

Session 8

OP-Saal der Zukunft & Interventionen

Anforderungsanalyse und Entwurf zur Integration von optischen Oberflächenscannern als neue Modalität im DICOM Standard

C. Dressler¹, M. Rockstroh¹, P. Liebmann¹, O. Burgert¹.

¹ Universität Leipzig, ICCAS, Leipzig, Germany

Kontakt: christian.dressler@iccas.de

Abstract:

Oberflächenscanner werden zunehmend in der Medizin genutzt. Im Gegensatz zu radiologischen Modalitäten wie CT, MRT oder Ultraschall ist aber die Anbindung an einen zentralen Datenspeicher und die Kombination der Geräte mit Produkten unterschiedlicher Hersteller noch nicht möglich. Dadurch werden die Arbeitsabläufe zur Langzeitarchivierung der Daten erschwert, sowie Interoperabilität zwischen Systemen behindert. Um dies zu ändern wurden Gespräche mit Herstellern, Ärzten und Forschungseinrichtungen geführt, um die klinischen Anwendungsfälle (use cases), in denen Oberflächenscanner aktuell und zukünftig eingesetzt werden, zu identifizieren. Die derzeit gebräuchlichen proprietären Datenstrukturen und Datenverarbeitungsmethodiken wurden für die einzelnen Anwendungsfälle analysiert und auf Gemeinsamkeiten überprüft. Aus den erarbeiteten Anwendungsfällen konnte eine DICOM-Datenstruktur abgeleitet werden, welche sich nahtlos in den DICOM Standard einfügt und alle Anwendungsfälle berücksichtigt. Nach Erteilung eines „Work Items“ durch das DICOM Standards Committee und erfolgreichem „First Read“ vor der DICOM Working Group „Base Standard“ stellt dieser Beitrag den derzeitigen Entwurf der DICOM Erweiterung vor. Das starke Interesse von Herstellern und Anwendern für die Erweiterung des DICOM-Standards um Oberflächenscanner-Daten lässt eine breite Implementierung nach Beendigung des Standardisierungsprozesses erwarten.

Schlüsselworte: DICOM, Oberflächenscanner, Laserscanner, 3D, Chirurgie, Interoperabilität

1 Problem

Oberflächenscanner werden in vielen medizinischen Disziplinen im Krankenhaus eingesetzt, (vgl. Abbildung 1) um die Oberfläche des Patienten oder einzelner Körperteile des Patienten zu erfassen. Die Daten werden zur Operationsplanung, zur Dokumentation oder auch zur Fertigung von Prothesen, beispielsweise im Dentalbereich, genutzt. Derzeit speichern alle Systeme die erhobenen Messdaten in einem proprietären Dateiformat welches sich zur Beschreibung der Geometrie vielfach an bestehende Dateiformate wie STL anlehnt. Metadaten, die im klinischen Kontext eine besondere Rolle spielen, werden in der Regel rein proprietär gespeichert. Dadurch sind Systeme nicht interoperabel, sie sind schwierig in klinische Informationssysteme zu integrieren, eine zentrale Langzeitarchivierung ist aufwändig zu realisieren und die Anschaffung einer Systemlösung ist nicht zukunftssicher. Zudem erschwert das Fehlen einer akzeptierten Schnittstelle zu anderen Applikationen die Entwicklung von Spezial- und Spartenlösungen durch kleinere Firmen. Meist sind einzelne Firmen nicht in der Lage, sowohl auf dem Gebiet der 3D-Rekonstruktion, als auch bei der Geräteentwicklung den neuesten Stand der Technik zu anzubieten. Eine standardisierte Schnittstelle ermöglicht die Trennung von Gerät und Rekonstruktionssoftware.

Im Vergleich zu den bereits etablierten bildgebenden Verfahren, werden bei der 3D-Vermessung durch Oberflächenscanner die erhobenen Daten nicht automatisch zentral gespeichert. Da die zentrale Speicherung radiologischer Daten in der Regel unter Verwendung des Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Standards auf einem PACS geschieht, lag es nahe, den existierenden DICOM-Standard um eine neue Modalität „optische Oberflächenscanner“ zu erweitern. Da es in DICOM bereits möglich ist, dreidimensionale Oberflächen abzubilden, ist eine wesentliche Datenstruktur zur Speicherung der Oberflächenscans bereits vorhanden.

Um eine detaillierte Datenstruktur in DICOM erstellen zu können, ist die Kenntnis der Anwendungsfälle in der klinischen Routine von großer Bedeutung. Ziel war es, alle erforderlichen Datenstrukturen in Abhängigkeit der Anwendungsfälle zu beschreiben.

Im Zuge dieser Arbeit wurde eine erste Version des DICOM-Supplements entwickelt, welches sowohl die Anforderungen der Firmen und Anwender, als auch die Einschränkungen des DICOM-Standards berücksichtigt.

2 Methoden

Zunächst wurde eine umfangreiche Literaturrecherche der wissenschaftlichen Publikationen im Bereich der computerassistierten Chirurgie der letzten fünf Jahre vorgenommen, um moderne Anwendungsfälle für optische Oberflächenscanner zu identifizieren (siehe Abbildung 1). Parallel wurde eine internationale Marktrecherche durchgeführt, um Hersteller von optischen Oberflächenscannern und darauf basierenden Systemlösungen zu identifizieren. Diese wurden daraufhin angeschrieben und dazu eingeladen, sich an den Standardisierungsaktivitäten zu beteiligen. Es wurde die DICOM Working Group 22 „Dentistry“ eingeladen, Anwendungsfälle aus der Dentalprothetik – einem der kommerziell bedeutendsten Anwendungsgebiete für optische Oberflächenscanner in der Medizin – beizusteuern.

Ein Treffen mit Chirurgen und Vertretern aus Wirtschaft und Forschung wurde organisiert und die Anwendungsfälle angefangen vom dentalen Bereich bis hin zu Schönheitsoperationen an der Brust diskutiert. Basierend auf diesen klinischen Anwendungsfällen wurden die verwendeten Datenstrukturen und Verarbeitungsmethodiken identifiziert. Ein wesentlicher Aspekt war dabei die Klärung und Vereinheitlichung von Begrifflichkeiten. Des Weiteren wurde am ICCAS ein mobiler Oberflächenscanner in 13 Fällen zur Dokumentation der Formänderung der Nase durch Septorhinoplastik eingesetzt.

3 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Literaturrecherche und der grobe Rahmen, wie eine DICOM-Erweiterung aussehen könnte, wurden erstmalig detailliert in [1] vorgestellt. Es wurden Anwendungsfälle, wie in Abbildung 1 gezeigt, bestimmt.

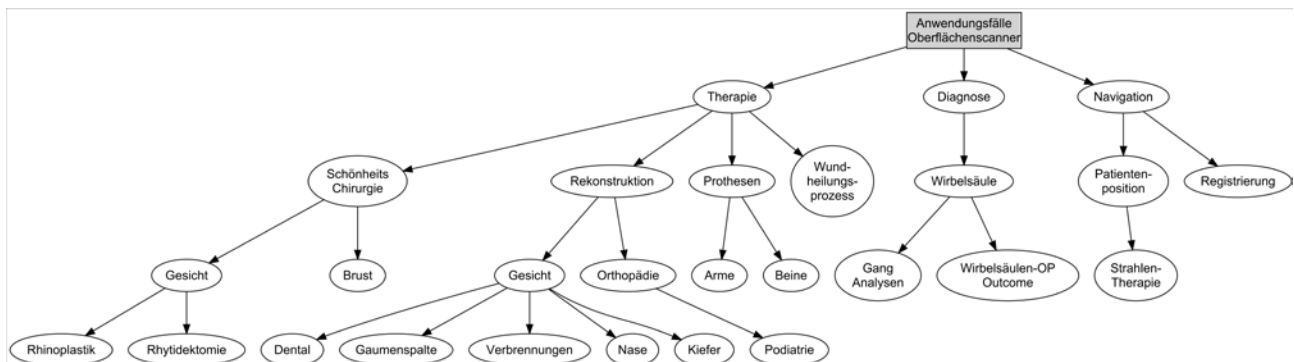


Abbildung 1. Anwendungsfälle für Oberflächenscanner in der Medizin (nach [1]).

Die in den Anwendungsfällen genutzten Datenstrukturen wurden analysiert und dem DICOM Standards Committee vorgestellt. Das Komitee erteilte den Auftrag zur Entwicklung eines Supplements, der Zwischenstand wurde in [2] präsentiert. Nach dem Treffen mit Herstellern und Anwendern wurden folgende Anforderungen festgelegt:

- Oberflächen als Punktmenge und/oder Dreiecksnetz speichern
- Speicherung mehrerer Oberflächen des selben Objekts, incl. Registrierung der Oberflächen
- Speicherung von Texturen
 - o als Bitmaps incl. Mappinginformationen (UV-Mapping)
 - o als farbige Knoten eines Oberflächennetzes, bzw. farbige Punkte einer Punktwolke
- Speicherung mehrerer Texturen für die selbe Oberfläche
- Manuelle Nachbearbeitung eines Objekts mit Referenz auf Originalversion erlauben

Die Anforderungen wurden in einem Entwurf für ein DICOM-Supplement wie folgt umgesetzt:

- Eine „Series“ (Serie) beinhaltet die aufgenommenen 3D-Daten eines Objektes, als Punktwolke und / oder als Oberfläche.
- Eine „Study“ (Untersuchung) bezieht sich auf genau eine Untersuchung. Nachdem eine Oberfläche geändert wurde, beispielsweise durch das manuelle Beseitigen von Artefakten, wird diese in derselben Untersuchung wieder gespeichert, jedoch in einer eigenen Serie.
- DICOM-Oberflächennetze werden um die Möglichkeit in ihren Knoten auch Vektoren, statt wie bisher nur Skalarwerte abzuspeichern, erweitert.
- Bitmap-Texturen, welche beispielsweise durch zusätzliche Farbkameras erzeugt werden, müssen im DICOM-Format „VL Photographic Image“ in der entsprechenden Serie abgelegt werden und per „Frame of Reference“ mit den jeweiligen 3D-Daten verknüpft werden.

- Die Oberflächen werden durch das in der Surface Segmentation IOD bereits vorhandene Modul „Surface Mesh“ [3] beschrieben, um kein zusätzliches Format zum Abbilden von Oberflächen in den Standard zu bringen.

Der aktuelle Entwurf der DICOM Erweiterung umfasst zudem beschreibende Attribute, mit welchen die Parameter der Aufnahme festgelegt werden können. Die jeweils aktuelle Version der Erweiterung findet sich als „Supplement 154: Support for Optical Surface Scanner Modalities Storage SOP Class“ unter [4].

Anhand von zwei Beispielen soll die Struktur der DICOM Erweiterung verdeutlicht werden.

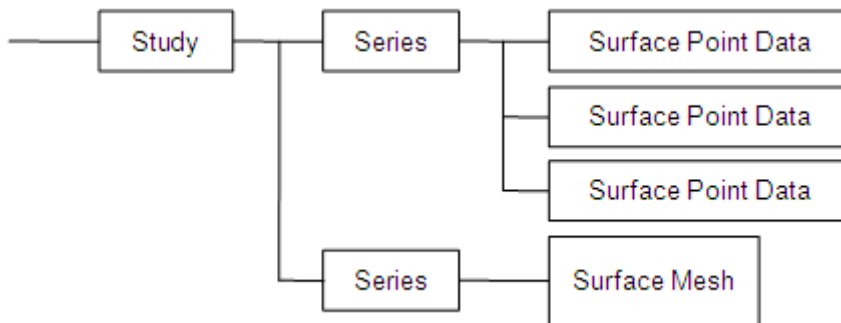


Abbildung 2. DICOM-Struktur einer rekonstruierten Punktmenge

Wird beispielsweise bei einer Septorhinoplastik die Nase des Patienten vermessen, sind mehrere Aufnahmen aus unterschiedlichen Blickwinkeln notwendig. Die einzelnen Aufnahmen können als Punktmenge in einer Serie gespeichert werden (Abbildung 2). Werden die Punktmengen anschließend in Oberflächen umgewandelt und mit einer externen Anwendung korrekt zu einem einzigen Objekt zusammengesetzt, wird das Ergebnis der Rekonstruktion in der selben „Study“ als Oberfläche in einer eigenen Serie abgelegt. Ein ähnlicher Anwendungsfall ist der Scan eines Gebissabdrucks mit Hilfe eines Drehtellers. Auch hier entstehen mehrere Scans eines einzelnen Objekts, welche erst nachträglich zusammengefasst werden.

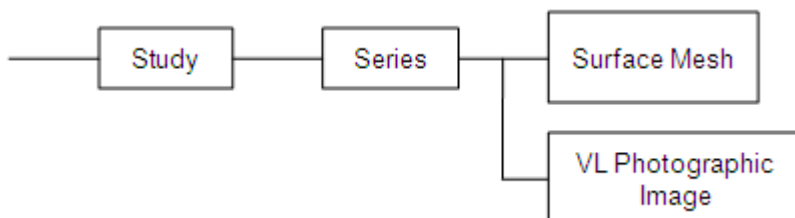


Abbildung 3. DICOM-Struktur einer texturierten Oberfläche

In dem Beispiel von Abbildung 3 wird gezeigt, wie eine texturierte Oberfläche im DICOM-Format des in Entwicklung befindlichen Supplements beschrieben werden kann. Ein Anwendungsfall ist die Dokumentation des Heilungsverlaufs von kleineren Flächen bei Verbrennungen. Das Ablegen von Bildern ist im DICOM-Format bereits definiert, die Oberfläche wird mit Hilfe des Moduls „Frame of Reference“ dem Bild zugewiesen. Dabei wird die Methode des UV-Mappings unterstützt.

4 Diskussion

Es ist gelungen, auf Grund der identifizierten Anforderungen eine Datenstruktur in DICOM zu entwickeln, mit welcher die bekannten Anwendungsfälle für Oberflächenscanner in DICOM abgebildet werden können. Ein erfolgreicher „First Read“ vor der DICOM Working Group „Base Standard“ hat die DICOM-Konformität des gewählten Entwicklungsansatzes bestätigt. Durch die flexible Datenstruktur und die gewählte Aufteilung in Studien und Serien ist es möglich, für jedes klinische Anwendungsgebiet Regeln zu definieren, wie mit den Daten der Oberflächenscanner umgegangen werden soll. So ist es beispielsweise möglich, die Rohdaten nur kurzfristig vorzuhalten und zur Langzeitarchivierung einen voll rekonstruierten Datensatz ohne Speicherung der Verarbeitungsschritte zuzulassen. Sollten für solche Fragen allgemeingültige Regularien notwendig sein, wären diese außerhalb von DICOM, beispielsweise in Form eines IHE-Profiles, zu entwickeln.

Die Erfahrungen bei der Erweiterung des DICOM-Standards zeigen, dass sowohl bei Herstellern von 3D-Software und von Scanner-Geräten, als auch bei Klinikern ein gemeinsamer Standard auf großes Interesse stößt. Aus technischer

Sicht unterscheiden sich die Schnittstellen von Oberflächenscanner nur unwesentlich von denen der bereits durch Klinikinformationssysteme unterstützten radiologischen Geräte.

5 Referenzen

1. Burgert O, Treichel T, Dressler C, Gessat M. Storing Data generated by Optical Surface Scanners using DICOM - a Work Item Proposal. In: SPIE Medical Imaging. San Diego: 2010
2. Dressler C. Optical Surface Scan IOD. In: DICOM 2010: KIS - RIS - PACS und 12. DICOM Treffen. Mainz: 2010
3. Gessat M, Zachow S, Lemke HU, Burgert O. Geometric Meshes in Medical Applications—Steps towards a Specification of Geometric Models in DICOM. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery 2007;2[supplement 1]:440–442.
4. DICOM Standard Status [Internet]. [o. J.];[zitiert 9. Mai 2011]
URL: <http://www.dclunie.com/dicom-status/status.html#SupplementsByNumber>

Integration von kompakter Zoomoptik, Navigation und Roboterassistenz in der mikrochirurgischen Neurochirurgie

J. Wahrburg¹, F. Ebner², J. Marquardt², M. Pfeifle², S. Sahm¹, O. Rehe³, D. Wellein⁴, M. Tatagiba², F. Duffner²

¹ Universität Siegen, Zentrum für Sensorsysteme, Siegen, Germany

² Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Neurochirurgie, Tübingen, Germany

³ Henke-Sass Wolf GmbH, Tuttlingen, Germany

⁴ Universität Leipzig, ICCAS, Leipzig, Germany

Kontakt: wahrburg@zess.uni-siegen.de

Abstract:

Der Beitrag stellt das Neuro-Comrade System für mikrochirurgische Eingriffe in der Neurochirurgie vor, das als flexible und ergonomische Alternative zu den bisher eingesetzten Operationsmikroskopen konzipiert ist. Seine wesentlichen Komponenten bestehen aus einer kompakten Zoomoptik mit hochauflösender HDTV-Kamera, einer Navigationskomponente zur Einbeziehung präoperativer Diagnostik und einem Assistenzroboter als Positionierungs- und Haltesystem. Diese neuartige Kombination bietet besondere Vorteile hinsichtlich der ergonomischen Arbeitsbedingungen sowie der erzielbaren Funktionalität. Sie werden anhand des im Rahmen des „Neuro-Comrade“ – Verbundprojektes aufgebauten Prototypsystems erläutert.

Schlüsselworte: Mikrochirurgie, Operationsmikroskop, Neuronavigation, Assistenzroboter

1 Problem

Mikrochirurgische Eingriffe mit Hilfe eines Operationsmikroskops stellen in der Neurochirurgie unverändert den Goldstandard dar. Doch trotz aller Errungenschaften bringt der Einsatz von Operationsmikroskopen auch Nachteile mit sich, vor allem im ergonomischen Bereich. Da die Optik des Mikroskops zwischen dem Patienten und dem Neurochirurgen positioniert ist, muss der Chirurg insbesondere bei Eingriffen im Bereich der hinteren Schädelgrube die Instrumente mit durchgestreckten Armen führen. Das kann bei Operationen über einen Zeitraum von mehreren Stunden überaus anstrengend werden. Mikrochirurgische Techniken durch endoskopische Operationsverfahren zu ersetzen brachte nur teilweise Erfolg. Die Endoskopie ermöglicht zwar bequemerer Operieren, die Übersicht im Bereich des Operationsfeldes fehlt jedoch.

Zur Vermeidung dieser Nachteile besteht die Zielsetzung bei der Entwicklung des hier vorgestellten Neuro-Comrade Systems in der Verwendung einer kompakten Zoomoptik, die in verschiedenen Modi mechatronisch geführt werden kann, sowie in einem hohen Integrationsgrad der verwendeten Komponenten, um dem Neurochirurgen eine möglichst ergonomische, intuitive Bedienung zu ermöglichen.

2 Methoden

Abbildung 1 gibt einen Überblick über die verwendeten Systemkomponenten. Als Mikroskop wird eine vom Projektpartner HSW (Fa. Henke-Sass, Wolf GmbH, Tuttlingen) entwickelte variable Zoomoptik eingesetzt, die anhand des typischen neurochirurgischen Operationsspektrums spezifiziert wurde. Durch die digitale Aufnahme der Bilddaten entfällt das sonst bei Operationsmikroskopen zu findende optomechanische System mit Okularen, wodurch eine wesentliche Verringerung der Baugröße möglich wird. Da das ergonomische Problem des Umgreifens damit nahezu beseitigt wird und der Operateur das gelieferte Bild auf einem HD-Monitor statt durch das Okular betrachtet, wird eine deutlich ermüdungsfreiere Arbeitshaltung ermöglicht.

Zur Führung der Zoomoptik wird das interaktive modiCAS Assistenzrobotersystem [1,2] eingesetzt. Seine Besonderheit liegt darin, dass es zwei Betriebsmodi realisieren kann:

a) passiver Modus (haptische Führung)

Hier wird der Roboterarm über einen Handgriff am Roboterarm manuell so bewegt, dass das Mikroskop in gewünschte Stellungen gebracht wird. Die vom Operateur aufgebrachten Kräfte und Momente werden von einem Kraft-/Momentensensor im Roboterflansch gemessen und in der Robotersteuerung in Bewegungen des motorisch angetriebenen Roboterarms umgesetzt. Der Roboterarm verhält sich für den Bediener wie ein passiv bewegtes konventionelles Operationsmikroskop.

b) aktiver Modus

Die Motoren der Gelenke des Roboterarms werden so angesteuert, dass die Zoomoptik autonom in vorprogrammierten Stellungen positioniert wird, die z.B. aus der präoperativen Bildgebung errechnet wurden. Da das Robotersystem auch ein optisches 3D-Digitalisiersystem (Polaris der Fa. NDI) umfasst, ist damit die Kombination mit Neuronavigation und Augmented Reality möglich.

Durch geschickte Umschaltung zwischen diesen Betriebsmodi wird dem Operateur während des Einsatzes ein bisher nicht erreichtes Maß an Flexibilität und Unterstützung bei Optikführung geboten. So ist es beispielsweise möglich, den Roboter im passiven Modus durch haptische Führung in bestimmte Stellungen zu bringen, diese zu speichern und später im aktiven Modus automatisch exakt reproduzierbar erneut anzufahren.

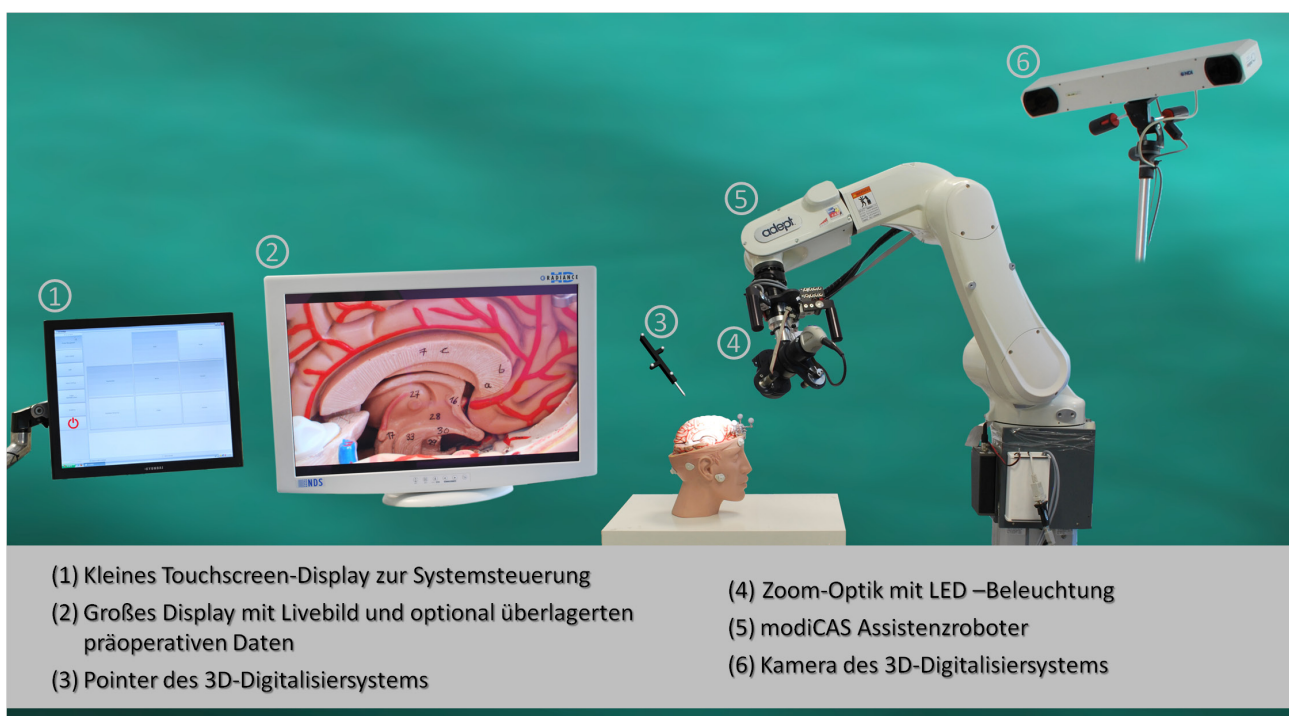


Abb. 1: Komponenten des Neuro-Comrade Systems

Zur Kombination mit präoperativen CT- oder MR-Bildern umfasst das Neuro-Comrade System eine Planungssoftware, die auf der Volv-Plattform für die medizinische Visualisierung beruht [3]. Damit können vor dem Eingriff die gewünschten Bilddaten ausgewählt und gegebenenfalls zueinander registriert werden. Die Planungssoftware umfasst verschiedene Segmentierungsmodule, welche kombiniert werden können, um bestmögliche Unterstützung bei der Segmentierung von Risikostrukturen und Tumoren zu bieten [4]. Der mittels bekannter Matching-Verfahren, z.B. Paired-Point-Matching über Fiducial Marker, im OP durchgeführte Abgleich mit der realen Patientenstruktur ermöglicht die Einblendung oder Überlagerung von präoperativem Bildmaterial in den Livebildern der Zoomoptik. Die Erfassung der für die Augmented-Reality Darstellung benötigten Kameraparameter erfolgt dabei durch die Auswertung eines aus mehreren Blickwinkeln aufgenommen Kalibriermusters. Innerhalb des modiCAS Teilsystems wird der Abgleich zwischen Roboterarm und Navigationssystem durchgeführt. Die Beziehung zwischen Zoomoptik und Roboter kann über die Abmessungen der mechanischen Befestigung der Optik am Roboterflansch berechnet werden.

Die einfache Systembedienung und Übersichtlichkeit stellte eine besonders wichtige Zielsetzung für die Entwicklung dar. Bei Einsatz konventioneller Operationsmikroskope, Neuronavigationssysteme und gegebenenfalls weiterer Geräte muss der Chirurg wegen fehlender systemübergreifender Schnittstellen jede Komponente separat bedienen und den Blick durch das Okular zur Betrachtung eines oder mehrerer Monitore immer wieder unterbrechen. Bei dem Neuro-

Comrade System werden hingegen alle Informationen der unterschiedlichen bildgebenden Quellen zentral auf einem einzigen Display zur Verfügung gestellt. Hinzu kommt noch ein kleinerer Touchscreen-Monitor für Systemeinstellungen und Parameteränderungen, die in der Regel vom Assistenzpersonal vorgenommen werden. Der Operateur selbst bedient Roboter und Zoomoptik über die Handgriffe und Taster am Roboterarm.

3 Ergebnisse

Das aufgebaute Prototypsystem umfasst alle Komponenten und bietet die volle Funktionalität für erste präklinische Erprobungen. Die einzelnen Komponenten zeichnen sich durch folgende Merkmale aus:

Die Zoomoptik (etwa 6 cm Durchmesser, 16 cm Länge) stellt für die typischen Arbeitsabstände von 20 bis 40 cm ein bis zu 8-fach vergrößertes Bild nahezu zeichnungsfrei zur Verfügung. Für die Videoaufnahme und Darstellung des Bildes wird ein hochauflösender medizinischer Bildsensor (Full HD, 1920x1080 bei 60Hz) eingesetzt. Er gewährleistet eine Bildqualität, die - bis auf den Aspekt der im momentanen Entwicklungszustand noch fehlenden Stereoskopie - mit der des Operationsmikroskops vergleichbar ist. Die Veränderung des Zoom- und Fokuszertes erfolgt über zwei durch Taster am Handgriff schaltbare Mikromotoren, die getrennt voneinander geregelt werden. Für die Ausleuchtung des Operationsgebietes wurden statt einer konventionellen Xenon-Lichtquelle Hochleistungs-LEDs eingesetzt, welche wartungsfrei sind und mit deutlich weniger Leistungsaufnahme auskommen. Durch die geringere Wärmeentwicklung durch das LED-Licht wird das Operationsfeld weniger warm und trocknet somit weniger aus, was für die Anwendung außerordentlich wichtig ist.

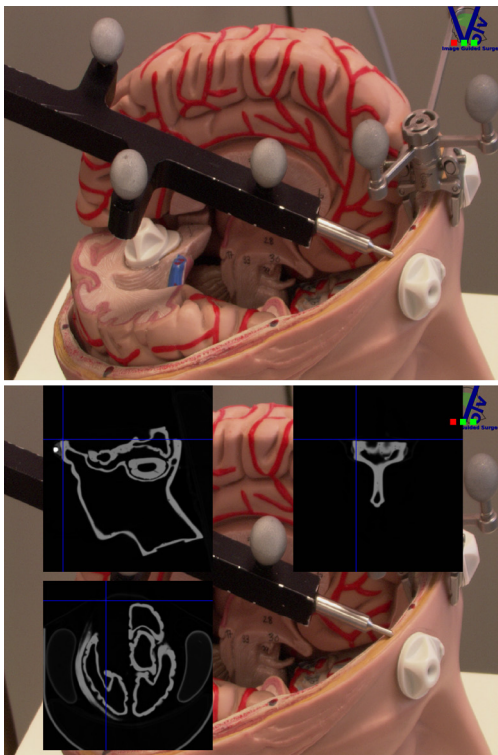


Abb. 2: Integration von präoperativer Bildgebung

Das von dem Bildsensor erfasste HD-VideoBild wird mit Hilfe einer sehr leistungsfähigen Bilderfassungskarte in voller HD-Auflösung in das Visualisierungssystem eingespielt, aufgearbeitet und – um zusätzliche Informationen ergänzt, etwa aus der präoperativen Bildgebung – auf dem großen Bildschirm dargestellt. Die Überlagerung der Zusatzinformationen erfolgt dabei kontextsensitiv. So wird beispielsweise die integrierte Neuronavigation nur dann in das Videobild eingeblendet, wenn der Chirurg einen Pointer in die Nähe des Patienten hält und auf diese Weise schnell und einfach auf die gewünschten Informationen zugreifen kann (siehe Abb.2). Die Art der Darstellung, Anordnung und Größe kann dabei an die Wünsche des Chirurgen angepasst werden. Er kann während der Operation auswählen, welche Visualisierung für ihn momentan am besten geeignet ist. Da sämtliche Informationen in ein einziges Display eingeblendet werden, entfällt dadurch weitgehend das Wechseln der Blickrichtung.

Bei der haptischen Führung kann die Nachgiebigkeit des Assistenzroboters an die jeweils vorliegende Arbeitssituation angepasst werden. Bei großen Bewegungen, beispielsweise um die Zoomoptik zur Zielregion zu führen oder wieder von dort wegzubewegen, wird eine hohe Nachgiebigkeit eingestellt, um schnelle Bewegungen der am Roboterarm befestigten Zoomoptik zu ermöglichen. Wenn die zu operierende Zielstruktur auf dem Monitor sichtbar ist, wird auf eine geringe Nachgiebigkeit umgeschaltet. Damit sind auch sehr kleine Bewegungen der Zoomoptik, die hier aufgrund der bis zu 8-fachen Vergrößerung des Bildes typisch sind, vom Operateur sehr feinfühlig und genau durchführbar. Dabei erfolgt zudem eine automatische Anpassung der Nachgiebigkeit an den aktuell eingestellten Zoomwert, d.h. je

größer der Zoom-Faktor, desto steifer wird die Bewegung des Roboters.

Die Bewegungs-Freiheitsgrade des Roboters können bei der haptischen Führung gezielt eingeschränkt werden, beispielsweise so, dass nur noch translatorische Bewegungen entlang der optischen Achse oder in der Bildebene des Zoomoptik möglich sind, oder nur noch rotatorische Bewegungen, etwa bei der Pivotierung um den Fokuspunkt. Letzteres erlaubt die Änderung der Blickrichtung der Optik, ohne dass das betrachtete Objekt aus der Bildmitte wandert. Der Abstand des Fokuspunktes von der Optik, also die Lage des Rotationszentrums, wird im Steuerungscomputer aus der Zoom/Fokus-Kennlinie errechnet und automatisch aktualisiert. Diese Eigenschaften ermöglichen eine intuitive Führung der Optik, ohne dass Nachjustierungen durch den Benutzer erforderlich werden.

4 Diskussion

Die Funktionalität des aufgebauten Systems ist durch ausführliche Tests in der Klinischen Anatomie des Universitätsklinikums Tübingen an Alkohol- und Formalin-fixierten Präparaten untersucht worden. Im Vergleich mit einem konventionellen Operationsmikroskop wurden Operationen mit einem retrosigmoidalen Zugang bei halbsitzender Lagerung im Kleinhirnbrückenwinkel (KHBW) durchgeführt (siehe Abb. 3), an der Halswirbelsäule über einen Zugang nach Cloward bei Rückenlagerung sowie transsphenoidal in der Sellaregion, ebenfalls bei Rückenlagerung.

Eine erste Auswertung dieser Versuche hat bereits ergeben, dass die Arbeitsposition der Operateure beim retrosigmoidalen Zugang mit halbsitzender Lagerung sowie bei der Halswirbelsäulen-OP nach Cloward bei dem Neuro-Comrade System ergonomisch deutlich vorteilhafter ist. Sie wurde von den Probanden durchweg als bequemer angegeben. Derzeit sind die Projektpartner dabei, die weiteren Erkenntnisse aus den Versuchen umzusetzen, um die Eigenschaften der Systemkomponenten zu optimieren und weitere Tests vorzubereiten.

Perspektivisch eröffnen sich Möglichkeiten, den Assistenzroboters nicht nur zur Führung der Zoomoptik einzusetzen, sondern auch von weiteren Instrumenten, etwa von Endoskopen. Damit kann eine bisher nicht erreichte Flexibilität zur integralen Unterstützung von mikrochirurgischen und endoskopischen Eingriffen erreicht werden. Ebenso ist die Führung von Instrumenten in der rahmenlosen Stereotaxie durch den navigierten Assistenzroboter denkbar.

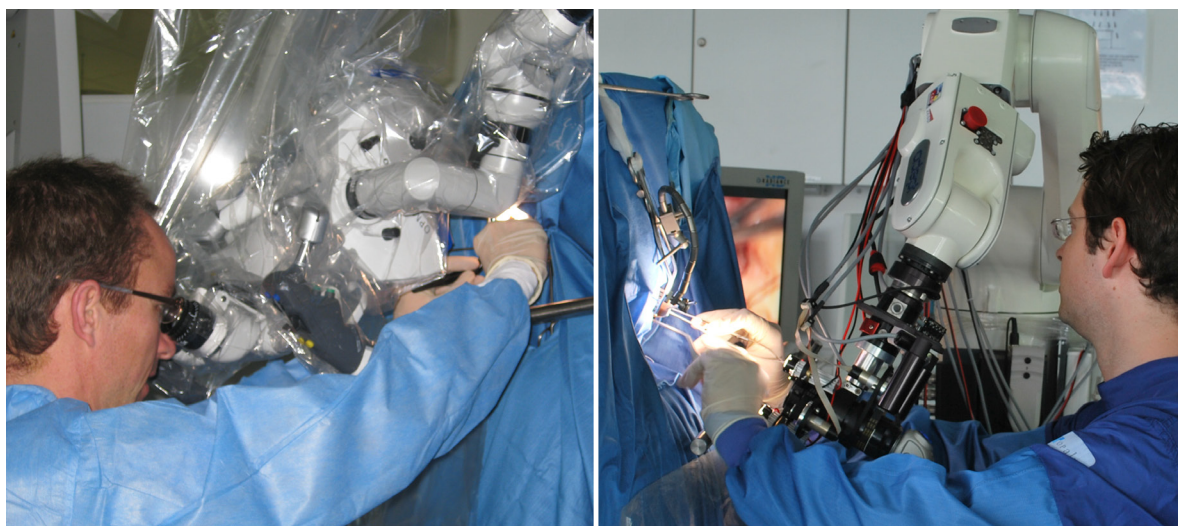


Abb. 3: Operationsmikroskop (links) und Neuro-Comrade (rechts) beim retrosigmoidalen Zugang und halbsitzender Lagerung im Vergleich

Danksagung

Die vorgestellten Arbeiten wurden vom BMBF im Rahmen des Innovationswettbewerbs Medizintechnik und durch die Firma Henke-Sass, Wolf GmbH gefördert.

5 Referenzen

- [1] R. Castillo Cruces, H.C. Schneider, J. Wahrburg: Cooperative robotic system to support surgical interventions, in: Vanja Bozovic (Edt.), Medical Robotics, I-Tech Education and Publishing, Vienna/Austria 2008, pp. 481-490
- [2] J. Wahrburg: Entwicklung von Medizinrobotern zur Assistenz bei operativen Eingriffen, atp – Automatisierungstechnische Praxis, Bd. 51 (2009), Heft 7, S. 56-61
- [3] M. Pfeifle, S. Born, J. Fischer, F. Duffner, J. Hoffmann, und D. Bartz: VolV - Eine OpenSource-Plattform für die medizinische Visualisierung, in: Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V. (CURAC), Karlsruhe, 2007
- [4] S. Born, D. Wellein, P. Rhone, M. Pfeifle, J. Friedrich, D. Bartz: Neurosurgical Intervention Planning with VolV, in: Electronic Proc. of IEEE VisWeek 2010 - VisContest, vol. , 2010

3D-Überwachung des OP-Saals - stören sich PMD-Kameras, Trackingsysteme und Spielkonsolenzubehör?

P. Nicolai¹, H. Mönnich¹, J. Raczkowsky¹, H. Wörn¹

¹ Karlsruher Institut für Technologie, Institut für Prozessrechentechne, Automation und Robotik, Karlsruhe, Germany

Kontakt: philip.nicolai@kit.edu

Abstract:

Für verschiedene heutige und künftige Aufgaben im Operationssaal können 3D-Kameras nützliche Ergänzungen darstellen oder neue Möglichkeiten eröffnen. Neben klassischen Time-of-Flight Kameras erfreut sich derzeit vor allem die Microsoft Kinect wachsender Beliebtheit – trotz ihrer Vermarktung als Spielkonsolenzubehör. Da die Mehrzahl der 3D-Kameras ebenso wie markerbasierte Trackingsysteme mit aktiver Aussendung von Licht im Infrarotbereich arbeitet, besteht die Gefahr, dass diese sich bei simultaner Verwendung ohne aufwendige Synchronisierung gegenseitig stören. Anhand dreier Kameramodelle und eines Trackingsystems wird dieser Sachverhalt untersucht und aufgezeigt, welche Kombinationen ohne entsprechende Mechanismen keine nennenswerten Beeinflussungen aufweisen und zwischen welchen Komponenten eine Synchronisierung notwendig ist.

Schlüsselworte: 3D-Kamera, Kinect, Überwachungssystem, Operationssaal, Evaluation

1 Problem

Diverse Projekte in Deutschland, Europa und auf der ganzen Welt wie MiroSurge [1] oder SOFIE [2] beschäftigen sich mit dem Entwurf und der Konstruktion von Robotersystemen für den Einsatz im Operationssaal. Diese sind – neben anderen Vorzügen – in der Regel sehr klein und leicht und eröffnen damit neue Möglichkeiten für die roboterassistierte Chirurgie: denkbar wäre beispielsweise ein kooperatives Arbeiten von Chirurg und Roboter im selben Arbeitsraum. In einem solchen Szenario wird allerdings eine konstante Überwachung des Arbeitsraumes benötigt, um unerwünschte Ereignisse wie Kollisionen zwischen Roboter und Chirurg auszuschließen und somit die Sicherheit des Chirurgen und des Patienten zu garantieren. Ein derartiges Überwachungssystem wird beispielsweise im Rahmen des EU-Projekts SAFROS aufgebaut [3].

Unabhängig vom Einsatz von Robotern werden bereits heute Computer zu verschiedensten Zwecken im Operationssaal eingesetzt. Deren Bedienung z.B. zur Anzeige und Untersuchung von CT-Aufnahmen ist aber häufig umständlich, da der Chirurg hierfür entweder den sterilen OP-Bereich verlassen oder die gewünschten Aktionen mündlich einem Assistenten zur Ausführung mitteilen muss. Abhilfe schaffen könnte hierbei der Einsatz von Gestenerkennung, mit deren Hilfe der Chirurg auch innerhalb des sterilen Bereichs mittels Handbewegungen z.B. durch einen CT-Datensatz navigieren kann. Diese Technik wurde in einem kanadischen Krankenhaus bereits in mehreren Operationen erfolgreich getestet, zum Einsatz kam hierbei eine Microsoft Kinect 3D-Kamera [4].

Die soeben beschriebenen Szenarien sind aus medizinischer Sicht inhaltlich zunächst nicht notwendigerweise verwandt, gemeinsam ist ihnen jedoch der Einsatz von 3D-Kameratechnik im Operationssaal. Hierbei ist zu beachten, dass kommerziell verfügbare 3D-Kameras derzeit aber fast ausschließlich auf aktiven Messverfahren basieren, die das Aussenden von Infrarotlicht beinhalten. Da auch markerbasierte Trackingsysteme mit Infrarotlicht arbeiten, die bereits im OP-Saal Anwendung finden, ist eine gegenseitige Störung und damit einhergehende Verringerung der Genauigkeit der einzelnen Systeme zu befürchten. Gerade in kritischen Bereichen wie dem medizinischen Einsatz muss jedoch gewährleistet sein, dass die eingesetzten Komponenten sich nicht gegenseitig beeinflussen.

Diese Arbeit untersucht exemplarisch drei verschiedene 3D-Kameras sowie ein markerbasiertes Trackingsystem auf gegenseitige Beeinflussungen beim simultanen Einsatz. Der Fokus liegt nicht auf der absoluten Genauigkeit der Messungen, sondern auf der Wiederholgenauigkeit bzw. dem Rauschen der Tiefenbilddaten. Hier ist im Gegensatz zu Abweichungen der absoluten Genauigkeit keine „einfache“ Korrektur mit Distanz- oder situationsabhängigen Korrekturwerten möglich.

2 Methoden

Die hier untersuchten 3D-Kameras basieren auf verschiedenen Techniken zur Erfassung der räumlichen Informationen, die im Folgenden kurz vorgestellt werden. Im Anschluss folgt eine Beschreibung des Testsetups, mit dem die Experimente durchgeführt wurden. Tabelle 1 bietet zunächst eine Übersicht über die Spezifikationen und Modalitäten der 3D-Kameras.

	PMD[vision] S3	PMD[vision] CamCube 2.0	Microsoft Kinect
Auflösung	64 x 48 px	204 x 204 px	640 x 480 px
Blickwinkel	40° h, 30° v	40° h, 40° v	58° h, 45° v
Messverfahren	Time of Flight	Time of Flight	LightCoding
Infrarotsignal	getriggert	getriggert	konstant
Wellenlänge	850 nm	870 nm	<i>nicht verfügbar</i>
Ausgabe	3D-Daten	3D-Daten, Grauwertbild	3D-Daten, Farbbild, Audiodaten
Anschluss	Ethernet	USB	USB

Tabelle 1: Spezifikationen der untersuchten 3D-Kameras

2.1 Time-of-Flight-Kameras

Die Kameras der Firma PMDTec, die PMD[vision] S3 und PMD[vision] CamCube 2.0, verwenden zur Erfassung des Tiefenbildes das klassische Time-of-Flight-Verfahren. Sie senden kurze Lichtblitze im Infrarotbereich aus und messen die Laufzeit des Lichtes, also die Zeit, bis der ausgesandte Lichtblitz nach einer Reflektion wieder die Kamera erreicht. Aus der gemessenen Laufzeit kann mit sehr geringem rechnerischen Aufwand die Entfernung des reflektierenden Objektes zur Kamera errechnet werden. Um eine theoretische Genauigkeit im Millimeterbereich erreichen zu können sind hierbei allerdings extrem kurze Schaltzeiten von wenigen Picosekunden erforderlich, die nur von speziell für diesen Zweck entwickelten Kamerachips erreicht werden. Zur Erhöhung der Genauigkeit werden in der Regel mehrere Messungen mit verschiedenen Integrationszeiten durchgeführt und zu einem einzigen Messergebnis kombiniert. Die Kameras können in drei verschiedenen, fest vorgegebenen Frequenzen betrieben werden.

2.2 Microsoft Kinect

Die Microsoft Kinect basiert auf einer von der israelischen Firma PrimeSense entwickelten Technik namens LightCoding. Ein IR-Laser projiziert dauerhaft ein festes Muster in die zu erfassende Szene. Die mit diesem Muster beleuchtete Szene wird von einem herkömmlichen CMOS-Chip mit IR-Passfilter aufgenommen, der sich im Kameragehäuse um einige Zentimeter vom Laser entfernt befindet. Somit liegen Aufnahmen der Szene im IR-Bereich aus zwei Perspektiven vor, aus denen durch klassische Triangulation ein Tiefenbild errechnet werden kann. Der im Vergleich zu ToF-Kameras ungleich höhere Rechenaufwand schlägt sich in einer erhöhten Latenz von ca. 300 Millisekunden nieder. Prinzip bedingt ist die Verwendung von Standard-Bauteilen möglich, so dass die Kameras zu sehr niedrigen Preisen produziert werden können. Da die Microsoft Kinect in erster Linie als Spielekonsolenzubehör an Privatanwender vermarktet wird sind die Zugriffsmöglichkeiten auf kamerainterne Parameter allerdings stark eingeschränkt. Im Rahmen der Open Natural Interaction-Initiative steht seit dem Spätjahr 2010 ein Framework mit Treiber für den Anschluss und die Steuerung der Microsoft Kinect am PC bereit [5]. Aufgrund der großen Resonanz außerhalb der originären Nutzung an einer Spielekonsole, insbesondere im Bereich Forschung und Kunst, veröffentlichte Microsoft im Juni 2011 die erste Version eines offiziellen Software Development Kits zur nicht-kommerziellen Nutzung.

2.3 Markerbasiertes Trackingsystem

Als markerbasiertes Trackingsystem kommt das ARTtrack2-System der ART GmbH mit sechs Kameras zum Einsatz. Diese erleuchten die Szene jeweils mit kurzen Infrarotblitzen (Wellenlänge 880 nm), nehmen ein Bild im infraroten Bereich auf und segmentieren darin die hochreflektiven Markerkugeln. Aus diesen zweidimensionalen, segmentierten Bildern können mittels der bekannten Kamerakalibrierung und der bekannten räumlichen Anordnung der Kameras die Positionen der Marker berechnet werden. Die Funktionsweise entspricht aus dem Operationssaal bekannten Trackingsystemen (z.B. NDI Polaris). Der Vorteil des ARTtrack2-Systems liegt in der höheren Anzahl an Kameras, die das System genauer und weniger anfällig für Verdeckungen macht sowie ein deutlich vergrößertes Arbeitsvolumen abdecken kann.

2.4 Experimente

Zur Untersuchung gegenseitiger Beeinflussungen wurde ein Teststand aufgebaut, der je eine 3D-Kamera jeder Bauart unterhalb des vorhandenen, deckenmontierten ART-Systems enthielt (siehe Abb. 1). Alle Kameras waren auf ein planes Testobjekt gerichtet, das per Roboter bewegt werden konnte. Zur präzisen Bestimmung der Position des Testobjekts kam ein passiver FARO-Messarm zum Einsatz, der mechanisch mit dem Roboter gekoppelt wurde. Zusätzlich wurden die Positionen der Ecken des Testobjekts über das ART-System erfasst, um eventuelle Verwindungen berücksichtigen zu können. In dieser (im Rahmen der hier behandelten Tests festen) Konfiguration wurden für jede Messung 100 aufeinanderfolgende Frames aus jeder aktiven Kamera aufgezeichnet. Diese Messwerte bilden die Grundlagen für die im folgenden Abschnitt dargestellten Auswertungen.

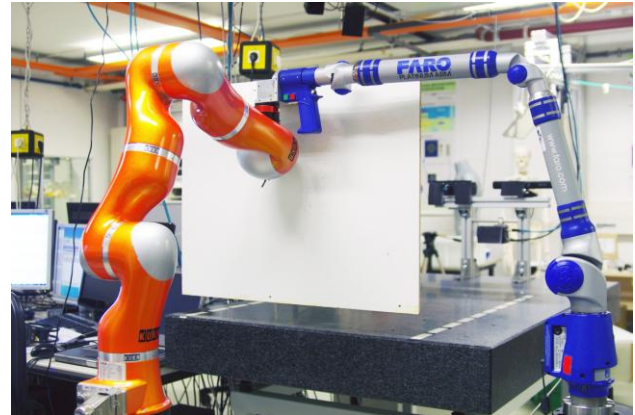


Abb. 1: *links:* Testaufbau mit PMD[vision] CamCube im Vordergrund, *rechts:* Positionierung des Testobjekts mittels Roboter und Positionsauzeichnung durch passiven FARO-Messarm

Getestet wurde das Zusammenspiel verschiedener Kameras unterschiedlicher und gleicher Bauart. Folgende Punkte waren hierbei von besonderem Interesse, da anhand der technischen Daten gegenseitige Beeinflussungen nahe liegen:

- Stört das ARTtrack2-System die PMD[vision] CamCube, da die Wellenlängen nur 10 nm auseinanderliegen?
- Beeinflussen sich die ToF-Kameras untereinander?
- Stören sich mehrere Kinect-Kameras, da die projizierten Punktmuster nicht eindeutig zugeordnet werden können?

3 Ergebnisse

Aufgrund der Vielzahl der getesteten Kombinationen sollen hier nur einige Ergebnisse exemplarisch genannt werden. Sämtliche im Folgenden genannten Werte beruhen auf der Auswertung des jeweils mittigen Kamerapixels und wurden über alle 100 Aufnahmen der jeweiligen Messreihe berechnet.

Überraschenderweise beeinflusst der unsynchronisierte Betrieb des ARTtrack2-Systems parallel zur PMD[vision] CamCube deren Wiederholgenauigkeit nur minimal: die Standardabweichung der Entfernung verringerte sich in den Messungen beim Hinzuschalten des Trackingsystems von 3.2 mm auf 2.8 mm. Die Messwerte weisen weiterhin keine signifikanten periodischen Schwankungen oder Ausreiser auf, wie sie evtl. aufgrund der unterschiedlichen Frequenzen des ARTtrack2-Systems und der PMD[vision] CamCube zu erwarten gewesen wären (siehe Abb. 2).

Auch der Betrieb verschiedener ToF-Kameras ergab keine unbekannten Probleme. Wie in früheren Arbeiten gemessen [6] stören sich mehrere PMD[vision] S3 beim Betrieb mit gleicher Frequenz massiv: die Standardabweichung liegt bei 19.4 mm im Vergleich zu 2.1 mm bei Einzelbetrieb – ein Anstieg um den Faktor zehn. Werden die PMD[vision] S3 jedoch mit Frequenzmultiplexing und (bei der Verwendung von mehr als drei Kameras) zusätzlich mit Zeitmultiplexing betrieben, so ergibt sich für die Standardabweichung ein Wert von 1.6 mm, vergleichbar mit dem Einzelbetrieb. Eine gegenseitige Beeinflussung der PMD[vision] CamCube und der PMD[vision] S3 konnte nicht festgestellt werden.

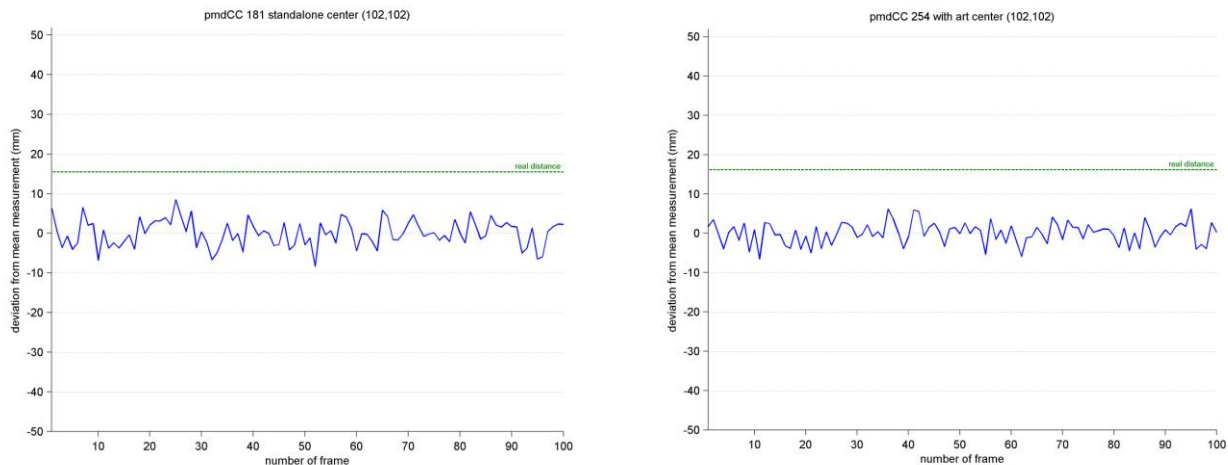


Abb. 2: links: CamCube ohne ARTtrack2, rechts: CamCube mit aktivem ARTtrack2; x-Achsen: Abweichung vom Mittelwert in mm, y-Achsen: Einzelbilder innerhalb der Messreihe; durchgezogene Linie jeweils „korrekte“ Distanz

Bei der simultanen Nutzung zweier Kinect im Abstand von ca. 30 cm, die auf dieselbe Fläche gerichtet sind, wäre je nach gewählter Implementierung eine starke Beeinflussung plausibel. Diese tritt jedoch in engen Grenzen erst ein, wenn die zweite Kinect in Relation zur ersten im Raum bewegt wird (Rotation, Translation): hierbei steigt die Standardabweichung von 1.4 mm auf 2.0 mm. Dies lässt sich anhand des projizierten Musters erklären, das in seiner konkreten Ausprägung globale und lokale Informationen kodiert. Anhand dieser Merkmale lassen sich Überlagerungen durch eine zweite Kinect anscheinend sehr effektiv als fremde Störquelle verwerfen. Einschränkend muss jedoch erwähnt werden, dass die im Test vorliegende frontale Ausrichtung der Kinect auf eine ebene Fläche ideale Bedingungen für das LightCoding-Verfahren darstellt.

4 Diskussion

Die hier vorgestellten Ergebnisse zeigen, dass der Betrieb mehrerer 3D-Kameras und des ARTtrack2-Systems bei vergleichbarer Wiederholgenauigkeit ohne weitere Maßnahmen möglich ist. Mit Ausnahme der PMD[vision] S3 Kameras untereinander kann damit auf aufwendige Synchronisierung, Abschirmung oder ähnliche Maßnahmen verzichtet werden. Dies ermöglicht in Bezug auf die getesteten Komponenten ein modulares Konzept für die Überwachung des Operationsaals: je nach Bedarf können verschiedene Kamerasysteme kombiniert werden.

So könnte beispielsweise bei einer Operation, für die die Nutzung von prä- oder intraoperativ aufgenommenen Bilddaten von Bedeutung ist, eine Microsoft Kinect zur Gestensteuerung eingesetzt werden. Bei einer anderen, roboterassistierten Operation würde dagegen ein System aus ToF-Kameras zur Freiraumüberwachung verwendet, bei einer dritten Operation ließen sich beide kombinieren.

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

5 Referenzen

- [1] U. Hagn, R. Konietschke, A. Tobergte, M. Nickl, S. Jörg, B. Kübler, G. Passig, M. Gröger, F. Fröhlich, U. Seibold, L. Le-Tien, A. Albu-Schäffer, A. Nothhelfer, F. Hacker, M. Grebenstein, G. Hirzinger, *DLR MiroSurge: a versatile system for research in endoscopic telesurgery*, *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Springer Berlin / Heidelberg, 2009.
- [2] L.J.M. van den Bedem, *Realization of a demonstrator slave for robotic minimally invasive surgery*, Technische Universiteit Eindhoven, 2010.

- [3] P. Nicolai, H. Mönnich, J. Raczkowsky, H. Wörn, J. Bernshausen, *Überwachung eines Operationssaals für die kooperative robotergestützte Chirurgie mittels neuartiger Tiefenbildkameras*, Tagungsband der 9. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie, Der andere Verlag, 2010.
- [4] N. Chung-Sayers, *Team uses Xbox Kinect to see Patient Images during Surgery* (Presse-Mitteilung), Sunnybrook Health Science Centre, 2011. Abgerufen am 04.05.2011 von <http://sunnybrook.ca/uploads/N110314.pdf>
- [5] Open Natural Interaction, www.openni.org, abgerufen am 03.05.2011
- [6] J. Bernshausen, J. Wahrburg, P. Nicolai, H. Mönnich, *PMD-Kameratechnik als Teil eines Sicherheitskonzepts für robotergestützte Operationen*, Tagungsband der 9. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie, Der andere Verlag, 2010.

Kinematik und Arbeitsraum eines Polymer-Schlauchaktors mit sechs Freiheitsgraden für flexible Endoskope

J.-H. Borchard¹, S. Tauscher¹, F. Wehrheim², T. Ortmaier¹

¹ Leibniz Universität Hannover, Institut für Mechatronische Systeme,
Appelstraße 11a, 30167 Hannover, Germany;

² Richard Wolf GmbH, Pforzheimer Straße 32, 75438 Knittlingen, Germany

Kontakt: Jan-Hinnerk.Borchard@imes.uni-hannover.de

Abstract:

Um den Bedienkomfort flexibler Endoskope bei komplexen medizinischen Eingriffen zu erhöhen und neue Anwendungsgebiete zu erschließen soll die Beweglichkeit des distalen Endes gesteigert werden. Der vorgestellte Polymer-Schlauchaktor stellt hierzu sechs Freiheitsgrade zur Verfügung und lässt sich bauraumoptimiert in die Endoskopwand integrieren. Ziel des Beitrags ist eine Arbeitsraumanalyse des Schlauchaktors und ein qualitativer Vergleich mit der distalen Abwinklung verbreiteter Endoskope mit zwei Freiheitsgraden. Grundlage für die Arbeitsraumanalyse ist ein geometrisches Modell des Schlauchaktors, anhand dessen die direkte und die inverse Kinematik berechnet werden. Die Ergebnisse zeigen eine signifikante Aufweitung des Arbeitsraumes im Vergleich zu dem klassischen Endoskop, sowie die Möglichkeit Objekte aus verschiedenen Richtungen zu betrachten. Unter Annahme der Realisierbarkeit gleicher Biege-radien ist der Elastomer-Schlauchaktor aus kinematischer Sicht klassischen Systemen überlegen.

Schlüsselworte: Endoskopie, Polymeraktor, Kinematik, Arbeitsraumanalyse

1. Problem

1.1. Stand der Technik der medizinischen Endoskopie

Als Endoskopie werden Maßnahmen bezeichnet, die Spiegelung von Körperöffnungen oder -aushöhlungen mit Hilfe optischer Instrumente ermöglichen. Aus technologischer Sicht werden Endoskope nach flexiblem und starrem Endoskopschaft unterschieden [1]. Da der vorliegende Beitrag eine Arbeitsraumanalyse eines flexiblen Endoskopschafts mit der Anwendung des Konzeptes für eine Polymer-Aktorstruktur zum Ziel hat, wird im Folgenden der Stand der Technik für flexible medizinische Endoskope aufgeführt.

Ein flexibles Endoskop gehört heutzutage zum klinischen Standard. Die verbreitete klassische Ausführung beinhaltet eine Steuereinheit (sog. Griffstück) am proximalen, dem Bediener zugewandten, Ende. An diesem sind beispielsweise Bedienknöpfe zur Aktivierung von Spül-, Insufflations- oder Saugeinheit sowie ein (doppeltes) Drehrad mit Feststellmechanismen angebracht. Letzteres wird für die Steuerung des beweglichen, distalen (dem Patienten zugewandten) Endes verwendet. Die Kraftübertragung ist dabei mittels Bowdenzügen realisiert. Darüber hinaus sind bei Videoskopen mit integriertem Bildsensor Anschlüsse für den Kameracontroller zur Darstellung des Videobildes sowie weitere Anschlüsse für die Versorgung mit Licht, Spülflüssigkeit und Insufflationsgas vorgesehen. Am Griffstück beginnt der flexible, passiv verformbare Endoskopschaft. In diesem sind sämtliche Versorgungs- und Datenleitungen sowie die Bowdenzüge und entsprechende Arbeitskanäle für die Einführung weiterer Instrumente untergebracht. Die Leitungen werden bis an das distale Ende geführt, das neben einer Kinematik zur Abwinklung einen miniaturisierten Kamerachip enthält, mit dem hochauflösende Bilder aufgenommen werden können.

1.2. Anforderungen neuer Operationsmethoden an die Endoskopie

In verschiedenen Gebieten der medizinischen Endoskopie wie z.B. in der Urologie, Gynäkologie oder Gastroenterologie werden zunehmend auch therapeutische Maßnahmen mit endoskopischen Instrumenten durchgeführt. Verbreitete klassische Endoskope verfügen hierbei über ein manuell in ein oder zwei Ebenen abwinkelbares distales Ende. Diese Systeme stellen schon bei verhältnismäßig einfachen Eingriffen hohe Anforderungen an das räumliche Vorstellungs-

vermögen und die Konzentrationsfähigkeit des Endoskopikers und erfordern ein zeitintensives Training für eine sichere und zügige Operation.

Die in diesem Beitrag vorgestellte distale Abwinklung mit Polymeraktoren besitzt sechs Freiheitsgrade und hat zum Ziel den Bedienkomfort zu erhöhen, neue Anwendungsgebiete erschließen, die Dauer des Eingriffs zu verkürzen sowie die Sicherheit steigern. Hierzu sind eine intuitive Bedienbarkeit und ein ausreichend großer Arbeitsraum des kinematischen Systems erforderlich. Letzterer wird im vorliegenden Beitrag anhand von Arbeitsraum- und Blickrichtungsanalysen beschrieben und bewertet.

2. Methoden

2.1. Aktorprinzip

Für die distale Abwinklung werden die in Bild 2. (a) dargestellten Polymeraktoren verwendet. Diese sind grundsätzlich als elektrischer Kondensator mit dem Elektrodenabstand y_0 zu verstehen. Durch Anlegen einer elektrischen Spannung wird eine mechanische Spannung T (Maxwellspannung) zwischen den beiden Elektroden bewirkt. Diese führt zur Verdrängung des elastischen Dielektrikums und zu einer relativen Verkürzung

$$S = \frac{\Delta y}{y_0} \quad (2.1)$$

des Aktors mit der Ursprungslänge y_0 und der Verkürzung Δy [2]. Im Gegensatz zu den in [3] und [4] beschriebenen dielektrischen Elastomeraktoren werden hier starre Elektroden verwendet. Wie in [2] gezeigt wird, ergibt sich daraus ein verändertes Verdrängungsverhalten des dielektrischen Elastomers bei Aktivierung des Aktors. Dies hat Auswirkungen auf die Gesamtsteifigkeit des Aktors.

In der Anwendung als endoskopische Abwinklung sollen die Einzelaktoren zu einer Schlauchstruktur angeordnet werden. Eine ringförmige starre Referenzelektrode mit dem mittleren Durchmesser d stabilisiert die Schlauchform und trägt über ihren Umfang t_{\max} unabhängig bewegliche Steuerelektroden in äquidistantem Abstand. Damit ergibt sich der Teilungswinkel

$$\beta = \frac{2\pi}{t_{\max}} \quad (2.2)$$

zwischen zwei Steuerelektroden bzw. Einzelaktoren. Ein Aktorsegmentring n der Länge l_n besteht aus mehreren axialen Abfolgen der in Bild 2. (b) skizzierten Stapel aus Steuerelektroden (SE), Dielektrikum (DE), Referenzelektrode (RE) und zweitem Dielektrikum (DE). Eine axiale Anordnung von Einzelaktoren innerhalb eines Aktorsegmentrings wird gemeinsam angesteuert und im Folgenden als Aktorfeld bezeichnet [5]. Die in Bild 2. (c) dargestellte Abwinklung ϕ in Richtung θ (Rotation um die Schaftlängsachse) wird erreicht, wenn der Aktorsegmentring in dieser Richtung eine relative axiale Verkürzung S_{amp} erfährt und in der entgegengesetzten Richtung unverkürzt bleibt. Die Verkürzung S_{amp} lässt sich unter der Annahme ideal steifer Referenzelektrodenringe und einer bogenförmigen Abwinklung des Aktorsegments geometrisch zu

$$S_{\text{amp}} = \frac{\phi d}{l_n} \quad (2.3)$$

berechnen. Für ein Aktorfeld t ergibt sich damit eine relative Verkürzung von

$$S_t = \frac{S_{\text{amp}}}{2} (1 + \cos(\beta(t-1) - \theta)). \quad (2.4)$$

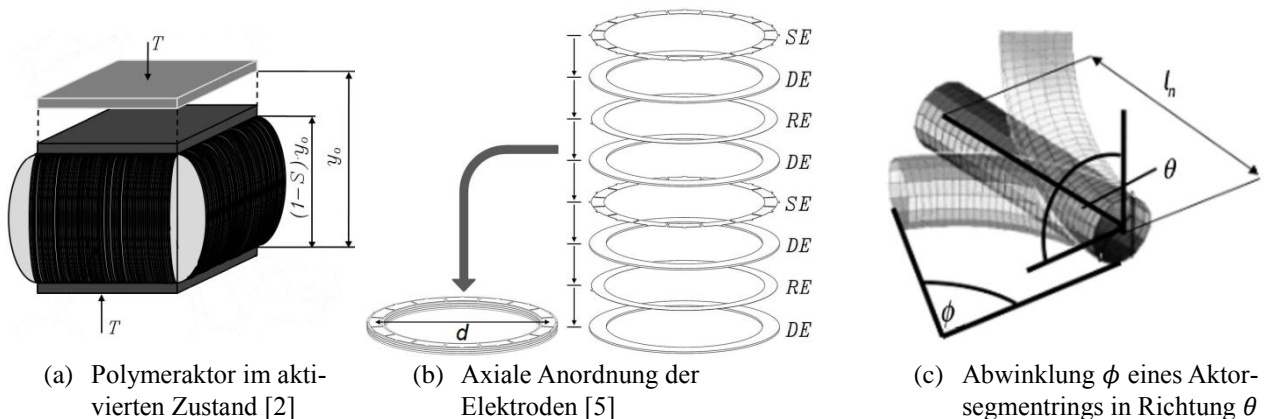


Bild 2.1: Verwendetes Aktorprinzip und Nomenklatur

Die Werte der für die weitere Berechnung wichtigsten Parameter des Schlauchaktors sind in Tabelle 2.1 angegeben.

Parameter	Wert	Beschreibung
l_n	32,4 mm	Länge eines unverkürzten Aktorsegmentrings (vergleiche Bild 2.1 (c))
l_{ges}	97,2 mm	Länge des unverkürzten aktuierten Endoskopendes mit drei Aktorsegmentringen
d	4 mm	Durchmesser des Schlauchaktors
$\phi_{max,n}$	92,54°	Maximal mögliche Abwinklung eines Aktorsegmentrings
ϕ_{max}	277,62°	Maximal mögliche Abwinklung des aktuierten Endoskopendes mit drei Aktorsegmentringen
r_{min}	16,06 mm	Minimal möglicher Biegeradius des aktuierten Endoskopendes
h_0	0,1 mm	Wandstärke des Schlauchaktors
y_0	0,035 mm	Elektrodenabstand des Einzelaktors im unverkürzten Zustand
t_{max}	76	Anzahl der einzeln ansteuerbaren Aktorfelder in Umfangsrichtung des Schlauchaktors

Tabelle 2.1: Geometrische Daten des simulierten Schlauchaktors

2.2. Direkte Kinematik

Mittels der direkten Kinematik wird im Allgemeinen die Position und Orientierung \mathbf{x}_E einer Endeffektorplattform (hier das jeweilig distale Ende des betrachteten Systems) in Abhängigkeit der angetriebenen Gelenkvariablen \mathbf{q}_a bezogen auf die Basis eines Manipulators berechnet. Da es sich bei dem betrachteten Mechanismus um eine serielle Verknüpfung von Aktorsegmentringen handelt, wird zunächst die Position und Orientierung des körperfesten Endeffektorkoordinatensystems $(KS)_{E,n}$ des n -ten Aktorsegmentrings (vgl. Bild 2.1) relativ zum körperfesten Endeffektorkoordinatensystem $(KS)_{E,n-1}$ des vorherigen Aktorsegmentrings berechnet. Mit der homogenen Transformationsmatrix

$${}^{E,n-1}T_{E,\theta,n-1}(\theta_n) = \begin{pmatrix} \cos \theta_n & 0 & \sin \theta_n & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta_n & 0 & \cos \theta_n & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.5)$$

wird dazu zunächst die vorgegebene Richtung θ_n der Abwinklung berücksichtigt. Mit dieser erfolgt die virtuelle Rotation des Koordinatensystems $(KS)_{E,\theta,n-1}$ um die y -Achse des körperfesten Koordinatensystems $(KS)_{E,n-1}$. Aus der vorgegebenen Abwinklung ϕ_n wird mittels der homogenen Transformationsmatrix

$${}^{E,\theta,n-1}T_{E,\theta,n}(\phi_n) = \begin{pmatrix} \cos \phi_n & -\sin \phi_n & 0 & (\cos \phi_n - 1) \left(\frac{l_n}{\phi_n} - \frac{d}{2} \right) \\ \sin \phi_n & \cos \phi_n & 0 & \sin \phi_n \left(\frac{l_n}{\phi_n} - \frac{d}{2} \right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

die Position und Orientierung des Koordinatensystems $(KS)_{E,\theta,n}$ bezüglich des Koordinatensystems $(KS)_{E,\theta,n-1}$ bestimmt. Mit der homogenen Transformationsmatrix

$${}^{E,\theta,n}T_{E,n}(\theta_n) = {}^{E,n-1}T_{E,\theta,n-1}(-\theta_n) \quad (2.7)$$

wird die virtuelle Rotation rückgängig gemacht und es ergibt sich das körperfeste Endeffektorkoordinatensystem $(KS)_{E,n}$. Um einen Schlauchaktor mit sechs aktiven Freiheitsgraden zu erhalten, sind drei Aktorsegmente mit je zwei Freiheitsgraden erforderlich. Die Gesamttransformationsmatrix für die distale Abwinklung ergibt sich somit zu

$${}^0T_{E,3}(\mathbf{q}_a) = \prod_{n=1}^3 {}^{E,n-1}T_{E,\theta,n-1}(\theta_n) {}^{E,\theta,n-1}T_{E,\theta,n}(\phi_n) {}^{E,\theta,n}T_{E,n}(\theta_n) \quad (2.8)$$

mit den Gelenkvariablen $\mathbf{q}_a = (\theta_1, \phi_1, \theta_2, \phi_2, \theta_3, \phi_3)^T$. Die Basis $(KS)_0 = (KS)_{E,0}$ der endoskopischen Abwinklung wird für die folgenden Untersuchungen als gegeben und ortsfest betrachtet. Die Position des distalen Endes der endoskopischen Abwinklung

$$\mathbf{x}_E = (x_E, y_E, z_E, \alpha_E, \beta_E, \gamma_E)^T = \mathbf{f}({}^0T_{E,3}(\mathbf{q}_a)) \quad (2.9)$$

kann bei seriellen Kinematiken, wie beispielsweise in [6] beschrieben, aus der Transformationsmatrix ${}^0T_{E,3}(\mathbf{q}_a)$ ermittelt werden, wobei eine geeignete Orientierungsdarstellung zu wählen ist.

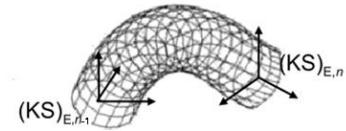


Bild 2.1: Koordinatensysteme eines Aktorsegmentrings

2.3. Inverse Kinematik

Die inverse Kinematik $\mathbf{g}(\mathbf{x}_E)$ beschreibt die Berechnung der Gelenkvariablen \mathbf{q}_a in Abhängigkeit der Endeffektorkoordinaten \mathbf{x}_E . Da eine analytische Form des nichtlinearen Gleichungssystems

$$\mathbf{q}_a = \mathbf{g}(\mathbf{x}_E) \quad (2.10)$$

für serielle Kinematiken nur in Sonderfällen existiert, wird aus (2.9) ein Least-Squares Optimierungsproblem

$$\mathbf{q}_a^* = \arg \min_{\mathbf{q}_a} \|\mathbf{x}_E - \mathbf{f}({}^0T_{E,3}(\mathbf{q}_a))\|_2 \quad (2.11)$$

mit der Ungleichsnebenbedingung für die maximale Abwinklung

$$0 \leq \phi_n \leq \phi_{\max,n}; \quad n \in \{1, 2, 3\} \quad (2.12)$$

definiert und anschließend iterativ numerisch gelöst. Die maximal mögliche Abwinklung eines Aktorsegments $\phi_{\max,n}$ ist dabei durch das Aktorprinzip gegeben. Falls mindestens eine Lösung des inversen kinematischen Problems existiert, hängt es vor allem von den gegebenen Startwerten $\mathbf{q}_{a,0}$ ab, ob und in wie vielen Iterationsschritten der verwendete trust-region-reflective Algorithmus [7] die gesuchte Lösung findet. Über die Gleichungen (2.3) und (2.4) kann die erforderliche Aktorverkürzung $S_{t,n}$ ermittelt werden.

Mittels der direkten und der inversen Kinematik lassen sich die im folgenden Kapitel beschriebenen Arbeitsraumanalysen durchführen.

3. Ergebnisse

3.1. Arbeitsraumanalyse

Als Arbeitsraum wird der Wertebereich der möglichen Endeffektorpositionen und Orientierungen \mathbf{x}_E bezeichnet. Er ist durch die Geometrie und den gegebenen Wertebereich der Gelenkvariablen \mathbf{q}_a des Endoskops gegeben. Letzterer wird für die Analyse des Arbeitsraumes zu

$$\theta_n = j_n \left(\frac{2\pi}{10} \right) \quad (3.1)$$

und

$$\phi_n = j_n \left(\frac{\phi_{\max,n}}{9} \right) \quad (3.2)$$

mit $j_n \in \{0, \dots, 9\}$, $n \in \{1, 2, 3\}$ und $\phi_{\max,n} = \phi_{\max}/3$ diskretisiert. Anschließend wird die direkte Kinematik mit allen 10^6 möglichen Kombinationen der Gelenkvariablen berechnet. In Bild 3.1 (a) sind diejenigen der auf diese Weise berechneten Endeffektorpositionen dargestellt, welche in der x - y -Ebene der Basis $(KS)_0$ liegen. Aufgrund der Rotationssymmetrie bezüglich der y -Achse ist die Darstellung repräsentativ für den gesamten Arbeitsraum. Zur qualitativen Bewertung sind in Bild 3.1 (b) diskrete Werte aus dem Arbeitsraum eines Vergleichsendoskops dargestellt. Dieses besitzt dieselbe maximale Abwinklung ϕ_{\max} und Länge wie der vorgestellte Schlauchaktor. Daraus ergibt sich der gleiche Biegeradius. Es verfügt jedoch insgesamt nur über zwei distale Freiheitsgrade, wie in der klassischen Endoskopie üblich.

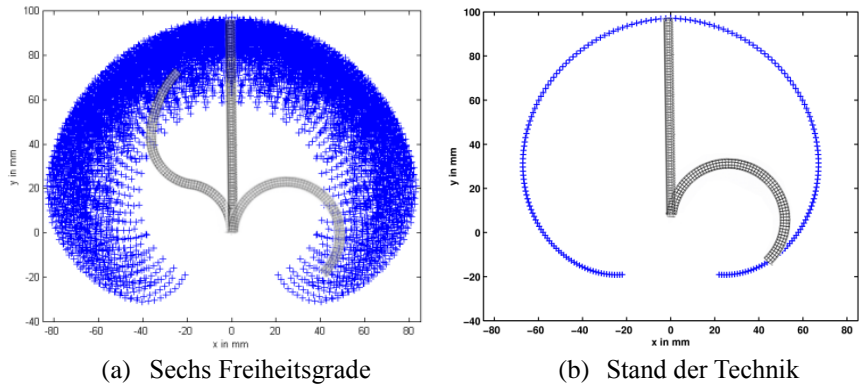
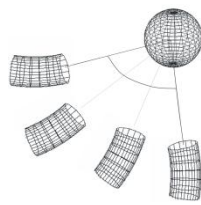


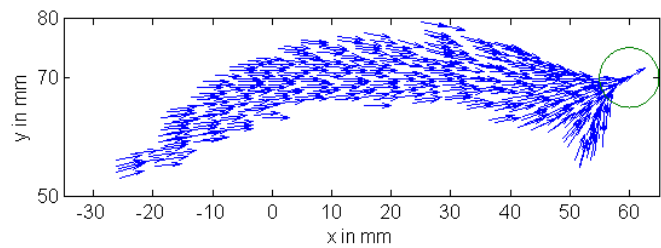
Bild 3.1: Distale Endoskopabwinklungen und erreichbare Punkte im Arbeitsraum

3.2. Blickrichtungsanalyse

Bei der Blickrichtungsanalyse wird unter Verwendung der inversen Kinematik untersucht an welchen Positionen des distalen Endoskopendes eine Orientierung des Endoskops derart möglich ist, dass ein vorgegebenes Objekt (hier Kugel) zentrumsnah im Blickfeld liegt (vgl. Bild 3.2. (a)).



(a) Skizze



(b) Vektorfeld

Bild 3.2: Blickrichtungsanalyse

In Bild 3.2. (b) ist das Ergebnis für Endeffektorpositionen in der x - y -Ebene der Basis $(KS)_0$ der distalen Abwinklung als Vektorfeld dargestellt. Der Ursprung der Vektoren gibt dabei die Endeffektorposition und der Pfeil die Blickrichtung des Endoskops an. Das zu betrachtende Objekt liegt an der Position (60 mm, 70 mm, 0) ausgehend von der Basis des Schlauchaktors. Klassische Abwinklungen mit zwei Freiheitsgraden besitzen bei ortsfester Basis im Gegensatz zu dem vorgestellten Schlauchaktor im Allgemeinen nur eine einzige Position bei der ein gegebenes Objekt im Zentrum des Blickfeldes liegt.

4. Diskussion

Die in Abschnitt 3.1 beschriebenen Ergebnisse der Arbeitsraumanalyse zeigen eine Aufweitung des Arbeitsraums der vorgestellten Abwinklung mit Anwendung von Polymeraktoren gegenüber dem Vergleichsendoskop. Die in Bild 3.1 (b) dargestellten Ergebnisse belegen, dass bei einem klassischen Endoskop lediglich Punkte auf einer Hüllfläche erreicht werden können, während das vorgestellte System mit sechs Freiheitsgraden auch Punkte innerhalb und außerhalb dieser Hüllfläche erreicht (siehe Bild 3.1 (a)), ohne dass der passive flexible Endoskopschaft bewegt werden muss. Außerdem zeigen die in Abschnitt 3.2 (b) vorgestellten Resultate der Blickrichtungsanalyse, dass es im Gegensatz zu klassischen Systemen auch bei ortsfester Basis möglich ist ein Objekt aus mehreren Richtungen zu betrachten. Diesem prinzipbedingten Vorteil, verschiedene Orientierungen bei gegebener Endeffektorposition einnehmen zu können, steht die noch offene Frage gegenüber, ob mit dem System Biegeradien möglich sind, die mit klassischen Endoskopen vergleichbar sind, da diese das für die Bewegung der Endoskopspitze erforderliche Volumen maßgeblich bestimmen. Ist dies der Fall, ist die bei komplexen endoskopischen Eingriffen geforderte Flexibilität und Manipulierbarkeit im Vergleich zu klassischen Systemen deutlich erhöht. Noch ausstehend ist eine detailliertere Analyse der Dynamik, sowie der erzeugbaren Manipulationskräfte des Schlauchaktors. Dies soll perspektivisch an einem Demonstrator evaluiert werden.

5. Referenzen

- [1] FEUSSNER, H., A. SCHNEIDER und A. MEINING: *Medizintechnik - Life Science Engineering*, 41, 915 – 955. Springer Verlag, 2008.
- [2] WEHRHEIM, F., J. MEYER und H. F. SCHLAACK: *Dielectric elastomer bending tube actuators with rigid electrode structures. Smart Structures / NDE. Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, XII. Proceedings of SPIE, Bd. 7642, 2010.
- [3] SCHLAACK, H. F., M. JUNGSMANN, M. MATYSEK und P. LOTZ: *Novel multilayer electrostatic solid state actuators with elastic dielectric*. 5759, 121–133. SPIE, 2005.
- [4] CARPI, F., D.D. ROSSI, R. KORNBLUH, R. PELRINE und P. SOMMER-LARSEN: *Dielectric elastomers as electro-mechanical transducers: fundamentals, materials, devices, models and applications of an emerging electroactive polymer technology*. Elsevier, 2008.
- [5] WEHRHEIM, F. und H. F. SCHLAACK: *Fabrication technologies for the electrode structure of a dielectric elastomer bending tube actuator. Microtechnologies, Proceedings of SPIE*, 2011.
- [6] CRAIG, J. J.: *Introduction to Robotics: Mechanics and Control (3rd Edition)*. Prentice Hall, 3, 2004.
- [7] NOCEDAL, JORGE und STEPHEN J. WRIGHT: *Numerical optimization*. Springer, 1999.

Workflowanalyse Kathetergestützter minimalinvasiver Interventionen

A. Boese¹, T. Neumuth², G. Rose³,

¹ Otto-von-Guericke Universität, INKA- Intelligente Katheter, Magdeburg, Germany
Einrichtung, Institut, Ort, Land

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

³ Otto-von-Guericke Universität, IESK-Institut für Elektronik, Signalverarbeitung und Kommunikationstechnik, Magdeburg, Germany

Kontakt: axel.boese@ovgu.de

Abstract:

Workflowanalysen werden zur Beschreibung eines Arbeitsprozesses eingesetzt. Im medizinischen Bereich liegt der Schwerpunkt dabei bei der Optimierung des Patientenflusses, der Geräteauslastung oder der Operationsbedingungen [1]. Workflowanalysen können aber auch als methodisches Werkzeug in der Entwicklung von Medizinprodukten eingesetzt werden. Dabei liegt der Fokus auf der Feststellung von Produktdefiziten, der Aufnahme von Anforderungen an ein Produkt oder von möglichen Handlungsabfolgen.

Die voranschreitende Miniaturisierung im Medizintechnikbereich eröffnet neue Möglichkeiten zum Design und zur Entwicklung von minimalinvasiven Instrumenten. Im Projekt „Intelligente Katheter“ (INKA) werden an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg Systeme und Verfahren für die interventionelle Radiologie entwickelt. Wesentlicher Bestandteil der Entwicklungsstrategie ist der konsequente Einsatz von Workflowstudien zur Unterstützung von Anforderungsanalysen für Katheter, Nadeln und andere minimalinvasive Werkzeuge. Als Beispiel soll hier das Studienkonzept und erste Ergebnisse für Kathetergestützte Eingriffe vorgestellt werden. Die Methode der Workflowanalyse wird zur Aufzeichnung der Handlings- und Bedienungsanforderungen von Kathetern eingesetzt und wird durch beobachterbasierte Datenerhebung mit Hilfe eines Workfloweditors mit erweiterter Terminologie durchgeführt. Erste Ergebnisse zeigen, dass es möglich ist den Verlauf der Interventionen detailliert abzubilden. Basierend auf den Ergebnissen konnten bereits erste Unterschiede in der Bedienung konventioneller Katheter durch verschiedene Operateure identifiziert werden, deren Ergebnisse in die Entwicklung neuer Kathetertechnologien einfließen können.

Schlüsselworte: Medizinischer Workflow, Medizintechnik, Interventionen

1 Problem

Minimalinvasive Interventionen sind medizinische Eingriffe die unter Bildgebung durchgeführt werden. Dabei kommen zum einen die interventionellen Werkzeuge wie Katheter und Nadeln als auch für die Navigation notwendige Geräte zur Bildgebung zum Einsatz. Diese können z.B. Röntgen, MRT, Computertomografie (CT) oder Ultraschall sein. Interventionelle Werkzeuge gibt es in einer Vielzahl von verschiedenen Größen, Bauformen und Konfigurationen. Diese sind stark auf den jeweiligen Anwendungsfall, Krankheitsbild, Interventionsziel oder Anatomie ausgerichtet.

Die fortschreitende technische Weiterentwicklung ermöglicht dabei Therapien wie sie noch vor 10 Jahren undenkbar gewesen sind. Und eben diese technische Weiterentwicklung ist es, die durch neue Werkzeuge mit z.B. geringerer Größe, ergonomischer Bauform oder neuen Konzepten weniger invasive und neue Therapieformen ermöglicht.

Im Rahmen des Produktentwicklungszyklusses ist bei der Entwicklung medizintechnischer Geräte eine ständige und umfassende Kommunikation mit den beteiligten klinischen Disziplinen notwendig. Grundsätzlich ist es jedoch für Techniker nach wie vor anspruchsvoll, allein aus den Gesprächen ein Gespür für die wichtigsten Anforderungen an die Geräte zu entwickeln, da hierbei häufig subjektive Eindrücke und Ansichten der Mediziner eine Rolle spielen.

Durch Analyse der Workflows von minimalinvasiven Interventionen mit Kathetereinsatz werden im Projekt „Intelligente Katheter“ (INKA) Problemstellungen zur Definition der Randbedingungen für Produktentwicklungen erfasst und technische Anforderungen an die zu entwickelnden Katheter abgeleitet. Hierdurch wird eine Beschleunigung des Entwicklungsprozesses erwartet. Die Arbeit berichtet über das grundlegende Studienkonzept und zeigt erste Ergebnisse der Workflowstudie.

2 Methoden

Für die Dokumentation von medizinischen Workflows können verschiedene Verfahren angewandt werden. Das Spektrum reicht von der einfachen Liste zur Datenerfassung mit Stoppuhr [2] über PC-basierte spezialisierte Software in Kombination mit Videoaufzeichnung [3] bis zu sensorbasierten Verfahren. Je nach Verfahren wird der Workflow in unterschiedlichen Detaillierungsgraden erfasst. Hier sind Aufwand / Kosten und Nutzen gegeneinander abzuwägen.

Als Beispiel für die Aufnahmen von Kathetergestützten minimalinvasiven Interventionen soll hier die Aufnahme von Workflows zur Behandlung von Aneurysmen im Bereich der arteria comunicans anterior (aCoo) vorgestellt werden. Ein Aneurysma ist eine lokale Aufweitung eines Blutgefäßes. Zur Behandlung wird über die Beinarterie ein zunächst größerer Katheter durch die Bauchaorta, den Aortenbogen, die Halsschlagader arteria carotis communis (acc) bis zur arteria carotis interna (aci) vorgeführt (Abb. 1). Dann wird je nach Anatomie und genauer Lage des Aneurysmas ein kleinerer Katheter bis vor das Aneurysma geführt [4]. Als Hilfe zur Steuerung des Katheters dienen Führungsdrähte die in den Katheter eingebracht werden können. Wenn der Katheter bis zum Aneurysma vorgeführt wurde, werden therapeutische Maßnahmen wie z.B. das Platzieren eines Stents oder Coiling zum Verschluss des Aneurysmas durchgeführt. Die Navigation erfolgt dabei durch Röntgendurchleuchtung.

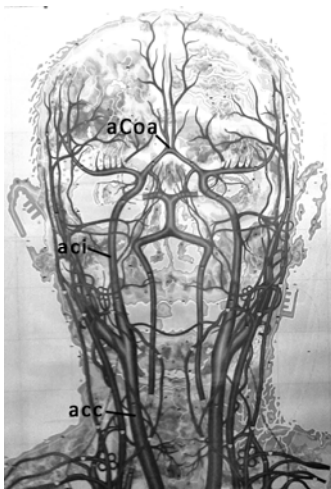


Abb. 1: Anatomie der Blutgefäße des menschlichen Kopfes

Zur Unterstützung der Entwicklung von Kathetern wurde die Methodik der intraoperativen Workflowanalyse eingesetzt [5]. Für die Aufnahme von Workflows dieser Interventionen wurde der s.w.an Workflow Editor¹ verwendet, welcher auf der in [5] vorgestellten beobachtergestützten Erfassung basiert. Dieses PC gestützte Workflowaufzeichnungssystem bietet eine Vorauswahl von möglichen Ereignissen, Akteuren und eingesetzten Instrumenten. Dadurch entsteht für die Aufnahme der Workflows eine einheitliche Syntax und Terminologie zur Verfügung. Da die Software für die Erfassung von Arbeitsschritten für chirurgische Workflows konzipiert ist, wurde der Workflow Editor um spezielle Attribute zur Beschreibung Kathetergestützter Eingriffe erweitert, um Aussagen zur Steuerung und zum Handling von Kathetern treffen zu können.

Bei Kathetergestützten minimalinvasiven Interventionen steht eine Vielzahl von möglichen Werkzeugen zur Verfügung. Obwohl erste Einschränkungen durch Vordiagnose und die zu behandelnde anatomische Struktur getroffen werden können, ist die bereitzuhaltende Anzahl an verschiedenen Katheterformen noch sehr groß. Bei dem hier vorgestellten Beispiel von neuroradiologischen Interventionen können z.B. Katheter in mehr als 15 verschiedenen Konfigurationen die in verschiedenen Durchmessern und Längen erhältlich sind verwendet werden (siehe Abb. 2).

¹ SWAN – Scientific Workflow Analysis GmbH Leipzig, <http://www.scientific-analysis.com>



Abb. 2: Katheter mit gleicher Spitzenkonfiguration aber unterschiedlichen Durchmessern und Seitenlochanzahl

Die Erweiterung der Terminologie bestand neben der Einführung von operationstypspezifischen Begriffen wie Handlingoptionen zur Translation oder Rotation der Katheter auch in der Definition von Begrifflichkeiten im Kontext der bildgebenden Verfahren, z. B. der Durchleuchtung oder von Kontrastmittelinjektionen.



Abb. 3: Das Auswahlmenü im Workfloweditor ermöglicht die Kombination von Aktion, anatomischer Struktur und verwendetem Instrument

3 Ergebnisse

Mit dem angepassten Workfloweditor werden minimalinvasive Kathetergestützte Interventionen wie die Behandlung von Aneurysmen im o.g. Beispiel aufgenommen. Die Workflows geben den generellen Gesamtablauf der Intervention wieder und ermöglichen einen Vergleich von verwendeten Materialien und Technik.

Eine erste Auswertung ergab, dass die Operationszeit sehr von der individuellen Patientenanatomie abhängt. Elongationen der Gefäße oder Verkalkungen und Plaque erschweren z. T. das Vordringen zum Krankheitsherd. Ein weiterer Aspekt ist die Erfahrung und das Geschick des Interventionisten. Hier unterscheiden sich die Interventionszeiten z.T. um das Doppelte.

4 Diskussion

Die workflowbasierten Anforderungsanalysen sind ein hilfreiches Instrument bei der Produktentwicklung. Sie ermöglichen die Dokumentation komplexer Vorgänge wie minimalinvasiver Kathetergestützter Intervention und lassen sich in die methodische Produktentwicklung [6] integrieren. Auf Grundlage der Dokumentation können Ist- Stände erfasst und zu Vergleichszwecken archiviert werden. Auch durch die tägliche Routine automatisierte Vorgänge werden dargestellt und geben ein umfassendes Bild des Operationsgeschehens. Anhand der erfassten Daten ist es ebenfalls möglich, Optimierungsszenarien zu entwickeln. Durch die Erhöhung der Anzahl der aufgenommenen Workflows einer Prozedur kann auch bei vorhandenen Patientenunterschieden und Interventionserfahrung ein „roter Pfad“ dargestellt werden [5].

Der Einsatz von Beobachtern zur Erfassung operativer Workflows hat jedoch auch seine Grenzen. So konnte im Rahmen der Studie der erforderliche Detaillierungsgrad zur Beschreibung des Handlings des Interventionswerkzeugs noch nicht erreicht werden, da in einigen Phasen des Eingriffes die Handlungen in besonders schneller Reihenfolge durchgeführt werden. Um den Detaillierungsgrad der Aufnahmen zu erhöhen werden zwei Strategien geprüft: zum einen soll eine alternative Ergänzungen der Daten durch Videoaufzeichnungen oder der parallele Einsatz eines zweiten Beobachters erfolgen und zum anderen eine Weiterentwicklung des eingriffsspezifischen Teils der Terminologie.

Obwohl bisher noch keine konkreten Rückschlüsse für neue Produktentwicklungen gezogen werden konnten, entstanden durch die Workflowaufnahmen und deren Reflektion bereits in der frühen Studienphase Ideen für neue Behandlungsansätze. Weiterhin wird der Ist-Stand dokumentiert, um als Vergleichsbasis für Workflows unter Benutzung von noch zu entwickelnden Kathetern zu dienen.

5 Referenzen

- [1] S. Riedel, „Modernes Operationsmanagement im Workflow Operation“, 2003.
- [2] A. Boese und K.-H. Grote, „Workflow Analysis as Tool for Development of Medical Devices, a white Paper“, *Proceedings of The World Congress on Engineering 2010, Vol III*, pp2149-2152, London, U.K.: 2010.
- [3] E. Rödler, „Workflow und Prozeßmodellierung – Instrumente derWorkflow-Analyse in der Praxis“, 2000.
- [4] H. Schild, *Angiographie*, Georg Thieme Verlag, 2003.
- [5] T. Neumuth, P. Jannin, J. Schlomberg, J. Meixensberger, P. Wiedemann, und O. Burgert, „Analysis of surgical intervention populations using generic surgical process models“, *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 6, 2010, S. 59-71.
- [6] G. Pahl, et al., „Engineering Design: A Systematic Approach“, 2007.