum um 137 ml bzw. 16.2% ( $p < .001$ ). Die Atemstellung hatte ebenfalls einen signifikanten Einfluss auf das Lebervolumen, dabei stieg das Lebervolumen im Durchschnitt um 34 ml bzw. 5.1% ( $p < .001$ ) pro inspirativem Schritt. Im nativen Zustand stieg das Lebervolumen zur Atemmittellage um 54,4ml bzw. 8.0% ( $p < .001$ ), zu voller Inspiration um 67,4ml bzw. 10.2% ( $p < .001$ ). Im laparotomierten Zustand stieg das Lebervolumen zur Atemmittellage um 44,9ml bzw. 5.8% ( $p < .001$ ), zu voller Inspiration um 76,3ml bzw. 10.2% ( $p < .001$ ). Mit Pneumoperitoneum stieg das Lebervolumen zur Atemmittellage um 16,6ml bzw. 2.4% ( $p = .095$ ), zu voller Inspiration um 14,7ml bzw. 2.1% ( $p = .045$ ). Die Messmethode hatte einen konstanten Einfluss, im Mittel lieferte die MeshLab-Methode ein 24 ml bzw. 2.0% geringeres Lebervolumen als die MITK-Methode ( $p = .027$ ).

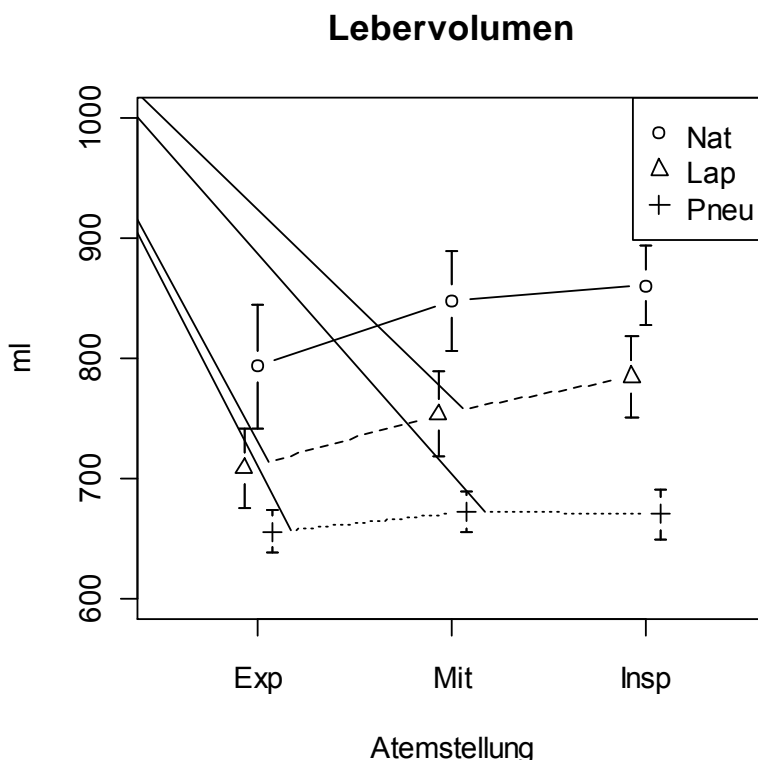


Abbildung 2: Lebervolumen in Abhängigkeit von Atemstellung und intraoperativen Zustand

### 4 Diskussion

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen eine Veränderung des Lebervolumens je nach Atemstellung und operativem Zustand. Nach Laparotomie und Pneumoperitoneum verkleinerte sich das Lebervolumen. Das Lebervolumen stieg mit der Inspiration in allen operativen Zuständen unterschiedlich stark. In der OP-Planung sollten diese Ungenauigkeiten und Unterschiede berücksichtigt werden. Die Lebervolumina können durch Simulation oder Computerassistenzsysteme angepasst und kompensiert werden. Eine mögliche Anwendung der Ergebnisse dieser Studie ist, dass bei Verwendung des Lebervolumens für intraoperative Planung, Navigation oder Anwendung die Bildgebung am ehesten in Expiration stattfinden sollte, da dieser Zustand den intraoperativen Verhältnissen am ehesten gleicht. Wichtig ist die genaue Berechnung des Lebervolumens bei der Leberresektionsplanung und bei der Ermittlung des Restvolumens nach Leberresektion z.B. nach Leberlebendspende oder bei erweiterten Leberresektionen aufgrund großer Tumore mit fraglich ausreichender Funktion der verbleibenden Restleber in Abhängigkeit der berechneten Größe. Die Veränderung des Lebervolumens während der Atmung und zwischen den verschiedenen Zuständen ist durch die kardiozirkulatorische Physiologie [2] und die Veränderungen der abdominalen Druckverhältnisse zu erklären [3, 4]. Limitierungen der Studie: die Anatomie der Leber des Hausschweins ist dem Menschen ähnlich aber nicht gleich, so besteht die Schweineleber aus mehreren Lappen und hat ein etwas geringeres Volumen [5]. Die zwei Berechnungsmethoden der Lebervolumina zeigten eine gu-

te Übereinstimmung. Die anhand des vorliegenden experimentellen Modells gewonnenen Erkenntnisse können in Forschungsprojekten im Bereich der computerassistierten Chirurgie und Navigation verwendet werden. Die Übertragung der Ergebnisse auf den Menschen muss vor einer klinischen Anwendung kritisch geprüft werden.

## 5 Referenzen

- [1] Venables WN, Ripley BD, Modern Applied Statistics with S, Springer, New York, 2002
- [2] Struthers AD, Cuschieri A, Cardiovascular consequences of laparoscopic surgery. The Lancet, 1998
- [3] Tuñón MJ, González P, Liver blood flow changes during laparoscopic surgery in pigs. A study of hepatic indocyanine green removal. Surgical Endoscopy, 1999
- [3] Hoekstra LT, Ruys AT, Effects of Prolonged Pneumoperitoneum on Hepatic Perfusion During Laparoscopy. Annals of Surgery, 2012
- [5] Court FG, Wemyss-Holden SA, Segmental nature of the porcine liver and its potential as a model for experimental partial hepatectomy. British Journal of Surgery, 2003

## 6 Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand im Projekt M1 "Intraoperative Risikoreduktion durch modellbasierte Einblendung komplexer anatomischer Strukturen" des Graduiertenkolleg 1126 *Intelligente Chirurgie* gefördert durch die deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG).

# Automatische 3D Quantifizierung des Mitral Annulus in 3D Ultraschall Daten

Bastian Graser<sup>1</sup>, Manuel Großgasteiger<sup>2</sup>, Diana Wald<sup>1</sup>, Mathias Seitel<sup>1</sup>, Hans-Peter Meinzer<sup>1</sup>, Raffaele de Simone<sup>3</sup>, Ivo Wolf<sup>4</sup>

1) Abteilung für Medizinische und Biologische Informatik, Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ)

2) Klinik für Anästhesiologie, Universität Heidelberg

3) Klinik für Herzchirurgie, Universität Heidelberg

4) Institut für Medizinische Informatik, Hochschule Mannheim

Kontakt: b.graser@dkfz.de

## Abstract:

Über 40.000 Mitralklappen Rekonstruktionen werden jedes Jahr in den Vereinigten Staaten durchgeführt. Dabei ist eine genaue Quantifizierung des Mitral Annulus erforderlich. Manuelle Vermessungen benötigen viel Zeit, die besonders in der klinischen Routine sehr wertvoll ist. Wir stellen eine Methode zur semi-automatischen Modellierung und Quantifizierung des Mitral Annulus anhand von 3D Ultraschall Daten vor. Dabei werden Bildinformationen zusammen mit anatomischem Wissen in Form eines Standardmodells genutzt, um selbst in stark verrauschten und unvollständigen Bilddaten ein gutes Ergebnis zu erzielen. Die Methode wurde an Ultraschalldaten von 39 Patienten evaluiert, wobei festgestellt wurde, dass die erzeugten Modelle lediglich um 0.5 mm von der Intra-Observer Variabilität des Experten abweichen. Dabei benötigt die vollständige Durchführung der Methode weniger als eine Minute pro 3D Datensatz.

Schlüsselworte: Mitralklappeninsuffizienz, Mitral Annulus, 3D, Ultraschall

## 1 Problem

Mitralklappeninsuffizienz ist eine weit verbreitete Krankheit. Studien<sup>1,2</sup> aus den USA zeigen, dass ca. 2% der Gesamtbevölkerung betroffen ist. In schwerwiegenden Fällen ist ein chirurgischer Eingriff notwendig, bei dem die Mitralklappe rekonstruiert wird. Hierbei spielt die Form und die Größe des Mitral Annulus (MA) eine wichtige Rolle. Für die manuelle präoperative Vermessung kann 3D Ultraschall verwendet werden. Jedoch ist der zeitliche Aufwand hierfür sehr hoch. Für die klinische Routine werden schnelle Messverfahren benötigt. Schneider et al<sup>3</sup> stellten einen semi-automatischen Ansatz zur Erstellung eines Mitralklappenmodells vor, basierend auf Graphcut und aktiven Konturen. Weitere Ansätze wurden von Ionasec et al<sup>4</sup> und Voigt et al<sup>5</sup> entwickelt, welche beide auf maschinellem Lernen basieren. Im Folgenden stellen wir einen modellbasierten Ansatz zur Erzeugung eines MA Modells vor, der selbst auf stark verrauschten 3D Ultraschallbildern schnelle und präzise Quantifizierung ermöglicht.

## 2 Methoden

Die Grundidee ist die Verwendung von anatomischem Wissen bei der Lokalisierung des MA in den Bilddaten. Dieses Wissen wird repräsentiert mit einem Standard Modell, das auf Expertenwissen und anatomischer Literatur basiert. Das Modell besteht aus 16 Punkten, die mit Hilfe von Subdivisions Kurven<sup>6</sup> zu einer rundlichen Form verbunden werden. Im ersten Schritt wird das Modell initial platziert. Dazu wird zunächst Rauschen aus dem Bild herausgefiltert mit Hilfe eines Total Variation Filters<sup>7</sup>. Anschließend werden zwei anatomisch deutlich definierte Punkte, die beiden Kommissurpunkte des MA, durch den Arzt interaktiv ausgewählt. Größe und Position des initialen Modells können dadurch bestimmt werden. Die Lage des Modells im Raum wird automatisch festgelegt, indem mehrere realistische Orientierungen des MA anhand ihrer Pixelintensitäten an den 16 Modellpunkten auf Plausibilität bewertet werden. Der zweite Schritt ist die automatische Optimierung des initialen Modells. Hierbei werden iterativ zwei Arten von Kräften berechnet, die auf das Modell wirken und es verformen. Die externen Kräfte und die internen Kräfte. Die externen Kräfte passen das Modell an die Bilddaten an. Dabei wird für jeden der 16 Modellpunkte ein Verschiebungsvektor berechnet, der zum hellsten Pixel in der näheren Umgebung des Punktes zeigt. Zusätzlich werden zwei Faktoren berücksichtigt, die die Wahrscheinlichkeit für Fehldetektionen ausdrücken. Dies ist zum einen die Entfernung zum hellsten Pixel und zum anderen die Nähe dieses Pixels zum Bildrand. Je weiter das Pixel entfernt ist, desto wahrscheinlicher ist eine Fehldetektion. Zudem ist

eine Nähe des Pixels zum Bildrand ein Indiz dafür, dass der MA unvollständig zu sehen ist. Die internen Kräfte sorgen dafür, dass die Form des Modells realistisch bleibt. Das gegenwärtige Modell wird in jeder Iteration mit dem ursprünglichen Standardmodell verglichen. Unterschiede im Abstand der Punkte sowie in den Winkeln zwischen den Verbundlinien der Punkte werden in entsprechenden kompensierenden Verschiebungsvektoren für alle 16 Punkte ausgedrückt. Alle hierfür relevanten physikalischen Grundsätze, wie die Hebelwirkung und Newtons Wechselwirkungsprinzip, werden dabei berücksichtigt. Interne und externe Kräfte werden nun über mehrere Iterationen hinweg berechnet und angewandt, bis das Modell gegen einen Endzustand konvergiert (siehe Bild 1).

### 3 Ergebnisse

Die Methode wurde anhand von zeitaufgelösten 3D transösophagealen Ultraschalldaten von 39 Patienten (insgesamt 630 3D Bilder) evaluiert. Bei allen Patienten wurde eine Mitralklappeninsuffizienz diagnostiziert, kombiniert mit diversen anderen Herzerkrankungen und ein chirurgischer Eingriff vorgenommen. Die Aufnahmen wurden von einem Experten abhängig von ihrer Bildqualität in Qualitätskategorien unterteilt: Geringe Qualität, mittlere Qualität und hohe Qualität. Anschließend erstellte der Experte für jeden 3D Datensatz drei Mal unabhängig voneinander ein Modell des MA, indem er die 16 Punkte manuell definierte. Die drei Modelle wurden anschließend zu einem mittleren Modell zusammengefasst und es wurde die Standardabweichung des Experten berechnet. Zur Evaluation wurde nun für jeden 3D Datensatz die vorgestellte Methode mit den beiden Kommissurpunkten aus dem mittleren Modell des Experten initialisiert und die automatische Optimierung durchgeführt. Anschließend wurde die mittlere Distanz der 16 Punkte des resultierenden Modells zu den jeweilig korrespondierenden Punkten im mittleren Experten Modell als Fehlerwert berechnet. Auf dieselbe Weise wurde auch die Standardabweichung des Experten zu jedem 3D Datensatz berechnet. Die Fehlerwerte bzgl. dem mittleren Experten Modell und dem resultierendem Modell der Methode, sowie die Standardabweichung des Experten, wurden für alle Datensätze einer Qualitätskategorie zusammengefasst (siehe Tabelle 1). Mittelt man die Fehlerwerte über alle Bilder, so erhält man den mittleren Fehlerwert von 3.42 mm. Die über alle Bilder gemittelte Standardabweichung des Experten beträgt 2.92 mm.

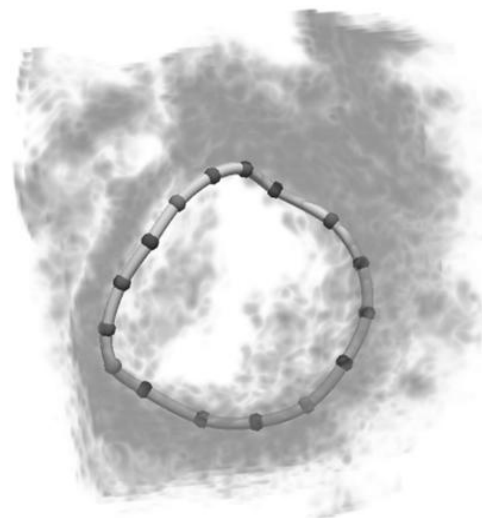
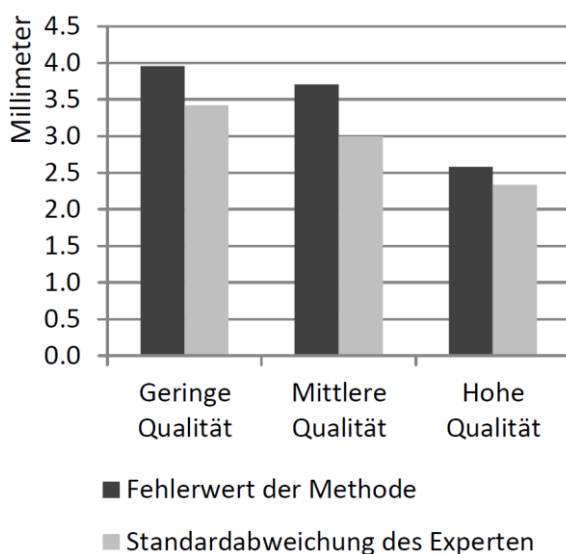


Tabelle 1: Ergebnisse der Evaluation, kategorisiert nach Bildqualität der 3D Ultraschalldaten

Bild 1: Volumenvisualisierung eines 3D Ultraschalldbildes mitsamt passendem Mitral Annulus Modell

### 4 Diskussion

Selbst für den Experten ist die genaue Lokalisierung des MA schwierig. Wie man aus Tabelle 1 entnehmen kann, steigt die Intra-Observer Variabilität mit Verschlechterung der Bildqualität. Der Fehlerwert der vorgestellten Methode ist über alle Bilder gemittelt nur geringfügig unter der Standardabweichung des Experten (0.5 mm). Die automatisch erstellten MA Modelle sind also mit den manuell erzeugten Modellen des Experten vergleichbar. Der Zeitaufwand der Methode, inklusive Initialisierung und Optimierung beträgt weniger als eine Minute pro 3D Datensatz. Eine Einbindung in die klinische Routine wäre daher denkbar und ist für die Zukunft angestrebt.



**Danksagung.** Das Projekt wurde vom Graduiertenkolleg 1126 der Deutschen Forschungsgemeinschaft finanziert. Die Autoren möchten sich hierfür bedanken.

## 5 Referenzen

- [1] Singh, J. P., Evans, J. C., Levy, D., Larson, M. G., Freed, L. A., Fuller, D. L., Lehman, B., and Benjamin, E. J., "Prevalence and clinical determinants of mitral, tricuspid, and aortic regurgitation (the Framingham heart study)," *Am J Cardiol* 83(6), 897-902 (1999).
- [2] Nkomo, Gardin, Skelton, Gottdiener, Scott, and Enriquez-Sarano, "Burden of valvular heart diseases: a population based study," *Lancet* 368(9540), 1005-11 (2006).
- [3] Schneider, R. J., Perrin, D. P., Vasilyev, N. V., Marx, G. R., del Nido, P. J., and Howe, R. D., "Mitral annulus segmentation from 3d ultrasound using graph cuts.," *IEEE Trans Med Imaging* 29(9), 1676-87 (2010).
- [4] Ionasec, R., Voigt, I., Georgescu, B., Wang, Y., Houle, H., Vega Higuera, F., Navab, N., and Comaniciu, D., "Patient-specific modeling and quantification of the aortic and mitral valves from 4-d cardiac ct and tee," *IEEE Trans Med Imaging* 29(9), 1636-1651 (2010).
- [5] Voigt, I., Mansi, T., Ionasec, R., Mengue, E. A., Houle, H., Georgescu, B., Hornegger, J., and Comaniciu, D., "Robust Physically-Constrained Modeling of the Mitral Valve and Subvalvular Apparatus," *Proc. MICCAI 2011* (2011).
- [6] Dubuc, S., "Interpolation through an iterative scheme," *J Math Anal Appl* 114(1), 185-204 (1986).
- [7] Chan, T. F., Osher, S., and Shen, J., "The digital tv filter and nonlinear denoising.," *IEEE Trans Image Process* 10(2), 231-241 (2001).

# Image Stabilization with Model-Based Tracking for Beating Heart Surgery

Gerhard Kurz, Uwe D. Hanebeck

Intelligent Sensor-Actuator-Systems Laboratory (ISAS),  
Institute for Anthropomatics,  
Karlsruhe Institute of Technology (KIT), Germany

Contact: gerhard.kurz@kit.edu, uwe.hanebeck@ieee.org

## Abstract:

*Performing surgery on the beating heart has significant advantages compared to cardiopulmonary bypass. However, when performed directly, it is very demanding for the surgeon. As an alternative, using a teleoperated robot for compensating the heart motion has been proposed. As an addition, this paper describes how stabilized images are obtained to create the illusion of operating on a stationary heart. For that purpose, the heart motion is tracked with a stochastic physical model. Based on correspondences obtained by motion tracking, image stabilization is considered as a scattered data interpolation problem. The proposed algorithms are evaluated on a heart phantom and in in-vivo experiments on a porcine heart, which show that there is very little residual motion in the stabilized images.*

*Keywords: physical model, motion compensation, heart tracking, scattered data interpolation, B-Spline*

## 1 Problem

Surgery on the heart, for example coronary artery bypass graft (CABG), is commonly performed with cardiopulmonary bypass (CPB). When CPB is used, the heart is stopped and a heart-lung machine is employed to keep the patient alive. However, CPB introduces additional risks for the patient, such as anemia and cellular hypoxia. Furthermore, off-pump surgery has lower costs than surgery with CPB and hospital stays are shorter [1]. Consequently, it is desirable to avoid the use of CPB and to perform operations on the beating heart.

Performing surgery on the beating heart is very demanding for the surgeon. Nakamura et al. suggest the use of a teleoperated robot that automatically compensated the movement of the beating heart [2]. In order to give the surgeon the illusion of operating on a stationary heart, image stabilization can be applied to the video stream of the beating heart. In the stabilized video stream, changes to the heart surface like cuts remain visible while the movement of the heart is canceled. In the following, we explain how this goal can be achieved.

Different approaches have been attempted to create a stabilized view of the beating heart. Sub-sampling can be used to only show the heart when it is at the desired position. Experiments with an ECG-triggered stroboscopic light have been performed, but the results were unsatisfactory [1]. Some researchers use a global transformation for image stabilization. For example, Stoyanov et al. describe a method that is based on moving a virtual camera in order to compensate for the motion of the heart [3]. Because the heart is affected by non-uniform deformations, global transformations can only provide a limited amount of stabilization [4]. To account for the non-uniform deformation of the heart, local transformations have been proposed. In [4] a geometric transformation based on linear interpolation within the triangles of a Delaunay triangulation is presented. A tracking approach based on thin plate splines is proposed in [5], which can also be used for image stabilization.

## 2 Methods

In order to track the three-dimensional motion of the heart, a trinocular camera system is used to locate landmarks on the heart surface. Various approaches for tracking natural landmarks on the heart surface have been proposed, for example [4] and [6], but regions with insufficient texture and specular reflections make reliable tracking of natural landmarks difficult. Because image stabilization does not depend on whether the landmarks are natural or artificial, we only consider artificial landmarks. In addition to visual information we use a pressure sensor to obtain the pressure inside the left ventricle.

Background knowledge about the physical properties of the heart is included by modeling the heart as a linear elastic physical body. This model is based on a system of stochastic partial differential equations and is described in detail in [7].

A state-space model can be obtained by discretizing the continuous model in both space and time. Stochastic filtering techniques can then be applied to estimate the heart motion, while taking into account uncertainties of the measurement process and the model itself. The model is capable of handling both partial and complete occlusions, for example by blood, smoke or surgical instruments. Furthermore, the physical model ensures that only physically plausible movements are possible.

The general goal of image stabilization is to remove motion from a video stream while preserving changes to color and texture. A reference image from a certain time step is given and information from the current image is transformed to appear in the reference image. Image Stabilization can be performed by calculating an interpolation from two-dimensional point correspondences  $\{(x_i, y_i, x'_i, y'_i) \mid 1 \leq i \leq m\}$  between the current image and the reference image. As the image is supposed to be warped to the reference image, the function  $f$  should interpolate (or at least approximate) these corresponding points. The corresponding points are interpolated by  $f$  if the equation

$$(x_i, y_i)^T = f(x'_i, y'_i), \quad i = 1, \dots, m$$

is fulfilled. The problem of image stabilization is thus reduced to the problem of scattered data interpolation. The function  $f$  can be chosen from different families of functions. Common examples are global affine transformations [8] (which achieves only approximation), piecewise linear functions [4], B-Splines [9] and radial basis functions like thin plate splines [5], [8] (all of which achieve interpolation). Some of the methods for interpolation or approximation are only intended for functions  $\mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}$ , but a mapping  $\mathbb{R}^2 \rightarrow \mathbb{R}^2$  is required. This can easily be achieved by considering two separate mappings  $x = f_1(x', y')$  and  $y = f_2(x', y')$ .

Alternatively, image stabilization can be performed in three dimensions: The point  $(x', y')^T$  in the reference image is a projection of a point  $(X', Y', Z')^T$  on the current 3D surface. A function  $h : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$  then describes a mapping of  $(X', Y', Z')^T$  on the reference 3D surface to  $(X, Y, Z)^T$  on the current 3D surface. This point  $(X, Y, Z)^T$  is then projected back to  $(x, y)$  in the current image. The function  $h$  can be derived from the physical model, which describes the displacement of the heart surface at any point. This approach is introduced and evaluated in [10]. A refined version, that includes automatic adaptation of the model, has been published in [11].

### 3 Results

The presented image stabilization approaches have been evaluated both on a heart phantom and in an in-vivo experiment on a porcine heart. In both cases, a trinocular camera system consisting of three Pike F-210C cameras [12], each with a resolution of  $1920 \times 1080$  pixels, has been used. The heart, as seen by one of the cameras, is depicted in Figure 1.

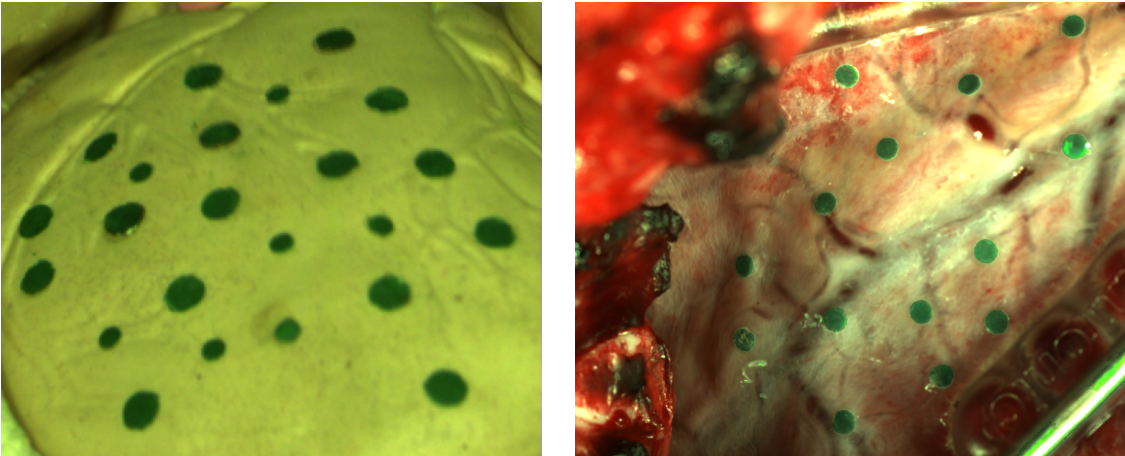


Figure 1: Heart phantom (left) and porcine heart (right), both with markers.

The experimental setup for the ex-vivo experiment consists of a pressure regulated artificial beating heart, which is located approximately 50 cm below the trinocular camera system. A pressure signal with amplitude 100 hPa and frequency 0.7 Hz causes the motion of the artificial heart. For evaluation, an image sequence consisting of 400 frames with a frame rate of 23 fps was recorded.

The in-vivo experiment was performed at Heidelberg University Hospital. Markers were placed on the beating heart of a pig and a trinocular camera system was used to record a sequence of 337 frames at a frame rate of 31 fps. A cardiac catheter

was used to measure the pressure inside the left ventricle. The heart was mechanically stabilized with the commercially available Octopus stabilizer. Since the motion of the real heart surface is affected by breathing and by the motion of all four heart chambers, the physical model was extended with an excitation based on Fourier series.

To analyze the residual motion in the stabilized images, the average difference across all  $k$  frames  $I_1, \dots, I_k$  to the reference frame  $I_{\text{reference}}$  was calculated for each pixel  $(x, y)$  and each color channel  $c \in \{R, G, B\}$  according to

$$I_{\text{error}}(x, y, c) = \frac{1}{k} \sum_{t=1}^k |I_t(x, y, c) - I_{\text{reference}}(x, y, c)|.$$

For the purpose of this evaluation, only points inside the convex hull of all landmarks are taken into account. The image of average differences  $I_{\text{error}}$  was converted to grayscale in the range  $[0, 1]$  and visualized as a contour plot (see Figure 2 and 3).

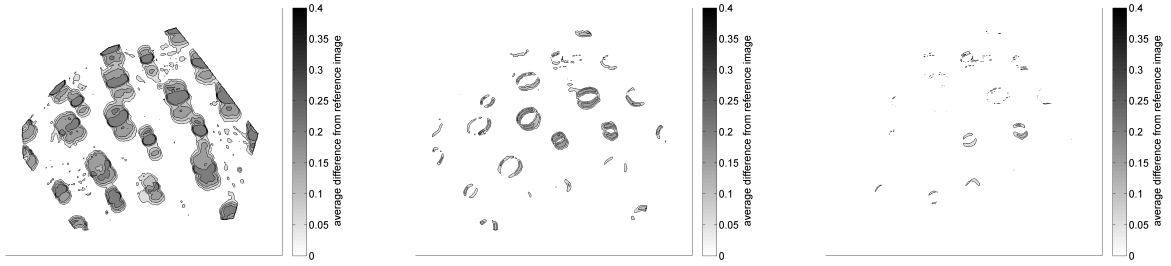


Figure 2: Average difference to reference frame for ex-vivo experiments (from left to right: unstabilized, affine transformation, B-Spline).

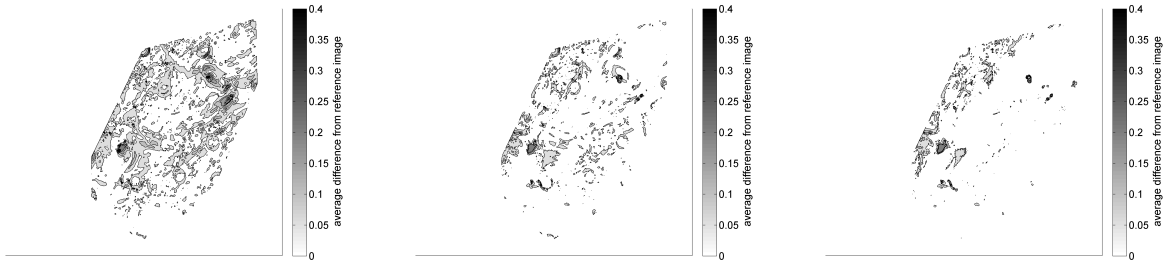


Figure 3: Average difference to reference frame for in-vivo experiments (from left to right: unstabilized, affine transformation, B-Spline).

The average error  $e$  across the entire image summed over all color channels can be obtained by

$$e = \sum_{c \in \{R, G, B\}} \left( \frac{1}{p} \sum_x \sum_y I_{\text{error}}(x, y, c) \right)$$

where  $p$  denotes the number of pixels inside the convex hull of all landmarks (see Table 1). For both experiments, the unstabilized image can be compared to a simple stabilization, which is based on a global affine transformation, and to a more sophisticated stabilization, which is based on multi-level B-Splines as described in [9]. Obviously, the affine transformation significantly reduces the heart motion but does not achieve the same quality of stabilization as the multi-level B-Spline approach.

	ex-vivo	in-vivo
unstabilized	0.186	0.133
affine	0.054	0.088
B-Spline	0.037	0.076

Table 1: Average error in the stabilized images

## 4 Discussion

As the evaluation of the proposed algorithms demonstrates, it is possible to create a stabilized view of the heart that is almost completely stationary. The results clearly show the superiority of the B-Spline transformation to the global affine transformation. This is not surprising since the affine transformation cannot properly deal with non-uniform deformations.

Image stabilization depends on reliable tracking of the heart motion. The presented model-based technique allows robust tracking even in the presence of uncertainties and occlusions. As the in-vivo experiment illustrates, reliable tracking is not only possible with the heart phantom but under more difficult real-life conditions as well.

Future work might include optimizations of stabilization accuracy in order to further reduce the amount of residual motion. Furthermore, integration with a surgical robot is required to create a system that can be used for surgery.

## Acknowledgments

This work was partially supported by the German Research Foundation (DFG) within the Research Training Groups RTG 1126 “*Intelligent Surgery - Development of new computer-based methods for the future working environment in visceral surgery*”.

We thank Evgeniya Ballmann for her work on physics-based motion compensation and Szabolcs Páli for his contributions to the in-vivo experiment.

## 5 References

- [1] T. J. Gilhuly, S. E. Salcudean, and S. V. Lichtenstein, “Evaluating Optical Stabilization of the Beating Heart,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, pp. 133–140, 2003.
- [2] Y. Nakamura, K. Kishi, and H. Kawakami, “Heartbeat Synchronization for Robotic Cardiac Surgery,” in *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2001)*, (Seoul, Korea), pp. 2014–2019, May 2001.
- [3] D. Stoyanov and G. Yang, “Stabilization of Image Motion for Robotic Assisted Beating Heart Surgery,” *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, vol. 10, pp. 417–424, 2007.
- [4] M. Gröger and G. Hirzinger, “Image Stabilisation of the Beating Heart by Local Linear Interpolation,” in *Medical Imaging: Visualization, Image-Guided Procedures and Display*, 2006.
- [5] R. Richa, P. Poignet, and C. Liu, “Three-dimensional Motion Tracking for Beating Heart Surgery Using a Thin-plate Spline Deformable Model,” *International Journal of Robotics Research*, vol. 20, pp. 218–230, Feb. 2010.
- [6] A. Noce, J. Triboulet, and P. Poignet, “Efficient Tracking of the Heart Using Texture,” in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS 2007)*, (Lyon, France), pp. 4480–4483, Aug. 2007.
- [7] E. Bogatyrenko, P. Pompey, and U. D. Hanebeck, “Efficient physics-based tracking of heart surface motion for beating heart surgery robotic systems,” *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery (IJCARS 2010)*, vol. 6, pp. 387–399, Aug. 2010.
- [8] C. A. Glasbey and K. V. Mardia, “A Review of Image Warping Methods,” *Journal of Applied Statistics*, vol. 25, pp. 155–171, 1998.
- [9] S. Lee, G. Wolberg, and S. Y. Shin, “Scattered data interpolation with multilevel B-splines,” *Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions*, vol. 3 (3), pp. 228 – 244, 1997.
- [10] E. Bogatyrenko and U. D. Hanebeck, “Visual stabilization of a beating heart motion by model-based transformation of image sequences,” in *Proceedings of the 2011 American Control Conference (ACC 2011)*, (San Francisco, California, USA), June 2011.
- [11] E. Bogatyrenko and U. D. Hanebeck, “Adaptive model-based visual stabilization of image sequences,” in *Proceedings of the 14th International Conference on Information Fusion (Fusion 2011)*, (Chicago, Illinois, USA), July 2011.
- [12] Allied Vision Technologies GmbH, *PIKE Technical Manual V5.1.0*, May 2011.