

INAUGURAL - DISSERTATION

zur
Erlangung der Doktorwürde
der
Naturwissenschaftlich-Mathematischen Gesamtfakultät
der
Ruprecht-Karls-Universität
Heidelberg

vorgelegt von
Dipl.-Inf. Florian Beier
aus Mannheim

Tag der mündlichen Prüfung:

Entwicklung eines neurochirurgischen Trainingssimulators für intrakranielle Eingriffe

Betreuer: Prof. Dr. Reinhard Männer

für meine Eltern

Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit beschreibt die Entwicklung eines neurochirurgischen Trainingssimulators, mit dem Ärzte intrakranielle Eingriffe in einer virtuellen Realität trainieren können.

Um die Schnittstelle zwischen Anwender und Simulator möglichst realitätsnah zu gestalten, wird ein neurochirurgisches Operationsmikroskop verwendet, das über einem Kopfphantom positioniert wird. Damit der Bildausschnitt der virtuellen Realität korrekt angezeigt werden kann, wird die Positionierung des Mikroskops mit optischen Trackingverfahren bestimmt. Die Zoom- und Fokuseinstellungen des Mikroskops werden über einen CAN-Bus ausgelesen. Die Okulare des optischen Systems werden durch ein Stereodisplay ersetzt, welches das computergenerierte Szenario dreidimensional anzeigt. Über verschiedene Instrumente kann der Anwender mit der virtuellen Realität interagieren. Die Positionierungen dieser werden mit Hilfe optischer und inertialer Trackingverfahren berechnet, sobald die Instrumente in das Kopfphantom eingeführt sind.

Im Rahmen der Arbeit wurden sowohl abstrakte Trainingsmodule implementiert, mit denen grundlegende Fertigkeiten trainiert werden können, als auch die medizinische Prozedur des Aneurysmen-Clippings. Der Simulator baut auf einem modularen Softwaresystem auf und ist durch Plugins erweiterbar. Die Entwicklung des Simulators wurde in Kooperation mit der VRmagic GmbH in Mannheim und mit Ärzten der Neurochirurgischen Klinik Mannheim der Universität Heidelberg durchgeführt.

Abstract

The present work describes the development of a neurosurgical training simulator for intracranial procedures that is based on virtual reality.

In order to construct the interface between user and simulator as native as possible, a real surgical microscope is used. The microscope can be positioned freely above a phantom of a head. As to adapt the virtual reality, position and pose of the microscope are determined by an optical tracking system. The values of zoom and focus are read out via a CAN bus. The oculars of the optical system were replaced

by a stereo display that shows the computer generated scenario in 3D. By using different instruments the user can interact with the virtual world. Position and pose of the instruments that are inserted in the patient phantom are determined by a combination of optical and inertial tracking procedures.

Abstract training modules for the training of basic skills were implemented as well as a real medical procedure that consists of the clipping of an aneurysm. The simulator is based on a modular software design. It is extendable by plugins. The training simulator was developed in a cooperation with the VRmagic GmbH in Mannheim and with surgeons of the Neurosurgical Clinic in Mannheim of the University of Heidelberg.

Inhaltsverzeichnis

1. Einführung	1
1.1. Medizinische Trainingssimulatoren	2
1.2. Intrakranielle Eingriffe	4
1.3. Ziel der Arbeit	6
1.4. Überblick	7
2. Medizinische Grundlagen	9
2.1. Neurochirurgisches Setup	9
2.2. Zerebrale Aneurysmen	13
3. Stand der Technik	19
3.1. Neurochirurgische Trainingsmöglichkeiten	19
3.2. Trackingverfahren	26
3.3. Diskussion	35
4. Tracking der Instrumente	37
4.1. Optisches Trackingsystem	38
4.2. Inertiales Trackingsystem	49
4.3. Sensorfusion	54
4.4. Ergebnisse	57
4.5. Diskussion	60
5. Integration des Operationsmikroskops	63
5.1. Stereodisplay	64
5.2. Tracking des Mikroskops	66
5.3. Auslesen der Statusinformationen	73
5.4. Anbindung eines Fußschalters	78
5.5. Ergebnisse	79
5.6. Diskussion	80
6. Die NeuroSim-Anwendung	83
6.1. Simulator-Plattform	84
6.2. Die Module der NeuroSim-Anwendung	86

Inhaltsverzeichnis

6.3. Modellierung der virtuellen Objekte	91
6.4. Diskussion	94
7. Trainingsmodule	95
7.1. Abstrakte Trainingsmodule	96
7.2. Modul zum Clippen eines Aneurysmas	100
7.3. Diskussion	101
8. Schlussfolgerungen und Ausblick	105
8.1. Schnittstelle zwischen Anwender und Simulator	106
8.2. Trainingsmodule	107
8.3. Ausblick	108
A. uIMU-Platine	111
B. LED-Platine	115
C. Optimales Dreieck	117
D. Transform-Modul	123
Abbildungsverzeichnis	129
Tabellenverzeichnis	133
Eigene Veröffentlichungen	135
Literaturverzeichnis	137

Vorwort

All we have to decide is what to do
with the time that is given us.

(J.R.R. Tolkien)

Als Stephan und ich 2006 unsere Promotion in der Virtual-Patient-Analysis-Gruppe (ViPA) begannen, hatten wir ein klar definiertes Ziel: Wir wollten eine neue Arbeitsgruppe aufbauen, und basierend auf den Leistungen unserer Vorgänger, der heutigen VRmagic GmbH, einen medizinischen Trainingssimulator für neurochirurgische Eingriffe entwickeln: NeuroSim.

Um das Projekt sowie die Arbeitsgruppe voran zu treiben wurden Forschungsanträge geschrieben. Mit diesen finanziellen Mitteln sollten weitere Doktoranden eingestellt werden. Obwohl ich bis heute von der Qualität unserer Anträge überzeugt bin, waren es die Gutachter nicht. Ein dutzend Anträge wurden abgelehnt. Die Arbeitsgruppe schrumpfte durch erfolgreich abgeschlossene Promotionen anderer Mitglieder. Motivierend war dagegen das Entgegenkommen der Leica Microsystems GmbH, die wir von unserer Idee begeistern konnten, und die uns den Prototypen eines echten neurochirurgischen Operationsmikroskops zur Verfügung stellte.

Bedingt durch viele Vorarbeiten waren lange keine sichtbaren Ergebnisse vorhanden. Als Stephan sich 2009 selbstständig machte und die Gruppe verließ, war ich mir nicht sicher, ob NeuroSim noch zu realisieren sei. Meine Kollegen Oliver und Evangelos arbeiteten damals bereits an einem anderen Projekt: MicroSim, ein Simulator für mikrochirurgische Eingriffe, der vom BMWI gefördert und in Kooperation mit der VRmagic GmbH entwickelt wird. Der Schwerpunkt meiner Dissertation wandelte sich in dieser Zeit vom Tracking für Eingabegeräte zum Gesamtkonzept des Simulators. Glücklicherweise war es nur wenige Monate später, als sich endlich auch für Außenstehende sichtbare Resultate zeigten.

Wichtig für NeuroSim war die medizinische Unterstützung durch die Neurochirurgische Klinik Mannheim der Universität Heidelberg. Ich werde nicht vergessen, wie ich Frau Prof. Schmieder das erste Mal traf und eine Präsentation über die Vorteile von auf virtueller Realität basierenden Simulatoren vorbereitet hatte. Schnell

hatte sich das Gespräch so entwickelt, dass sie mir erklärte, warum sich diese Simulatoren gut für die neurochirurgische Ausbildung eignen. Meine Präsentation, mit der ich sie von den Vorteilen VR-basierter medizinischer Simulatoren überzeugen wollte, hat sie bis heute nicht gesehen.

Mitte 2010 wurde die erste Veröffentlichung von NeuroSim eingereicht, die den Prototypen sowie ein erstes abstraktes Trainingsmodul beinhaltete. Das Modul zum Clippen des Aneurysmas war in Arbeit.

Die Einleitung meiner Dissertation vergleicht die von uns entwickelten medizinischen Trainingssimulatoren mit Flugsimulatoren. Ein Vergleich, den ich im Laufe meiner Promotion oft beim Erklären meiner Arbeit vor Freunden und Studenten verwendet habe. Auch wenn es mir schon fast abgedroschen vorkommt, ähneln Flugsimulatoren stark den medizinischen Simulatoren und zeigen gut, was für einen wichtigen Einfluss das Training am Simulator auf die Aus- und Fortbildung haben kann. Sicher gibt es viele andere Beispiele, die in diversen Büchern erwähnt werden: Von virtuellen Kriegsszenarien bis zur Babyflasche als „simulierte“ weibliche Brust. Da bleibe ich lieber bei den Flugsimulatoren.

Ich danke ...

... Herrn Prof. Dr. Reinhard Männer für die großen Freiheiten, die er mir sowohl im Rahmen meiner Promotion als auch bei der Leitung der Arbeitsgruppe zugestanden hat.

... Herrn Prof. Dr. Holger Fröning für die Bereitstellung als Korreferent und für sein Interesse an meiner Arbeit.

... Stephan Diederich, der einen guten Teil des Weges mit mir ging, und ohne den NeuroSim vermutlich noch heute nur ein Wort auf diversen Anträgen wäre.

... Markus Schill und Norbert Hinckers, den Geschäftsführern der VRmagic GmbH. Obwohl das spezielle Feld der Neurochirurgie vermutlich zu klein ist, um für die Firma marktwirtschaftlich interessant zu sein, haben sie mich immer unterstützt.

... allen Mitarbeitern der VRmagic GmbH: Clemens Wagner für die gute Zusammenarbeit bei diversen Anträgen und sein stets offene Ohr, Johannes Grimm für die Beantwortung sämtlicher Plattform-Fragen, Thomas Ruf, Stefan Sichler, Jan Hegner, Tobias Trenchel und den anderen Hardware-Jungs für die Zusammenarbeit bezüglich der Kamera-Hardware, Martin Staiger dafür, dass er mit Grafikkarten sprechen kann, Joachim Schlipper und Daniel Scherer für ihre Hilfe bezüglich Cinema4D, Michael Schneider für das ein oder andere „simple“ Objekt, Kathrin Streichert für Tipps zu Bounding-Boxen und Kollisionserkennungen, Dietrich Foethke, Thorsten Becker und Nick Nock für die Unterstützung bei Kalibrierungs- und Trackingfragen, dem Produktionsteam dafür, dass es nie ein Problem war, das ein oder andere Stück Hardware „verfügbar“ zu haben, Claudia Augspurger für die Zusammenarbeit bei der Verwaltung des MicroSim-Projekts, Meike Humme-

rich für die gemeinsamen Ausflüge in die Produktfotografie sowie allen weiteren Mitarbeitern.

... Frau Prof. Dr. Kirsten Schmieder und Herrn Dr. Axel Stadie für ihre Unterstützung und ihr Interesse an dem Projekt und den Koautorschaften bei den Veröffentlichungen.

... der Leica Microsystems GmbH für das Mikroskop, das doch so viel besser aussieht und einfacher zu verstellen ist als eine Schreibtischlampe.

... der Günter Bissiger Medizintechnik GmbH für das Bereitstellen einer bipolaren Koagulationspinzette.

... meinen ehemaligen ViPA Kollegen Ole Jakubik, Andreas Köpfler, Klaus Rieger, Kathrin Streichert, Yang Yuning sowie allen anderen Ziti-Mitarbeitern für die gute Zeit.

... Sascha Senst und Stefan Rohr für ihre Unterstützung im Rahmen ihrer Abschlussarbeiten.

... den guten Seelen der Verwaltung: Dina Geppert, Christiane Glasbrenner und Andrea Seeger.

... Wolfgang Stumpfs, der mir mit seinem technischen und handwerklichen Sachverstand zur Seite stand.

... Andreas Wurz für seinen elektronischen Sachverstand und die wertvollen Tipps beim Entwurf der ein oder anderen Schaltung.

... Gaby Fischer-Blüm, Oliver Schuppe, Jenny Kohl und Nathan Hüsken für die wertvollen Kommentare zur schriftlichen Ausarbeitung.

... Oliver Schuppe, Evangelos Sismanidis und Nathan Hüsken für die vielen fachbezogenen und vor allem für die nicht-fachbezogenen Gespräche. Es war eine tolle Zeit!

... Jenny Kohl für die Unterstützung in den Hoch und Tiefs der Promotion.

Besonders danke ich meinen Eltern und meiner Großmutter, die mich immer unterstützt haben!

Kapitel 1

Einführung

Anfang des 20. Jahrhunderts begann der Mensch die Lüfte zu erobern. Bereits zu jener Zeit existierten Vorrichtungen, mit deren Hilfe angehende Piloten die Steuerung der Maschinen auf sicherem Boden üben konnten. Adorian et al. [AS79] erwähnen einen der ersten bekannten Flugsimulatoren, den sogenannten Antoniette Trainer (Abbildung 1.1). Während die angehenden Piloten, in einem halbierten Fass mit kurzen Flügeln und zwei Steuerrädern sitzend, das Gleichgewicht halten mussten, simulierten die Ausbilder externe Kräfte, indem sie die Flügel des Gestells durch Ziehen oder Drücken manipulierten. Durch Eingaben an den Steuerrädern mussten die Piloten diesen Kräften entgegenwirken [Vin08].



Abbildung 1.1.: Der Antoniette Trainer, ca. 1910. Bild von M. Branger via Library of Congress [Brac].

Mit der fortschreitenden Entwicklung der Fluggeräte nahm auch die Komplexität und Detailtreue der Flugsimulatoren zu. Aus rein mechanischen Konstruktionen wurden Simulatoren, die eine virtuelle Realität nutzen, um den Anwender stärker in vorgegebene Szenarien eintauchen zu lassen. Abbildung 1.2 zeigt das Cockpit eines modernen Flugsimulators.



Abbildung 1.2.: Moderner Flugsimulator eines Airbus A320. Bild mit freundlicher Genehmigung der Lufthansa Flight Training GmbH.

Die Effektivität dieser Flugsimulatoren konnte in mehreren Studien nachgewiesen werden, wie Caretta in einer Airforce-Metastudie [Car98] darlegt. Heute sind Flugsimulatoren ein selbstverständlicher Bestandteil in der Aus- und Weiterbildung von Piloten.

1.1. Medizinische Trainingssimulatoren

Im Vergleich zu Flugsimulatoren befinden sich medizinische Trainingssimulatoren, die auf virtueller Realität basieren, erst am Anfang ihrer Entwicklung. Ihre Vorteile stehen denen der Flugsimulatoren in nichts nach: So lassen sich Eingriffe trainieren, ohne dass reale Patienten in Gefahr gebracht werden. Pathologien können selbst bei geringer Inzidenzrate beliebig oft erzeugt und trainiert werden. Die am Simulator erbrachte Leistung kann anhand messbarer Kriterien objektiv ausgewertet und mit den Ergebnissen anderer Benutzer verglichen werden.

Ein wichtiges Kriterium beim Erstellen eines Trainingssimulators ist die Schnittstelle zwischen Anwender und Simulator. Diese hat starken Einfluss auf die erfahrene Präsenz, also das subjektive Empfinden des Anwenders, „sich in einer

bestimmten Umgebung zu befinden“ [Wag04]. Daher sollte nicht nur die computergenerierte Simulation so real wie möglich sein, sondern auch die Schnittstelle zwischen Mensch und Maschine den realen Gegebenheiten möglichst gut nachempfunden sein. Abbildung 1.3 zeigt den Augensimulator Eyesi sowie eine reale Operation.



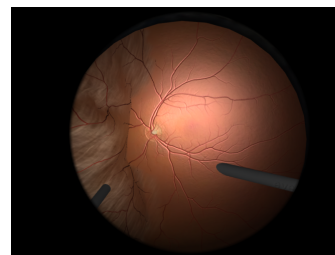
(a) Reale Augenoperation



(b) Nachgestellte Operation am Trainingssimulator Eyesi



(c) Reales Bild



(d) Virtuelles Bild

Abbildung 1.3.: Vergleich einer realen Operation und eines medizinischen Trainingssimulators. Bilder mit freundlicher Genehmigung der VRmagic GmbH.

Folglich eignen sich auf virtueller Realität aufbauende Simulatoren ideal zum Erstellen einer medizinischen Trainingsumgebung; ihre Effektivität wurde von Haque et al. in einer Metastudie [HS06] belegt.

1.2. Intrakranielle Eingriffe

Intrakranielle Operationen sind neurochirurgische Eingriffe, die den inneren Teil des menschlichen Schädels, primär das Gehirn betreffen. Aufgrund ihrer Komplexität und der daraus resultierenden potentiellen Gefahr für den Patienten erfordern sie eine sehr gute Ausbildung sowie viel Erfahrung von den Chirurgen. Die meisten zerebralen Operationen werden aufgrund der feinen Strukturen im Gehirn ausschließlich mit Hilfe eines neurochirurgischen Operationsmikroskops durchgeführt (siehe Abbildung 1.4), welches frei über dem Patienten positioniert wird. Das bimanuelle mikrochirurgische Arbeiten unter starker Vergrößerung sowie das „indirekte“ Arbeiten durch das Mikroskop, bei dem die Hände nicht direkt gesehen werden, bedarf intensiven Trainings. Ebenso muss die Bedienung des Operationsmikroskops, beispielsweise das Einstellen der korrekten Position, Vergrößerung oder Schärfe trainiert werden.



Abbildung 1.4.: Leica OH5 Operationsmikroskop im Einsatz. Bild mit freundlicher Genehmigung der Leica Microsystems GmbH.

Eine medizinische Prozedur, deren Trainingsbedarf in den letzten Jahren gestiegen ist, ist das Clippen zerebraler Aneurysmen. Aneurysmen sind blasenförmige Aussackungen arterieller Blutgefäße. Sie entstehen vor allem an Stellen, wo durch hohen Druck oder Verwirbelungen im Blutfluss besondere Kräfte auf die Gefäßwände wirken. Die Gefahr der Aneurysmen liegt darin, dass sie ruptieren können und somit zu einer Subarachnoidalblutung führen. In den harmloseren Fällen führt

dies zu Kopfschmerzen. Bedingt durch den auftretenden Druck und den Blutverlust kann die Blutung jedoch auch zu Lähmungen oder sogar zum Tod führen. Linn et al. [LRAvG96] beschreiben das Aufkommen von Subarachnoidalblutungen mit 6 bis 8 pro 100.000 Personen-Jahren. Laut den Studien von van Gijn et al. [vGKR07] sind etwa 85% der Subarachnoidalblutungen auf rupturierte Aneurysmen zurückzuführen.

Es existieren zwei sehr unterschiedliche Techniken zur Behandlung von Aneurysmen [Sam10]: Coiling und Clipping. Beim Coiling (Abbildung 1.5(a)) wird ein Katheter in die Hauptschlagader eingeführt und bis zum Aneurysma vorgeschoben. Im Aneurysma werden dann Platinfäden platziert, die zur Blutgerinnung und so zum Verschluss des Aneurysmas führen. Bedingt durch den minimal-invasiven Charakter des Coilings ist dieser Eingriff schonend für die betroffenen Patienten. Das Clipping (Abbildung 1.5(b)) hingegen ist ein chirurgischer Eingriff, der in den meisten Fällen unter Vollnarkose durchgeführt wird: Die Schädeldecke wird geöffnet und das Aneurysma wird freipräpariert. Mit einem Titanium-Clip wird das Aneurysma zusammengepresst und vom Blutfluss getrennt.

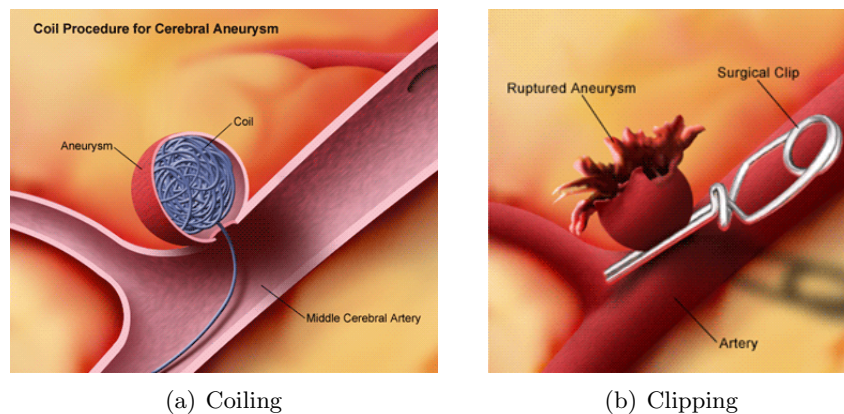


Abbildung 1.5.: Zwei Behandlungsmethoden von Aneurysmen. Bilder mit freundlicher Genehmigung der Krames StayWell Company.

Die Problematik beim Behandeln der Aneurysmen liegt paradoxer Weise im Fortschritt der Medizin: Durch bessere Behandlungsmethoden können immer mehr der auftretenden Aneurysmen durch schonendes Coiling behandelt werden, wie die ISAT Studie [MKY⁺05] belegt. Dies betrifft vor allem die häufig auftretenden gutmütigen und kleinen Aneurysmen. In der Regel wird Coiling von Neuroradiologen durchgeführt. Komplexe oder bereits rupturierte Aneurysmen müssen jedoch von Neurochirurgen mit konventionellem Clipping behandelt werden. Doch ausgerechnet für diese schwierigen Operationen stehen immer weniger erfahrene Chirurgen zur Verfügung, da ihnen das Training der einfachen Fälle fehlt, die mit

Coiling behandelt werden können [Ric10]. Diese Situation wird verstärkt durch neuere Studien wie beispielsweise die ISUIA-2-Studie [WWH⁺03], die zu dem Ergebnis kommt, dass kleine Aneurysmen in bestimmten Hirnregionen am besten überhaupt nicht behandelt werden, da sie selten ruptieren. Die somit noch verbleibenden komplexen Fälle müssen von geübten Chirurgen behandelt werden, da deren Erfahrungen und Fähigkeiten unabdingbar für einen erfolgreichen, komplikationslosen und effektiven Eingriff sind [MHW⁺11]. Als Folge steht angehenden Ärzten keine Übungsumgebung zur Verfügung.

Das Training zerebraler Prozeduren beschränkt sich im Wesentlichen auf das klassische Prinzip „See one, do one, teach one“: Angehende Chirurgen beobachten ihre erfahrenen Kollegen und assistieren in unkritischen Abschnitten der Operation. Zusätzlich können gewisse grundlegende Fertigkeiten an Leichen, Tieren oder Plastikmodellen geübt werden. Eine ausführliche Betrachtung dieser konventionellen Trainingsmöglichkeiten ist in Kapitel 3.1 dargestellt.

1.3. Ziel der Arbeit

Das Ziel dieser Arbeit stellt die Entwicklung eines neurochirurgischen Trainingssimulators dar: NeuroSim. Ein besonderer Schwerpunkt liegt dabei auf einer nativen Schnittstelle zwischen Anwender und Simulator. Ein reales neurochirurgisches Operationsmikroskop sowie originalgetreue Instrumente bilden den Kernpunkt dieser Schnittstelle.

Um die virtuellen Instrumente in der computergenerierten Szene korrekt darstellen zu können, müssen die Positionen und Ausrichtungen der vom Anwender geführten realen Instrumente bestimmt werden, sobald sie in eine Schädelnachbildung eingeführt werden. Dieses Tracking der Instrumente muss echtzeitfähig sein, also mit Updateraten von mindestens 30 Hertz und Latenzen von unter 100 Millisekunden erfolgen (vergleiche [CS03]). Ebenso muss das Tracking stabil sein, so dass ein Instrument, welches sich in Ruhe befindet, auch in der virtuellen Szene nicht bewegt erscheint. Absolute Genauigkeiten sind von untergeordneter Bedeutung, da der Anwender die Instrumente entsprechend der ihm angezeigten Szene bewegt. Um ein bimanuelles Training zu ermöglichen, sind mindestens zwei Instrumente in den Simulator zu integrieren.

Das Mikroskop soll so vom Anwender verwendet werden können wie es bei realen Eingriffen üblich ist. Dazu muss das dreidimensionale Bild der virtuellen Realität entweder in den Strahlengang des Mikroskops eingekoppelt werden oder die Okulare müssen gegen ein Display ausgetauscht werden. Um den angezeigten Ausschnitt der virtuellen Szene dynamisch an die vom Anwender eingestellte Position und Lage des Mikroskops anpassen zu können, muss die Positionierung des Mikroskopkopfes über einem Schädelnachbildung bestimmt und an den Simulator weitergegeben werden. Ebenso müssen die internen Zustände des Mikroskops, wie beispielsweise die Einstellungen der Schärfe und der Vergrößerung, ausgelesen und in der virtuellen Realität abgebildet werden. Die Bestimmung der Positionierung

des Mikroskops sowie seiner internen Zustände muss in Echtzeit erfolgen und sollte stabil sein, um die vom Anwender erfahrene Präsenz aufrecht zu erhalten.

Der Trainingssimulator soll zum einen abstrakte Trainingsmodule besitzen, mit denen die Bedienung des Mikroskops und der Instrumente sowie das indirekte Arbeiten unter hoher Vergrößerung trainiert werden kann. Zum anderen soll ebenso eine reale medizinische Prozedur, hier das Clippen eines Aneurysmas, trainierbar sein. Der Simulator soll modular aufgebaut sein, so dass er jederzeit durch weitere Software-Module wie auch Hardware-Komponenten erweitert werden kann, um beispielsweise zukünftige Trainingsmodule integrieren zu können.

Die Arbeit befasst sich nicht mit Eingriffen, die mittels Endoskopen durchgeführt werden oder die das Rückgrat betreffen. Die dabei notwendigen Operationstechniken und Instrumente unterscheiden sich in wesentlichen Bestandteilen von offenen intrakraniellen Eingriffen.

Die Arbeit baut auf bestehenden Software-Bibliotheken und Kamera-Hardware auf, die in der Virtual-Patient-Analysis (ViPA) Forschergruppe der Universität Heidelberg und in Kooperation mit der VRmagic GmbH Mannheim entwickelt wurden. Die Arbeit wird in Kooperation mit der VRmagic GmbH in Mannheim sowie mit Ärzten der Neurochirurgischen Klinik Mannheim der Universität Heidelberg durchgeführt.

1.4. Überblick

- Kapitel 2 beschäftigt sich mit den für diese Arbeit relevanten **medizinischen Grundlagen**. Es beschreibt das typische Setup eines neurochirurgischen Eingriffs und geht auf die verschiedenen Behandlungsmöglichkeiten zerebraler Aneurysmen ein.
- Kapitel 3 behandelt die derzeit verfügbaren neurochirurgischen Trainingsmöglichkeiten sowie den **Stand der Technik** von optischen und inertialen Trackingverfahren.
- Kapitel 4 beschreibt die verwendeten Methoden zum **Tracken der Instrumente**, also die Bestimmung von Position und Orientierung der Instrumente innerhalb des Patientenphantoms. Es befasst sich mit der Hard- und Software der verwendeten optischen wie auch inertialen Sensoren und veranschaulicht die Fusion der erhaltenen Daten.
- Kapitel 5 stellt die **Anbindung des Operationsmikroskops** an den Simulator vor. Es beschreibt wie die Position des Mikroskopkopfes relativ zu einem Patientenphantom mit Hilfe optischer Trackingverfahren bestimmt wird und wie weitere Zustände, wie zum Beispiel Zoom und Fokus, ausgelesen und an den Simulator angebunden werden. Es zeigt ebenfalls wie die optischen Komponenten des Mikroskops durch ein OLED-Display (Organic Light Emitting Diode), welches die virtuelle Realität anzeigt, ersetzt wurde.

- Kapitel 6 beschäftigt sich mit der **NeuroSim-Anwendung** sowie mit der verwendeten und erstellten Software. Es gibt einen Einblick in die benutzte Simulator-Plattform und beschreibt aus welchen Modulen der Trainingssimulator besteht. Weiterhin erläutert es, wie die virtuellen Modelle der Instrumente und des Patientenphantoms erzeugt wurden.
- Kapitel 7 beschreibt die implementierten **Trainingsmodule**. Es stellt die abstrakten Trainingsmodule sowie das medizinische Modul zum Clippen von Aneurysmen dar.
- Kapitel 8 beinhaltet die **Schlussfolgerungen** und gibt einen **Ausblick**.

Medizinische Grundlagen

In diesem Kapitel sollen die zum Verständnis der Arbeit notwendigen medizinischen Grundlagen erläutert werden. Es wird das neurochirurgische Setup beschrieben sowie die Grundlagen zerebraler Aneurysmen vermittelt, die Bestandteil des medizinischen Trainingsmoduls sind. Die anatomischen Grundlagen sowie die Beschreibung der chirurgischen Techniken sind bewusst knapp gehalten und verweisen an entsprechender Stelle auf geeignete Fachliteratur.

2.1. Neurochirurgisches Setup

Obwohl sich die Neurochirurgie mit operativen Eingriffen am zentralen und peripheren Nervensystem befasst, beschränkt sich die Beschreibung im Folgenden auf offene intrakranielle Eingriffe, welche im Rahmen dieser Arbeit abgebildet werden. Der Begriff „offen“ bezieht sich dabei auf die Schädelöffnung, in die die Instrumente eingeführt werden. Im Gegensatz zu minimal-invasiven Eingriffen, bei denen ein Katheter durch eine gerade schlüssellochgroße Öffnung eingeführt wird, bieten offene Operationen eine deutliche Bewegungsfreiheit für die Instrumente. „Intrakraniell“ bedeutet innerhalb der knöchernen Abgrenzung des Schädels. Sowohl Operationen, die das Rückenmark betreffen, als auch Eingriffe, die mit Hilfe eines Katheters oder Endoskops durchgeführt werden, unterscheiden sich grundlegend in ihren chirurgischen Techniken.

Dem intrakraniellen Eingriff geht, sofern möglich, eine intensive Planung voraus, bei der die genaue Lage des Zielbereichs, in dem sich etwa das Aneurysma oder der Tumor befindet, mit Hilfe bildgebender Verfahren untersucht wird. Somit können der optimale Zugangsweg und die damit verbundene Positionierung des Patienten festgelegt werden. Der eigentliche Eingriff findet unter Vollnarkose statt und beginnt mit der Kraniotomie, dem Öffnen des Schädels. Der Kopf des Patienten ist dabei mit schraubzwingen-ähnlichen Klammern fixiert, um eine größtmögliche Stabilität zu erreichen. Je nach Eingriffsart und Lage des Zielgebiets sind unterschiedliche Zugänge notwendig. Meist stehen sogar für einen konkreten Eingriff mehrere

Zugänge zur Auswahl. Die Entscheidung für einen bestimmten Zugang wird unter Umständen subjektiv nach den persönlichen Erfahrungen oder Vorlieben des Chirurgen gewählt. Je nach Zugang muss der Patient unterschiedlich positioniert werden. Bei der Kraniotomie wird zunächst ein Schnitt durch die Kopfhaut gesetzt. Diese wird anschließend vom Schädelknochen separiert und zurückgeklappt. Mit Hilfe von Hochgeschwindigkeitsbohrern werden an besonders dünnen Schädelstellen mehrere Löcher entlang des zu entfernenden Schädelbereichs durch die Schädeldecke gebohrt. Diese werden anschließend mit einer Säge verbunden bis das Schädelstück entfernt werden kann. Die so freigelegte Dura Mater (äußere Hirnhaut) wird durchtrennt und Teile des Gehirns mit Klammern zur Seite geschoben, um das Zielgebiet freizulegen.

Abbildung 2.1 zeigt die zurückgeklappte Schädelhaut und das zu entfernende Schädelstück einer pterionalen Kraniotomie. Dieser pterionale Zugang ist ein häufig gewählter Standardzugang, der sich für viele Eingriffe eignet [VMD⁺98].

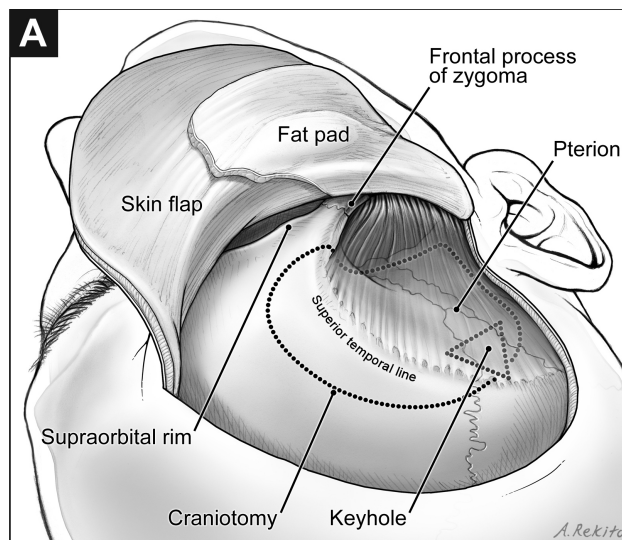


Abbildung 2.1.: Pterionale Kraniotomie. Bild aus Kim et al. [KD11], mit freundlicher Genehmigung des Copyright Clearance Centers.

Die Kraniotomie wird unter direkter Sicht, also ohne Operationsmikroskop durchgeführt. Die dabei angewandten Techniken unterscheiden sich grundsätzlich vom mikrochirurgischen Arbeiten der eigentlichen Operation und ist nicht Bestandteil des in dieser Arbeit vorgestellten Trainingssimulators. Eine detaillierte Übersicht über die verschiedenen Kraniotomien gibt der *Atlas of Neurosurgical Techniques, Brain* [SF06].

Nach dem Öffnen der Schädeldecke beginnt der eigentliche Eingriff unter dem Mi-

kroskop. Anschließend wird die Hirnhaut mit einem resorbierenden Faden vernäht, das entfernte Schädelstück wieder eingesetzt und mit Titanklammern befestigt.

Operationsmikroskop

Aufgrund des mikrochirurgischen Charakters bei zerebralen Eingriffen werden diese fast ausnahmslos mit Hilfe eines speziellen neurochirurgischen Operationsmikroskops durchgeführt. Vom Entfernen des Knochenstücks bis zum letzten Nahtstich sollten laut Hernesniemi [Her09] alle Tätigkeiten unter dem Mikroskop ausgeführt werden. Bereits 1921 entwickelte der schwedische Arzt Carl-Olof Nylén ein Mikroskop, welches aufgrund hoher Vergrößerungen entscheidende Vorteile bei chirurgischen Eingriffen bot [NYL54, Doh69]. 1965 kamen die ersten Mikroskope auf den Markt, die das motorisierte Verstellen von Fokus und Zoom erlaubten. Diese wurden in den folgenden Jahren in die neurochirurgischen Prozesse integriert und revolutionierten die vorhandenen Eingriffe [Sam10].



Abbildung 2.2.: Neurochirurgisches Stereomikroskop von Leica. Bild mit freundlicher Genehmigung der Leica Microsystems GmbH.

Heutige Operationsmikroskope der Hersteller Leica Microsystems GmbH oder Carl Zeiss AG bieten dem Chirurg neben der eigentlichen optischen Vergrößerung eine Vielzahl weiterer technischer Hilfsmittel wie zum Beispiel situationsabhängige Änderungen der Intensität des eingestrahelten Lichts, automatisches Ausbalancie-

ren des Mikroskoparms oder Darstellungen vaskulärer Blutflüsse bei Gabe von fluoreszierenden Kontrastmitteln.

Yaşargil [Yaş84b] sieht in dem offensichtlichen Vorteil der optischen Vergrößerung nicht den primären Nutzen des Mikroskops. Vielmehr werde durch die geringere Stereobasis der Mikroskopoptik – ca. 16 Millimeter im Vergleich zum durchschnittlichen Pupillen-Abstand eines Menschen von etwa 60 Millimeter – ein stereoskopisches Sehen auch bei tiefen Eingriffen mit schmalen Zugängen möglich. Dieses räumliche Sehen unter guten Beleuchtungssituationen mache das Operationsmikroskop bei komplexen Eingriffen unabdingbar.

Die Mikroskopoptiken besitzen Brennweiten von 200 bis 500 Millimeter. Die Okulare vergrößern das vom Mikroskop erzeugte Zwischenbild typischerweise um Faktor 10 oder 12,5 und erlauben das Korrigieren von verschiedenen Dioptrien. Das eigentliche Mikroskop befindet sich an einem langen Stativarm, der über elektrische Bremsen fixiert ist und mit Hilfe von Gegengewichten im Gleichgewicht gehalten wird. Zum Ändern der Position des Mikroskops müssen die Bremsen über Knöpfe an den seitlich angebrachten Pistolengriffen gelöst werden. Über diese Pistolengriffe können ebenfalls Änderungen an den Zoom- und Fokus-Einstellungen vorgenommen werden. Alternativ dient ein Touchscreen am Mikroskopstativ als Eingabemöglichkeit. An diesem können weitere Eingaben wie beispielsweise benutzerspezifische Einstellungen oder das Aktivieren der Aufnahmesysteme vorgenommen werden. Fußpedale oder mundgesteuerte Joysticks erlauben weitere Interaktionsmöglichkeiten.

Instrumente

Neben den bereits erwähnten Bohrern für die Kraniotomie und den chirurgischen Klammern zum Zurückschieben von Hirnbereichen gibt es eine Reihe weiterer spezieller Instrumente. Der Situs befindet sich oft tief im Inneren des Schädels und ist nur über einen schmalen Zugangsweg zu erreichen. Daher weisen die Instrumente meist eine Bajonettform auf, um die Hände außerhalb des Sehstrahls des Mikroskops zu halten.

Häufig verwendete Instrumente sind [Sam10, SF06]:

- Pinzette in Bajonettform und in unterschiedlichen Längen zum Greifen von Gewebe oder Tupfern.
- Bipolare Koagulationspinzette in Bajonettform, ebenfalls in unterschiedlichen Längen, zum Veröden kleiner Blutungen. Diese ist bei zerebralen Operationen besser geeignet als monopolare Verödungsinstrumente, da diese den Strom über den Patienten ableiten.
- Abgewinkelte Scheren in verschiedenen Größen und Ausführungen zum Zerschneiden von Gewebe. Die abgewinkelte Form ist ebenfalls durch die tief liegenden Operationsgebiete bedingt.

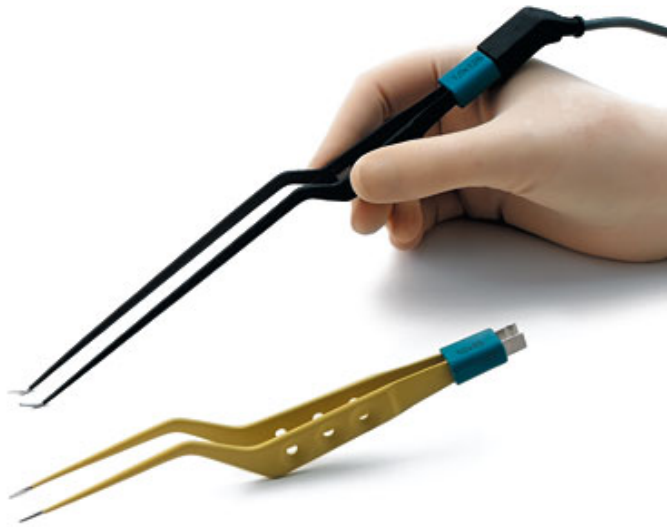


Abbildung 2.3.: Instrument in Bajonettform. Bild mit freundlicher Genehmigung der Aesculap AG, Tuttlingen.

- Dissektoren verschiedenster Größen und Ausführungen zum Auseinanderschieben von Gewebe.
- Regelbare Sauginstrumente mit verschiedenen Durchmessern und in verschiedenen Formen zum Absaugen von Flüssigkeiten. Diese werden ebenfalls zum Verschieben von Gewebe und als Dissektor genutzt.
- Anlegezangen zum Greifen und Setzen von Aneurysmen-Clips.
- Nadeln, Faden und Nadelhalter zum Verbinden von Nerven oder Gefäßen.

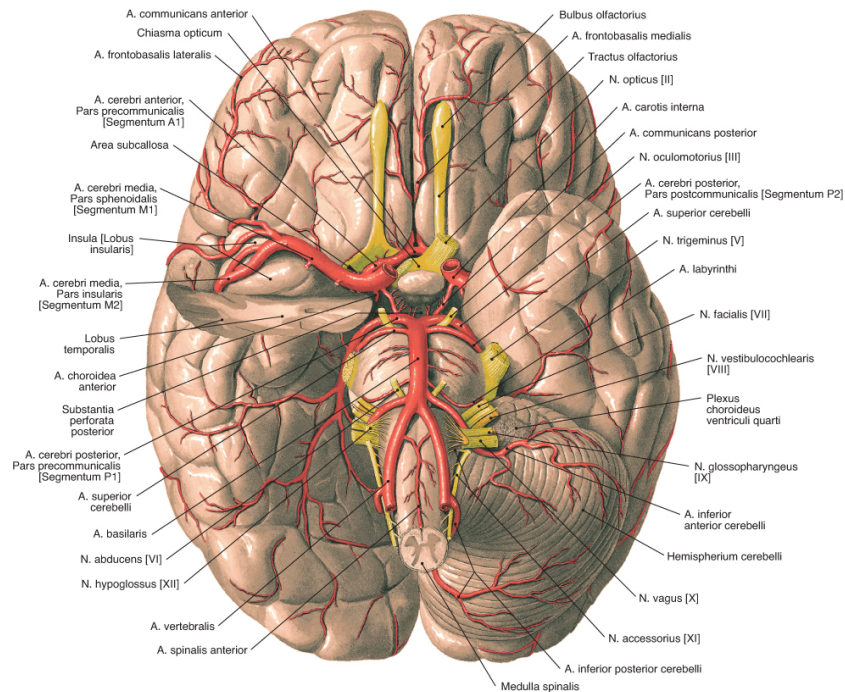
Die am häufigsten eingesetzten Instrumente sind nach Hernesniemi [Her09] die bipolare Pinzette, der Absauger und der Dissektor. Dies variiert jedoch je nach Art des Eingriffs.

Für eine gute Übersicht über Ablauf, Techniken und Instrumente bei intrakraniellen neurochirurgischen Eingriffen sei erneut auf den *Atlas of Neurosurgical Techniques, Brain* [SF06] verwiesen.

2.2. Zerebrale Aneurysmen

In der medizinischen Literatur existieren verschiedene Klassifizierungen von Aneurysmen. Yaşargil [Yaş84b] unterscheidet im Wesentlichen zwischen sack- oder

beerenförmigen („saccular or berry“) und spindelförmigen („fusiform“) Aneurysmen. Erstere nehmen dabei den überwiegenden Anteil an entdeckten Aneurysmen ein: Je nach Studie zwischen 66-90% (Sugai et al.) und 99% (Suzuki et al.) (Quelle für beide Studien: [Yaş84b]).



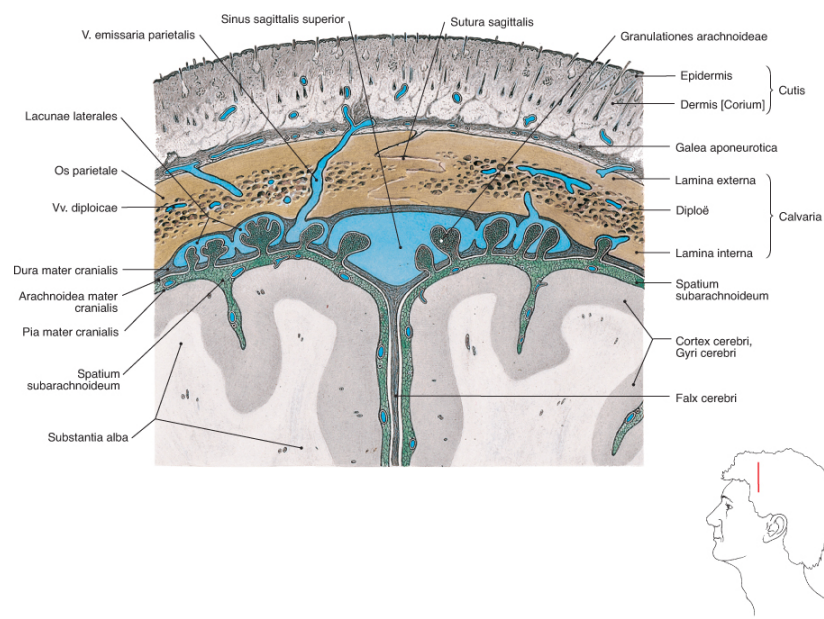
Putz / Pabst: Sobotta Atlas der Anatomie in einem Band, 22.A. © Elsevier GmbH. www.studentconsult.de

Abbildung 2.4.: Circulus arteriosus cerebri an der Hirnbasis. Bild aus [Sob07] mit freundlicher Genehmigung der Elsevier GmbH.

Zerebrale Aneurysmen treten vor allem in der Region des Circulus arteriosus cerebri („Circle of Willis“, siehe Abbildung 2.4) auf, einer ringförmigen Struktur arterieller Gefäße an der Hirnbasis [Yaş84b, Loc66]. Die Vielzahl an Gefäßverzweigungen und die dadurch auftretenden Strömungen und Verwirbelungen scheinen das Entstehen von Aneurysmen in dieser Region zu begünstigen. Die genaue Ausprägung dieser Gefäßverbindungen unterscheidet sich von Individuum zu Individuum und entspricht nicht immer einer geschlossenen Ringstruktur. Die meisten Aneurysmen befinden sich entlang der Arteria cerebri anterior (ca. 40%), der Arteria carotis interna (ca. 31%) und der Arteria cerebri media (ca. 18%) [Yaş84b]. Variationen des Circulus arteriosus cerebri sowie eine genauere anatomische Übersicht finden sich

im Atlas von Sobotta [Sob07]. Eine Variation von Aneurysmen an den verschiedenen arteriellen Gefäßen stellt Yaşargil [Yaş84a] dar.

Schievink [Sch97] nennt mehrere Quellen, wonach bei etwa 20-30% der von zerebralen Aneurysmen betroffenen Patienten bei Untersuchungen weitere Aneurysmen gefunden werden. Größere Aneurysmen können Druck auf die umliegenden Nervenbahnen ausüben, was sich je nach Lage in charakteristischen Beschwerdebildern äußert. Die eigentliche Gefahr besteht jedoch in einer potentiellen Ruptur, die zur sogenannten Subarachnoidalblutung führt. Dabei tritt Blut in den eigentlich mit Hirnflüssigkeit gefüllten Subarachnoidalraum, einem Bereich zwischen der Pia mater und der Arachnoidea, siehe Abbildung 2.5. Subarachnoidalblutungen führen in vielen Fällen zu bleibenden Hirnschäden oder zum Tod [HA00].



Putz / Pabst: Sobotta Atlas der Anatomie in einem Band, 22.A. © Elsevier GmbH. www.studentconsult.de

Abbildung 2.5.: Querschnitt durch das Schädeldach mit Hirnhäuten und Subarachnoidalraum. Bild aus [Sob07] mit freundlicher Genehmigung der Elsevier GmbH.

Diagnostiziert werden aneurysmale Subarachnoidalblutungen sowie nicht-rupturierte Aneurysmen vor allem durch Angiographien, bei denen die Gefäße unter Gabe von Kontrastmitteln durch bildgebende Verfahren wie die Magnetresonanztomographie (MRT) oder die Computertomographie (CT) dargestellt werden [DP08].

Neurochirurgisches Clipping

Das erste neurochirurgische Clipping wurde 1937 von Walter Dandy an der Johns Hopkins Klinik, USA durchgeführt: Er platzierte einen kleinen Silber-Clip an dem Hals des Aneurysmas, welches auf den dritten Hirnnerv des Patienten drückte, und separierte es so vom Blutkreislauf [Dan38]. Seit diesem Eingriff hat sich das Clipping ständig weiterentwickelt. So stehen heute eine große Anzahl unterschiedlich geformter Clips zur Verfügung, die sich den verschiedenen Ausprägungen von Aneurysmen bezüglich Größe, Form und umliegenden Gefäßen anpassen. Je nach Lage des Aneurysmas können verschiedene Kraniotomien eingesetzt werden, um so die Zielregion möglichst schonend zu erreichen. Einer der Standardzugänge ist dabei die pterionale Kraniotomie, siehe Abbildung 2.1. Vor allem der Einsatz stereoskopischer Operationsmikroskope ermöglicht das Clipping von komplexen Aneurysmen. Prinzip und Ziel des Clippings sind jedoch unverändert: Das Aneurysma soll vom Blutkreislauf getrennt werden, ohne den Blutfluss durch die anliegenden Gefäße zu behindern. Abbildung 2.6 zeigt Ausschnitte des Eingriffs.

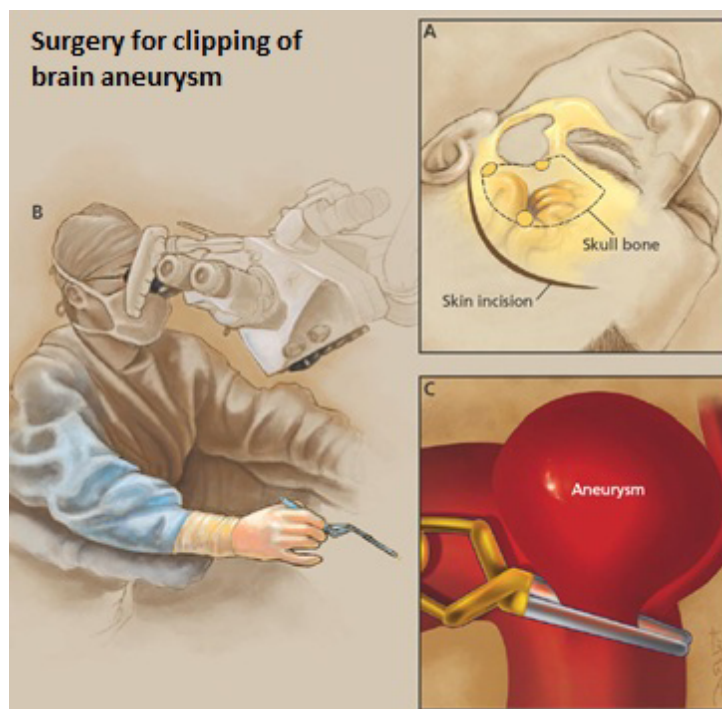


Abbildung 2.6.: Neurochirurgisches Clipping zerebraler Aneurysmen. A) Position der Kraniotomie. B) Arbeiten mit Hilfe des stereoskopischen Operationsmikroskops. C) Am Hals des Aneurysmas platzierter Clip. Bild mit freundlicher Genehmigung des Swedish Neuroscience Institute.

Endovaskuläres Coiling

Im Vergleich zum Clipping ist das endovaskuläre Coiling ein junges Verfahren, beschrieben in [Str01]. Ohne den Schädel des Patienten öffnen zu müssen, werden die Gefäßbahnen als „vorhandener“ Zugang zum Aneurysma genutzt. Ein Mikrokatheter wird über eine Arterie eingeführt und unter Beobachtung durch bildgebende Verfahren bis in das Aneurysma vorgeschoben. Im Aneurysma werden über den Katheter Platinspiralen („Coils“) injiziert, welche das Gerinnen des Blutes auslösen und so das Aneurysma verschließen. Abbildung 2.7 illustriert dies. Obwohl diese Methode in vielen Fällen als schonende Alternative zum neurochirurgischen Clipping betrachtet werden kann, können nicht alle Aneurysmen mit ihr behandelt werden: Je nach Ausprägung des Aneurysmas ist die Gefahr einer durch den Katheter ausgelösten Ruptur zu groß. Ebensovienig lassen sich Aneurysmen mit breiten Hälsen durch die Platinspiralen verschließen. Für bereits ruptierte Aneurysmen stellt das endovaskuläre Coiling ebenfalls keine Option dar. In Mitteleuropa werden etwa 65-70% der Aneurysmen endovaskulär behandelt [Ric10]. Da sich die vorliegende Arbeit ausschließlich mit offenen neurochirurgischen Eingriffen und dem vaskulären Clipping beschäftigt, sei für eine Übersicht über das endovaskuläre Coiling auf Schieving [Sch97] verwiesen.

Einen guten Überblick über zerebrale Aneurysmen und ihre Behandlung geben Brisman [BSN06] und Schievink [Sch97], für einen tieferen Einblick sei auf die ersten beiden Bände von Yaşargil's *Microneurosurgery* Serie verwiesen [Yaş84b, Yaş84a].

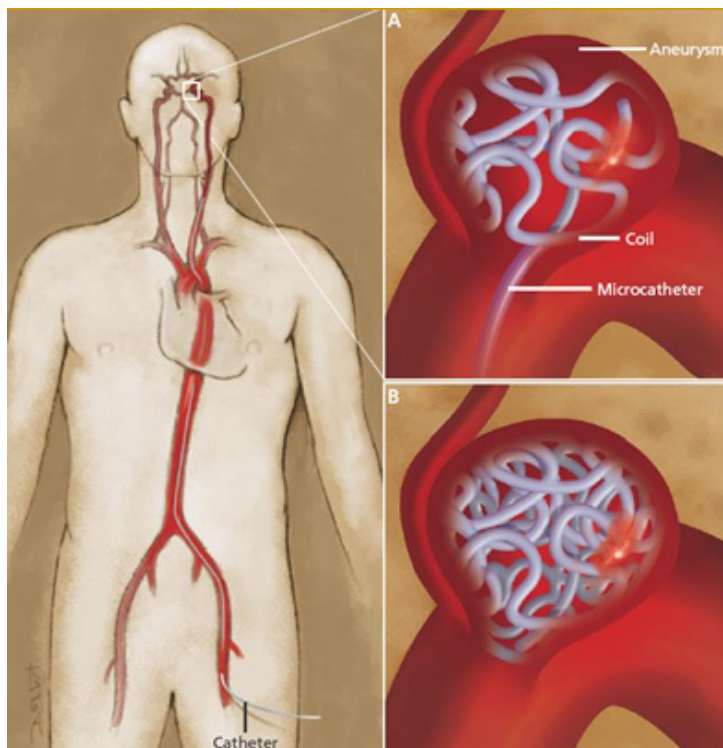


Abbildung 2.7.: Endovaskuläres Coiling zerebraler Aneurysmen. A) Über den Mikrokateter werden Coils im Aneurysma platziert. B) Das Aneurysma ist mit Coils gefüllt. Bild mit freundlicher Genehmigung des Swedish Neuroscience Institute.

Kapitel 3

Stand der Technik

Das folgende Kapitel beschreibt klassische neurochirurgische Trainingsmethoden sowie einige VR-basierte Ansätze. Des Weiteren soll der aktuelle Stand von optischen und inertialen Trackingverfahren dargestellt werden. Eine Diskussion erörtert den Stand der Technik in Hinblick auf den im Rahmen dieser Arbeit implementierten Simulator.

3.1. Neurochirurgische Trainingsmöglichkeiten

Die folgende Betrachtung der neurochirurgischen Trainingsmöglichkeiten legt einen Schwerpunkt auf zerebrale Aneurysmen, da diese Bestandteil des im Rahmen dieser Arbeit vorgestellten medizinischen Trainingsmoduls sind. Viele der beschriebenen Techniken lassen sich ebenso auf andere Eingriffsarten wie beispielsweise Tumoresektionen oder Bypassoperationen anwenden.

Neben der normalen chirurgischen Ausbildung findet der größte Teil der neurochirurgischen Spezialisierung auf mikrochirurgische Techniken durch Training am Patienten statt. Über Jahre hinweg beobachten angehende Chirurgen die Eingriffe, die ihre erfahrenen Kollegen durchführen. Nach und nach findet dabei ein fließender Übergang vom Assistieren bei einfachen Teilprozeduren bis zum Übernehmen komplexer Eingriffe statt. Im Folgenden werden Trainingsmethoden vorgestellt, die ohne einen realen Patienten auskommen.

Training an Kunststoffmodellen

Mit Hilfe von Kunststoffmodellen können vor allem grundlegende Fertigkeiten trainiert werden. Im Vergleich zu Tier- oder Leichenpräparaten sind Modelle aus Kunststoff oder ähnlichen Materialien günstig und meist mehrfach zu verwenden. Jedoch lassen sich dadurch keine realistischen Anatomien abbilden, das Simulieren vollständiger Eingriffe ist kaum möglich.

Im einfachsten Fall können Latex-Handschuhe dazu genutzt werden, um den grundlegenden Umgang mit Nadel und Faden sowie erste Knotentechniken zu erlernen. Die nächste Komplexitätsstufe stellen spezielle Kunststoffröhrchen dar. An diesen kann die Anastomose, also das Verbinden von Gefäßenden trainiert werden [UCC02, MHH⁺09]. Yen et al. [YAB95] beschreiben die sogenannte „Practice Rat“: Mit diesem Modell, das dem Training an lebenden Ratten nachempfunden ist, können zwei Kunststoff-Gefäße miteinander vernäht werden.

Ishiawa et al. [IYO10] stellen Schädelmodelle her, die sich für das chirurgische Bohren eignen oder bereits mit Schädelöffnungen versehen sind. Sie nutzen dabei das „Selektive Lasersintern“ (SLS), ein Verfahren, bei dem ein Laser schichtweise Strukturen aus einem Pulverwerkstoff aufbaut. Ishiawa et al. kombinieren diese Schädelmodelle mit aus weichem Kunstharz generierten Hirnmodellen und Kunststoffgefäßen. Dadurch können Anastomosen, also das Verbinden zweier Gefäßenden, trainiert werden, die nur durch einen schmalen Zugang zu erreichen sind.

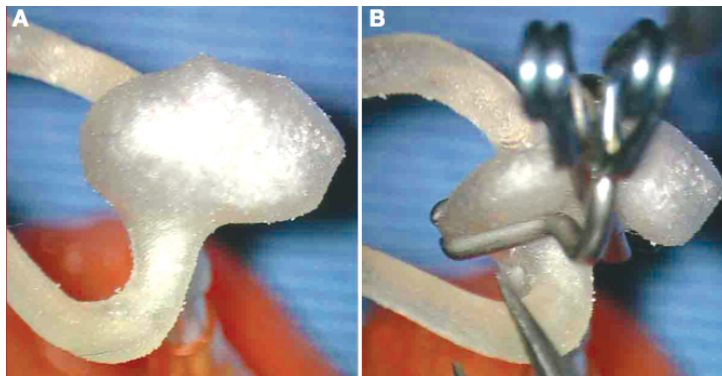


Abbildung 3.1.: Aneurysmenmodelle aus Kunststoff. Bild aus [KMN⁺09], mit freundlicher Genehmigung des Lippincott Williams & Wilkins Verlags.

Wurm et al. [WTP⁺04] und Kimura et al. [KMN⁺09] erstellen mit Hilfe von 3D-Druckern Modelle von Aneurysmen (siehe Abbildung 3.1). Diese werden aus realen Volumendaten gewonnen und können somit zur präoperativen Planung und zum Trainieren verwendet werden. Eine realistisches Training ist jedoch nicht möglich, da das Modell weder von Flüssigkeiten durchflossen, noch in umliegendes Gewebe eingebettet ist. Der Fokus liegt auf geometrischen Aspekten zwischen Clip und Aneurysma um einen möglichst passenden Clip auswählen zu können.

Training an Tieren

Obwohl die Anatomie von Tieren – je nach Eingriff – mehr oder weniger stark von der menschlichen Anatomie abweicht, bieten Tiere, bedingt durch das lebende Gewebe, ein realistischeres Trainingsszenario als Modelle aus anorganischen Substanzen. Somit sind neben dem Training von Grundlagenfertigkeiten auch prozedurale Eingriffe möglich. Ethische Gesichtspunkte, das Einhalten aufwendiger Tierschutzbestimmungen sowie der meist nur einmalige Nutzen sind allerdings von Nachteil.

Besonders das Verbinden von Gefäßen und Nerven kann an Ratten und Mäusen trainiert werden [Bao95, MHY⁺01]. Den Tieren werden unter Narkose Gefäße oder Nerven durchtrennt; anschließend werden sie wieder zusammengenäht. Um das Training aus neurochirurgischen Gesichtspunkten realistischer zu gestalten, schlägt Menovsky [Men00] ein Schädelmodell aus Gips vor, das über den Ratten platziert wird und so das neurochirurgische Setup nachstellt.

Regensburger et al. [RHH10] verwenden Schweine um an ihnen Kraniotomien durchzuführen und künstlich erzeugte Tumore zu operieren. Im Rahmen dieser Eingriffe kann der Einsatz des Operationsmikroskops sowie das Behandeln von intrakraniellen Blutungen trainiert werden.

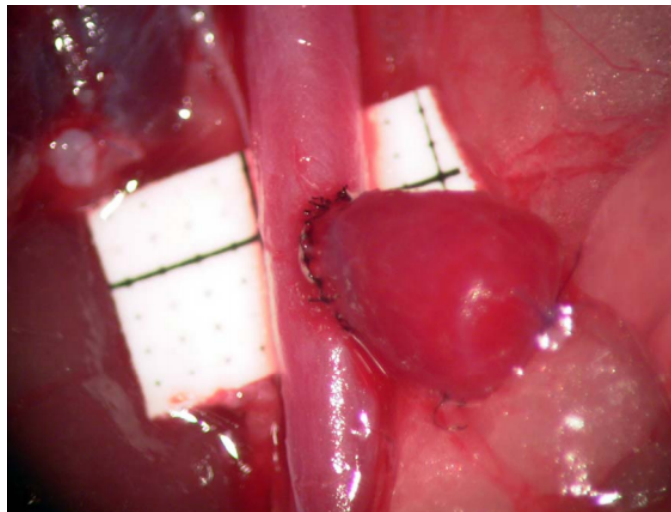


Abbildung 3.2.: Künstlich erzeugte Aneurysmen in Ratten. Bild aus [Müc07], mit freundlicher Genehmigung von Dr. Thomas Mücke.

Da zerebrale Aneurysmen nicht in jedem Tier vorhanden sind, können diese in aufwendigen Operationen künstlich erzeugt werden. Mücke et al. [MSK⁺08, MHW⁺11] sowie Scholz et al. [SMD⁺08] beschreiben solche Methoden an Ratten, Olabe et al. [OOR11] an Schweinen.

Kadaver oder Kadaverteile sind besser verfügbar als lebende Tiere, somit wird besonders geschultes Personal zur Tierhaltung nicht benötigt. Nachteile liegen in der nicht mehr vorhandenen Blutzirkulation und dem generell unterschiedlichen Verhalten von totem Gewebe.

Hicdonmez et al. [HHT⁺06] beschreiben wie an frischen Kuhhirnen neurochirurgische Fertigkeiten trainiert werden können und legt einen Schwerpunkt auf die Handhabung der chirurgischen Instrumente, die generellen Strukturen im Gehirn und den Zugang zum Circle of Willis. Hamamcioglu et al. [HHTC08] führen ähnliche Eingriffe an ebenfalls frischen Schafhirnen durch. Hamamcioglu weist auf die Trainingsmöglichkeiten für den Umgang mit dem Mikroskop ebenso wie auf das Präparieren von Hirnnerven hin.

Um realistische vaskuläre Eingriffe wie Anastomosen oder Aneurysmen-Clipping auch an Tierkadavern durchführen zu können, schlagen mehrere Forschergruppen das Anbringen von Pumpen an die Gefäßstrukturen von Tieren vor: Olabe et al. [OO09] und Phoon et al. [PGR10] favorisieren Hühner, Schoffl et al. [SHH⁺06] Schweine.

Training an Leichen

Das Training an menschlichen Leichen besitzt gegenüber den bisher besprochenen Trainingsmethoden den entscheidenden Vorteil, dass Leichen reale Anatomien repräsentieren. Totes Gewebe unterscheidet sich im Verhalten in wesentlichen Gesichtspunkten von lebendem Gewebe; auch ist es nur begrenzt verfügbar, wird meist nur einmalig genutzt und birgt Infektionsrisiken. Nicht zuletzt wirft das Sezieren menschlicher Körper ethische Fragen auf.

Der nicht vorhandene Blutfluss ist ein gravierender Nachteil beim Trainieren von vaskulären Prozeduren und Eingriffen wie Gefäßanastomosen oder dem Clippen von Aneurysmen. Ähnlich wie bei Eingriffen an Tierkadavern schlagen Olabe et al. [OOS09, OORS11] den Einsatz von Pumpen vor, um einen pulsierenden Blutfluss zu erzeugen.

VR-basierte Systeme und Trainingsmöglichkeiten

Die Vorteile VR-basierter medizinischer Trainingssimulatoren wurden bereits in Kapitel 1.1 erläutert. Der in den USA für die Akkreditierung von Ärzten verantwortliche Accreditation Council for Graduate Medical Education, kurz ACGME, hat die Ausbildung an Simulatoren bereits in die Anforderungen für Fortbildungsprogramme aufgenommen [Lob11]. Nachteile liegen in der aufwendigen Entwicklung der Simulatoren und der daraus resultierenden Kosten für den Erwerb und die Wartung.

Virtuelle Realität wird in der Neurochirurgie vor allem in der Diagnostik und im präoperativen Planungsbereich genutzt. Dazu werden die mit Hilfe bildgebender Systeme (MRT, CT) erzeugten Patientendaten segmentiert und dreidimensional

visualisiert. Diese räumliche Darstellung komplexer Strukturen erleichtert die Diagnostik und ermöglicht eine patientenspezifische Planung bevorstehender Operationen. So kann die genaue Lage des Tumors oder eines Aneurysmas bestimmt werden; ebenso kann eine Entscheidung hinsichtlich des optimalen und schonendsten Zugangs getroffen werden. Bei zerebralen Aneurysmen kann zudem eine Auswahl geometrisch und funktional geeigneter Clips festgelegt werden.

Zumeist werden diese Volumendaten als statische, zweidimensionale Bilder aus verschiedenen Blickwinkeln dargestellt, die der Nutzer über wenig intuitive Eingabemöglichkeiten wie beispielsweise Schieberegler für jede Achse variieren kann. Erst das Dextroscope der Firma Bracco AMT Inc. (früher Volume Interactions Pte Ltd.) [Braa] ermöglichte nach Baltuch et al. [BMP⁺06] das intuitive Interagieren und Manipulieren der dargestellten Strukturen: Das Dextroscope visualisiert dabei die Daten auf einem hochauflösenden Monitor, der über einen Spiegel auf die Shutter-Brille des Anwenders reflektiert wird und so stereoskopisches Sehen ermöglicht. Der Anwender hält die Hände hinter diesen Spiegel und manipuliert die Szene mit einem Stift, dessen Position magnetisch bestimmt wird. Der Spiegel ist dabei halbtransparent, so dass die Hände des Anwenders mit der computergenerierten Szene verschmelzen (siehe Abbildung 3.3).



Abbildung 3.3.: Dextroscope bei der Anwendung. Bild mit freundlicher Genehmigung von Dr. med. Axel Stadie.

Das System hat sich laut diverser Publikationen als hilfreich erwiesen. So beschreiben Stadie et al. [SKS⁺11] die Planung von Kraniotomien und Wong et al. [WZAP07] die Planung von Eingriffen an Aneurysmen. Kockro et al. [KSTT⁺00] präsentieren eine auf dem Dextroscope basierende Weiterentwicklung und nutzen

diese für die präoperative Planung bei zerebralen Tumoren.

Intraoperativ werden VR-Techniken verwendet, um das Bild im Mikroskop mit eingeblendeten Volumendaten zu erweitern, welche , präoperativ segmentiert wurden. Dies erleichtert unter anderem das visuelle Trennen eines Tumors von dem umliegenden gesunden Gewebe, siehe Abbildung 3.4. Firmen wie Stryker [Str] oder Brainlab [Brab] bieten diese Mikroskop-Integrationen an. Um das virtuelle Bild an der exakten Stelle einblenden zu können, ist eine Registrierung der Patientenlage notwendig. Dies wird mit optischen Trackingverfahren realisiert.

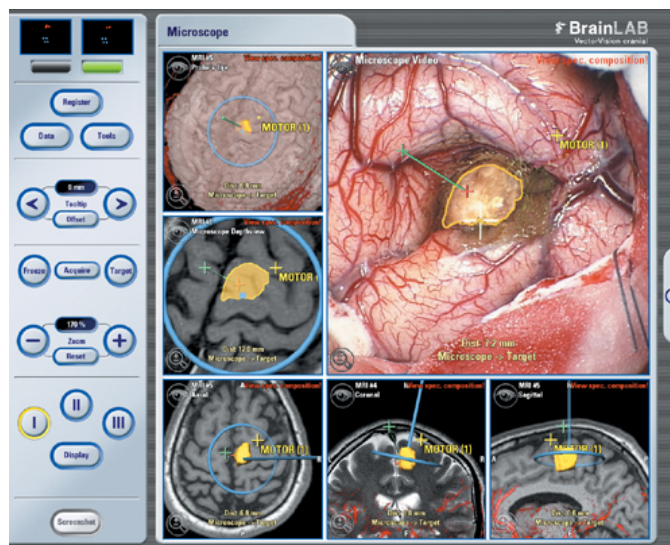


Abbildung 3.4.: Mikroskop-Integration von BrainLab. Bild mit freundlicher Genehmigung der Brainlab AG.

Zum Nachbilden neurochirurgischer Eingriffe eignen sich vor allem Eingriffe mit starren endoskopischen Instrumenten. Diese besitzen aufgrund des minimal-invasiven Charakters mit definierten Zugängen eine vergleichsweise einfache Schnittstelle zwischen Anwender und Simulator. So kann mit dem von Panchaphongsa-phak et al. [PBR05, PSS⁺06] vorgestellten BrainTrain das Einführen eines starren Katheters in das Gehirn trainiert werden. Dabei wird der Katheter in eine Nachbildung des Gehirns eingeschoben, welche mit einem Kraft-Momentsensor ausgestattet ist und so die ausgeübten Kräfte erfasst. Der Katheter ist dabei mit einem speziellen Schiebemechanismus ausgestattet, der über einen Linearmotor ein haptisches Feedback an den Anwender gibt. Abbildung 3.5 zeigt den Simulator.

Trainingssimulatoren, die sich mit offenen chirurgischen Operationen beschäftigen, besitzen meist ein ähnliches Setup wie das des oben beschriebenen Dextroscopes: Zur Eingabe werden mechanisch oder magnetisch getrackte Geräte verwendet, die

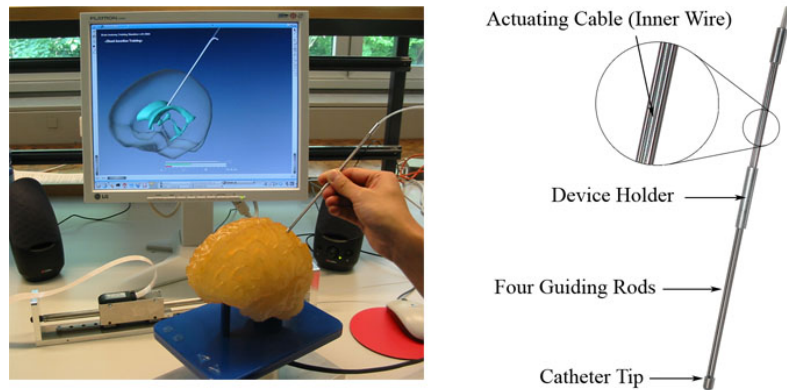


Abbildung 3.5.: Braintrain, ein VR-Simulator zum Einführen eines Katheters. Bild mit freundlicher Genehmigung der ETH Zürich.

die chirurgischen Instrumente ersetzen. Als stereoskopisches Ausgabegerät dient die Kombination aus Shutter-Brille und dem hinter einem halbdurchlässigen Spiegel befindlichen Monitor.

Das Virtual Brain Projekt der Universität von Aalborg [LHØ⁺01] nutzt einen solchen Spiegel-Aufbau zum Darstellen der Szene. Ein haptisches Force-Feedback-Gerät wird verwendet um mit dem virtuellen Gehirnmodell zu interagieren. Die Simulation der Deformationen wird hierbei über die Finite-Elemente-Methode realisiert. Trainiert werden kann unter anderem die Handhabung eines Spatels mit dem Gewebe zur Seite geschoben wird [LHH⁺03].

Wang et al. [WBG05] präsentierten einen Simulator mit ähnlichem Aufbau, um mit der virtuellen Realität zu interagieren. Das Gehirn kann dabei deformiert werden; kleine Einschnitte sind ebenfalls möglich. Vloeberghs et al. [VGB⁺07] erweiterten den Simulator und führten eine Evaluation durch, die den Autoren zufolge darauf schließen lässt, dass der Simulator realistisch genug sei, um einen sinnvollen Einsatz in der Ausbildung zu ermöglichen.

Im Jahr 2009 stellte der National Research Council Canada das NeuroTouch-System vor, mit dem Eingriffe patientenspezifisch geplant und trainiert werden können [Nat]. Derzeit fokussiert sich das System auf Tumor-Resektionen. Als Ausgabesystem verwendet NeuroTouch zwei Monitore, deren Bilder über zwei Spiegel in Richtung des Anwenders reflektiert werden. Der Anwender betrachtet diese Bilder ohne Shutterbrille durch ein okularähnliches Gestell, das den Einblick über ein Mikroskop nachzustellen versucht. Zur Eingabe dienen modifizierte Force-Feedback-Geräte.

Lemole et al. [LBL⁺07] präsentierten eine Trainingsmöglichkeit für Ventrikulostomien. Dabei sollte durch den Einsatz von Force-Feedback vor allem der korrekte Einsatz starrer Endoskope trainiert werden. Die Arbeit setzte dabei auf der Im-



Abbildung 3.6.: NeuroTouch-System des National Research Council Canada. Bild mit freundlicher Genehmigung des National Research Council.

mersiveTouch Plattform auf [LBF05], welche ein ähnlichen Aufbau wie das bereits beschriebene Dextroscope besitzt (siehe Abbildung 3.7).

Im Gegensatz zu den bisher beschriebenen Simulatoren verwenden deMauro et al. [dMRHW09] ein reales Operationsmikroskop: Dabei wird das optische System des Mikroskops nicht ersetzt, sondern es werden virtuelle Bilder zusätzlich in den Strahlengang eingekoppelt. Die Position des Mikroskops wird mit einem externen Trackingsystem bestimmt, die virtuelle Szene entsprechend angepasst. Als Eingabe-Gerät dient erneut ein Force-Feedback-Gerät. Das System erlaubt über haptisches Feedback das Ertasten von Hirntumoren, die sich zum Teil an ihrer Oberflächenstruktur erkennen lassen. Ein weiterer Schwerpunkt des Systems liegt auf der intraoperativen Unterstützung des Chirurgen mit Hilfe Augmented-Reality-basierter Techniken. Dabei werden die realen Bilder des Mikroskops von virtuellen Bildern überlagert, die beispielsweise einen Tumor farblich hervorheben.

Eine weitere Übersicht über VR-basierte neurochirurgische Trainingsmöglichkeiten geben Alaraj et al. [ALF⁺11] und Malone et al. [MSD⁺10].

3.2. Trackingverfahren

Unter dem Begriff Tracking versteht man die Positions- und Lagebestimmung von Objekten oder Personen. Bekannte Anwendungsbeispiele sind die Lagebestimmung von Flugkörpern als Navigationsgrundlage oder die Bewegungserkennung von Menschen, um ihre anatomische Bewegung medizinisch zu untersuchen oder



Abbildung 3.7.: ImmersiveTouch Plattform. Bild mit freundlicher Genehmigung von ImmersiveTouch-SENSIMMER.

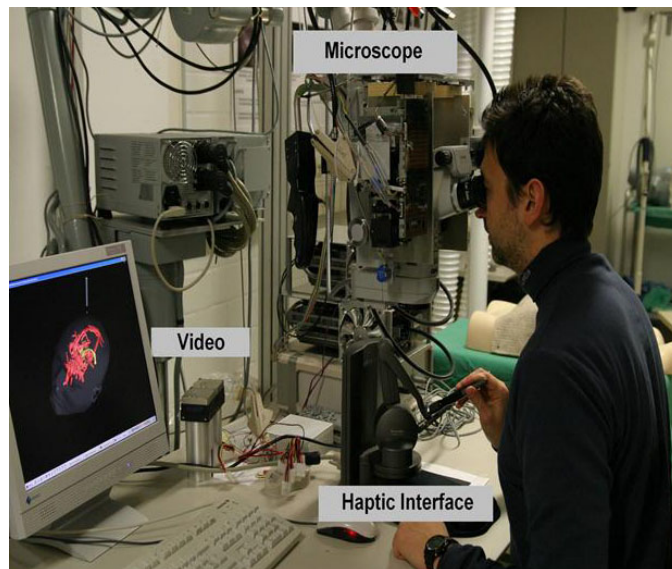


Abbildung 3.8.: MENTIS-Plattform. Bild aus [dM09], mit freundlicher Genehmigung von Dr. Allesandro deMauro.

um darüber computergenerierte Kreaturen in Filmen mit möglichst realistischen Bewegungen zu animieren.

Es existiert eine Vielzahl an unterschiedlichen Trackingverfahren. Optisches Tracking nutzt Bildsensoren um Objekte zu erkennen; mechanische Verfahren bestimmen die Position anhand von Motorpositionen oder Winkelgebern. Akustische Verfahren arbeiten mit reflektierten Schallwellen, Inertial-Sensoren bestimmen die Position über inkrementell summierte Winkel- oder Lageänderungen. Rolland et al. [RDB01] geben einen Überblick über die verschiedenen Verfahren. Bishop et al. [BWA01] liefern zusätzlich den mathematischen Hintergrund zum Verständnis der Positions- und Lagebeschreibungen.

Im Bereich von Trainingssimulatoren beschäftigt sich das Tracking vor allem mit der Positionsbestimmung von Eingabegeräten wie beispielsweise den medizinischen Instrumenten oder ihren Nachbildungen. Diese sind als Schnittstelle zwischen Anwender und Simulator zu betrachten und stellen somit ein entscheidendes Kriterium für den Realitätsgrad des Simulators dar. Um die computergenerierte Szene korrekt anzuzeigen und um eventuelle Interaktionen zwischen Instrument und virtuellen Objekten berechnen zu können, muss der Simulations-Computer zu jedem Zeitpunkt wissen, wo sich die vom Benutzer geführten Instrumente im Raum befinden.

Im Folgenden soll der Stand der Technik der beiden verwendeten Technologien kurz beschrieben werden. An geeigneter Stelle sei wieder auf die entsprechende Fachliteratur verwiesen, die einen tieferen Einblick ermöglicht.

Optisches Tracking

Beim optischen Tracking nehmen Kamerasensoren Bilder des zu verfolgenden Objekts auf. Diese werden mit Algorithmen der Bildverarbeitung ausgewertet, um so die räumliche Position des Objekts zu bestimmen. Die Vorteile gegenüber anderen Trackingverfahren liegen in der hohen Genauigkeit bei niedriger Latenz. Dem Vorteil, dass keinerlei mechanische Verbindungen zwischen Kameras und Objekt benötigt werden, steht entgegen, dass die Sicht des Kamerasensors auf das Objekt nicht von anderen Dingen unterbrochen werden darf.

Es existieren verschiedene Verfahren, von einfachen markerbasierten Anordnungen bis zu komplexen marklosen Ansätzen. Im einfachsten Verfahren wird ein einfarbiger Marker am Objekt angebracht und von zwei Kameras aufgenommen. Der Marker wird aufgrund seiner eindeutigen Farbe im Bild segmentiert. Sind die Parameter der Kameras, wie beispielsweise Position oder Brennweite bekannt, so kann aus den 2D-Positionen des abgebildeten Markers seine räumliche 3D-Position bestimmt werden (siehe Abbildung 3.9). Über einen Marker lassen sich die drei Freiheitsgrade der Position bestimmen. Ist auch die Orientierung des Objekts von Interesse, so bedarf es drei oder mehr Marker, deren Verbindungsvektoren linear unabhängig sein müssen. Sind die Marker untereinander nicht zu unterscheiden, so sind je nach verwendetem Algorithmus vier Marker notwendig, um perspektivische

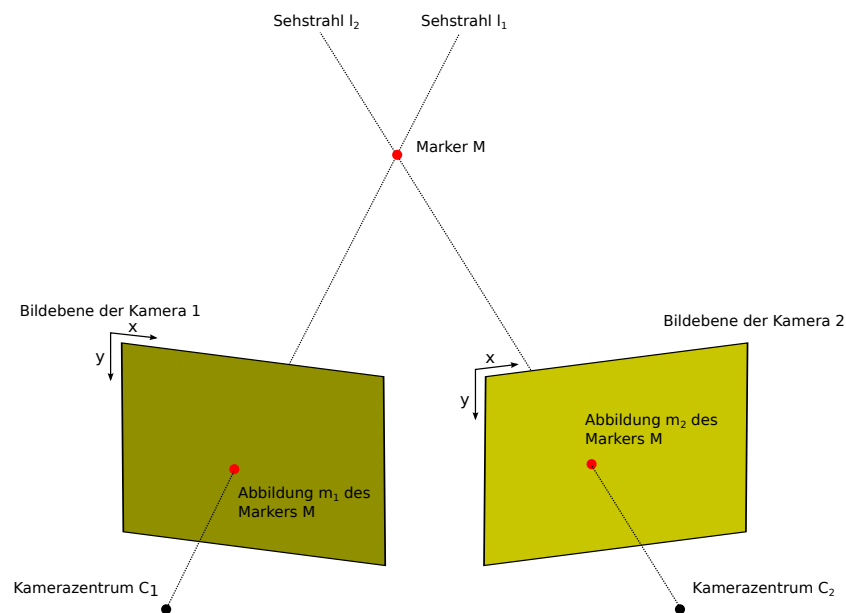


Abbildung 3.9.: Grundprinzip des optischen Trackings eines Markers mit zwei Kameras

Doppeldeutigkeiten kompensieren zu können. Hartley und Zisserman [HZ04] geben einen guten Überblick über mathematische Kameramodelle, deren Parameter sowie die nötigen Grundlagen zur Kalibrierung und Rekonstruktion.

Es existieren mehrere kommerziell verfügbare Systeme, die markerbasiertes optisches Tracking anbieten. Als Marker werden dabei meist lichtemittierende Dioden (LEDs) oder im Infrarotbereich (IR) reflektierende passive Marker verwendet. Diese bieten gegenüber normalen Farbmarkern den Vorteil, weniger abhängig von sich verändernden Lichtbedingungen der Umgebung zu sein. Exemplarisch sollen hier das Polaris-System der Northern Digital Inc. [Nor] sowie der IO Tracker der Imagination Computer Services GesmbH [Ima] beschrieben werden.

Beim IO Tracker können einzelne Kameras zu einem System zusammengesteckt werden. Die Kalibrierung erfolgt nach Platzierung der Kameras am Einsatzort und wird über Kalibriertools, die aus einer festgelegten Markeranordnung oder einem einzelnen Marker bestehen, vorgenommen. Sowohl diese Kalibriertools als auch die eigentlich zu trackenden Markertools bestehen aus Kugeln, die Licht im IR-Bereich reflektieren, welches von an den Kameras angebrachten IR-Dioden ausgestrahlt wird. Um die korrespondierenden Abbildungen der Marker in den verschiedenen Kamerabildern bestimmen zu können, wird auf eine geometrisch eindeutige Markeranordnung an den zu trackenden Tools gesetzt (siehe Abbildung 3.10).

NDI verbaut seine Kameras in einem Kunststoffgehäuse (siehe Abbildung 3.11). Das System wird bereits bei der Fertigung kalibriert und kann am Einsatzort direkt verwendet werden. Die Folge ist ein relativ großer Aufbau, der das freie Positionieren einzelner Kameras nicht ermöglicht. Als Marker können sowohl aktive als auch

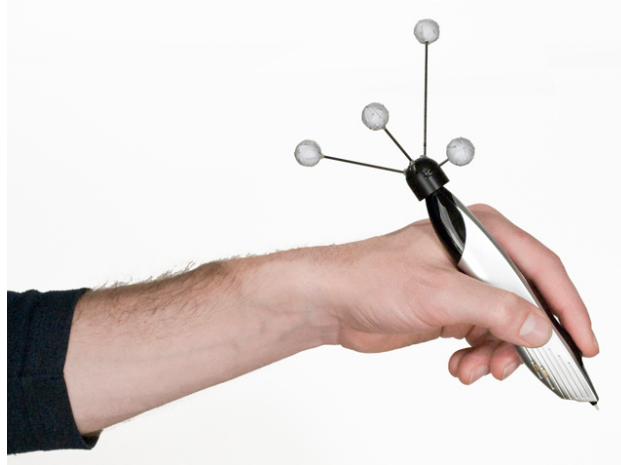


Abbildung 3.10.: Markertool des IO Trackers. Bild mit freundlicher Genehmigung der Imagination Computer Services GmbH.



Abbildung 3.11.: Kamera-Aufbau im Polaris System. Bild mit freundlicher Genehmigung der Northern Digital Inc..

passive Marker verwendet werden. Die aktiven Marker werden dabei periodisch durchgeschaltet, um sie im Kamerabild eindeutig voneinander zu unterscheiden. Bei den passiven Markern erfolgt die Zuordnung über eine bekannte und feste Verteilung der Marker an einem Markertool. Dies resultiert ähnlich wie bei dem IO Tracker in verhältnismäßig großen Markertools.

Inertiales Tracking

Die grundlegende Funktionsweise inertialer Trackingverfahren beruht auf dem ersten Newtonschen Gesetz. Dieses besagt, dass sich ein Objekt ohne äußere Krafteinwirkung im Zustand der Ruhe befindet beziehungsweise in einer gleichförmigen Bewegung verharret. Es besagt weiterhin, dass bei Einwirkung einer äußeren Kraft diese den Körper proportional beschleunigt. Kann man diese Beschleunigung messen, so ist es möglich, die Geschwindigkeit und Position des Objekts im Raum durch zeitliche Integration zu bestimmen. Die Entwicklung des inertialen Trackings wurde vor allem durch die Navigation im Bereich der Luft- und Raumfahrt geprägt.

Um die auf ein Objekt wirkenden Beschleunigungen zu messen, kommen zwei verschiedene Sensorarten zum Einsatz: Beschleunigungssensoren (Accelerometer), die die Beschleunigung entlang einer Achse messen, und Drehratensensoren (Gyroskope), die die Winkelgeschwindigkeit um eine Achse erfassen. Beide Arten von Sensoren sind in der Regel dreifach vorhanden und jeweils orthogonal zueinander, entlang der drei Koordinatenachsen des Raumes ausgerichtet. Abbildung 3.12 verdeutlicht dies.

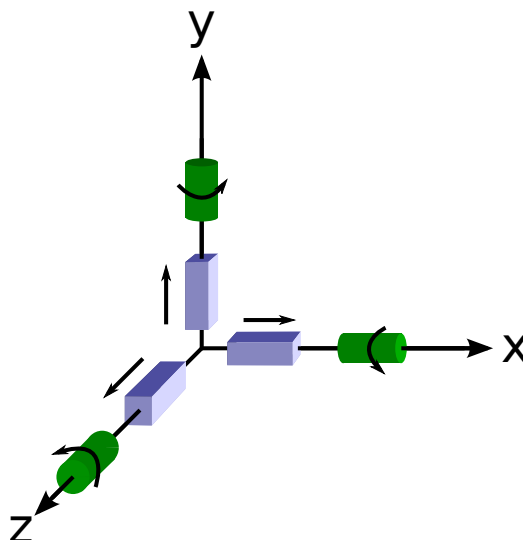


Abbildung 3.12.: Beschleunigungs- und Drehratensensoren im Koordinatensystem

Sind Startposition und Anfangsgeschwindigkeit des zu trackenden Objekts bekannt, so lassen sich anhand der gemessenen axialen Beschleunigung durch einfache zeitliche Integration die Geschwindigkeit und durch zweifache zeitliche Integration die Position des Objektes bestimmen. Über die Drehratensensoren kann durch einfache zeitliche Integration der Winkelgeschwindigkeiten auf die absolute Winkelposition geschlossen und damit die Lage des Objekts berechnet werden.

Es existieren verschiedene Methoden, wie Beschleunigungs- und Drehratensensoren miteinander kombiniert werden können, so dass auf die Position und Lage des Objektes geschlossen werden kann. Eine Möglichkeit besteht darin, dass sich die Sensoren auf einer mechanisch gelagerten Plattform befinden, die frei im Raum gedreht werden kann. Über die Gyroskope ist es möglich, das interne Koordinatensystem der Plattform immer in fester Relation gegenüber dem externen Weltkoordinatensystem zu halten. Somit entsprechen die Achsen der Beschleunigungssensoren denen des Weltkoordinatensystems – die Geschwindigkeit und Position des Objektes können bestimmt werden. Diese Anordnung wird als kardanische Aufhängung (englisch Gimbal), bezeichnet. Ohne eine solche mechanisch komplexe Anordnung kommt die sogenannte Strapdown-Anordnung aus: Dabei befinden sich alle Sensoren fest im Bezugssystem des zu trackenden Objektes [Tit05]. Somit ändert sich die Lage der Beschleunigungssensoren und ihre Werte müssen zunächst mit Hilfe der Lagebestimmung über die Gyroskope auf die Achsen des Weltkoordinatensystems projiziert werden. Abbildung 3.13 verdeutlicht dies. King beschreibt in [Kin98] beide Anordnungen ebenso wie die historische Entwicklung der inertialen Navigation. Woodman gibt in seinem Technical Report [Woo07] einen Überblick über Prinzipien der inertialen Navigation.

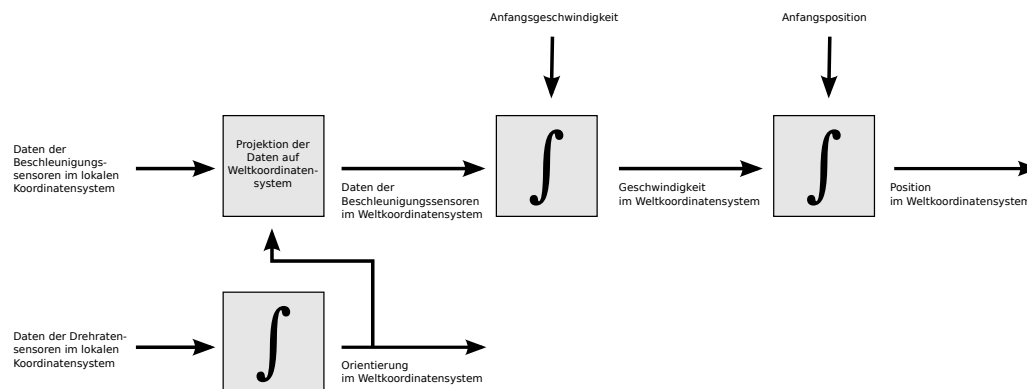


Abbildung 3.13.: Prinzip der Strapdown-Navigation

Im Bereich des inertialen Trackings stellen die vielfältigen Fehlerquellen der Inertialsensoren eine Herausforderung dar. Durch die zeitliche Integration der fehlerbehafteten Messwerte summieren sich die Fehler auf; die Genauigkeit der bestimmten

Position und Lage nimmt stetig ab. Die Fehlerquellen sind dabei unterschiedlichen Ursprungs: Von rauschbedingten Abweichungen über temperaturabhängige Schwankungen bis zu Kalibrierfehlern, wenn Sensoren nicht exakt ausgerichtet werden. Flenniken et al. [FWB05] fassen diese zusammen.

Eine weitere Möglichkeit zur Lagebestimmung besteht darin, die Lage von Objekten mit Hilfe von Beschleunigungssensoren hinsichtlich ihrer Verkippung gegenüber einer horizontalen Ebene zu bestimmen: Befindet sich ein Objekt in Ruhe, so wirken neben der Erdbeschleunigung keine weiteren Kräfte auf die Sensoren: Anhand der Messwerte kann der Gravitationsvektor bestimmt werden [LOB06]. Mit Hilfe eines zusätzlichen Magnetsensors kann die Drehung des Objekts um die Achse der Erdbeschleunigung gemessen werden. Da dieses Verfahren ohne das Aufsummieren von Messwerten auskommt, ist es nicht von ansteigenden Fehlern betroffen.

Waren diese Sensoren früher mechanische Aufbauten, die im Fall von Accelerometern Federn und im Fall von Gyroskopen rotierende Kreisel beinhalteten, so werden sie heute vor allem als mikro-elektro-mechanische Systeme (MEMS) gefertigt. Beschleunigungssensoren bestehen dabei aus vibrierenden Blättchen, deren Auslenkung über piezoresistive, kapazitive oder piezoelektrische Effekte gemessen wird. Statt auf einem Kreisel basieren Gyroskope auf einem Vibrationssystem, das den Coriolis-Effekt ausnutzt [Kaa09]: Ein Plättchen wird in Schwingung gebracht; seine Auslenkung im Falle von Rotationen gemessen. Hsu [Hsu08] beschreibt im Detail die Fertigung und Funktion moderner MEMS-basierter Beschleunigungs- und Drehratensensoren.

Es gibt eine Vielzahl an wissenschaftlichen Veröffentlichungen im Bereich des inertialen Trackings. Lunge et al. [LV05] sowie Heinz et al. [HKG⁺06] beschreiben wie die Daten von Accelerometern und Gyroskopen zum Tracken von Körperteilen verwendet werden. Baerveldt et al. [BK] verwenden Inertialsensoren um die Lage eines autonomen Helikopters zu stabilisieren. Luczak et al. [LOB06] nutzen gravitative Effekte auf Beschleunigungssensoren, um ruhende Objekte zu tracken.

Kommerziell werden Inertialsensoren weiterhin vor allem im Bereich der Luft- und Raumfahrt eingesetzt. Ein weiterer Einsatzbereich liegt im sogenannten „Motion Tracking“, also der Nachverfolgung von Personen oder deren Körperteilen. So stellt XSENS [XSE] ein System aus einer Vielzahl Inertialsensoren bereit, mit dem die Bewegung des menschlichen Körpers getrackt und so in Animation für Film- und Fernsehen oder zur medizinischen Analyse verwendet werden kann (Abbildung 3.14). Ein weiteres Einsatzgebiet liegt im Bereich der Smartphones oder Digitalkameras, bei denen die Lage mit Hilfe der Sensoren bestimmt wird, um das im Display angezeigte Bild entsprechend zu rotieren. Verwendung finden Inertialsensoren auch, um Spielekonsolen wie beispielsweise der Wii von Nintendo [Nin] als Eingabegeräte zu dienen und die vom Anwender durchgeführten Bewegungen in das Spiel einzubinden.



Abbildung 3.14.: Motion Tracking der Xsens Inc.. Bild mit freundlicher Genehmigung der Xsens North America Inc..

Fusion zwischen optischem und inertialen Verfahren

Wie bereits erwähnt, summieren sich bei den inertialen Trackingverfahren, die über eine zeitliche Integration der einzelnen Messwerte auf den aktuellen Zustand schließen, die Messfehler auf und führen letztendlich zu einem Drift. Sollen diese Verfahren auch über längere Zeiträume stabile Ergebnisse liefern, so werden sie in der Regel mit anderen Trackingverfahren kombiniert. So wird inertiales Tracking im Bereich der Luftfahrt-Navigation beispielsweise mit dem Global Positioning System (GPS) fusioniert und kommt dabei vor allem zum Einsatz, wenn über kurze Strecken keine Satellitendaten empfangen werden können. Empfängt das Flugobjekt wieder GPS-Daten, so kann die Navigation darauf umgestellt werden und die aktuellen Positionsdaten können dazu genutzt werden, das inertielle Tracking zu rekalisieren.

Viele Veröffentlichungen haben sich in dem vergangenen Jahrzehnt mit einer solchen Sensorfusion beschäftigt. Im Folgenden seien einige exemplarisch erwähnt.

Bonaire et al. [CCK⁺10] verwenden Inertialsensoren und mehrere Kameras, um die physiologischen Bewegungen des Menschen beim Tennisspielen zu erkennen und die ausgeführten Schläge in Vor- oder Rückhand zu klassifizieren. Beide Systeme werden dabei vor allem aus Gründen der Redundanz kombiniert.

Dong et al. [DZL⁺] nutzen die Kombination aus optischen, inertialen und magnetischen Trackingverfahren, um über ein stiftähnliches Tool handschriftliche Texte aufzuzeichnen. Die optische Komponente wird dabei zur Kalibrierung der anderen Sensoren verwendet.

Sowohl You et al. [YN01] als auch Armesto et al. [ACVT04] nutzen Gyroskope

um ihr optisches Trackingsystem zu stabilisieren. Die Daten werden dabei über einen Kalman-Filter [Kal60] fusioniert. Die inertialen Sensordaten, die mit hohen Frequenzen abgetastet werden, sollen dabei das Erkennen schneller Bewegungen ermöglichen, wohingegen die Kamera-Daten für die Langzeit-Stabilität sorgen.

3.3. Diskussion

Die im ersten Unterkapitel beschriebenen klassischen Trainingsmethoden sind nicht ideal: Sowohl Kunststoffmodelle als auch totes Gewebe unterscheiden sich in ihrem Verhalten von lebendem Gewebe. Ebenso unterscheiden sich die anatomischen Strukturen von Mensch und Tier. Diese Erkenntnis und die in der Einleitung erwähnten weiteren Vorteile VR-basierter Trainingssimulatoren legen nahe, dass ein neurochirurgischer Trainingssimulator sowohl für die Ausbildung angehender Chirurgen als auch für die Fortbildung erfahrener Ärzte wünschenswert ist.

Die bisherigen Entwicklungen in diesem Bereich konzentrieren sich vor allem auf die Planungsvorbereitung, weniger auf die eigentlichen chirurgischen Techniken während eines Eingriffes. Von den Simulatoren, die sich mit dem chirurgischen Training beschäftigen, und die in Unterkapitel 3.1 vorgestellt wurden, sind zwei besonders hervorzuheben: Das NeuroTouch-System des National Research Councils Canada und die MENTIS-Plattform von deMauro. Die Stärken des NeuroTouch-Systems liegen in einer grafisch überzeugenden virtuellen Realität, die unter anderem Blutungen beinhaltet. Der grafische Aufbau zweier Bildschirme, die durch ein Brillengestell betrachtet werden, ist jedoch wenig nativ. Die haptischen Eingabegeräte ermöglichen ein taktiles Erfahren von Kräften, sind jedoch in ihrem Bewegungsspielraum eingeschränkt und nicht mit realen Instrumenten zu vergleichen. Bezüglich des neurochirurgischen Operationsmikroskops stellen einzig deMauro et al. mit der MENTIS Plattform ein natives Interface bereit: Die Position eines echten Mikroskops wird mit Hilfe eines kommerziellen Trackingsystems bestimmt und die computergenerierte virtuelle Realität zusätzlich in den optischen Strahlengang des Mikroskops eingekoppelt. Originalgetreue Instrumente können auch hier nicht verwendet werden.

Die vorliegende Arbeit hat einen Fokus auf die Schnittstelle zwischen Benutzer und Simulator. Zum Bestimmen der Position und Lage der Instrumente und des echten Operationsmikroskops eignet sich das Verfahren des kontaktlosen und genauen optischen Trackings. Optische Systeme bieten im Vergleich zu anderen Verfahren Vorteile in der Genauigkeit, im Bereich von Latenz und Framerate und erfordert keinerlei mechanische Verbindung zu dem zu trackenden Objekt. Mit akustischen Systemen lassen sich deutlich geringere Genauigkeiten erreichen, magnetische Systeme scheiden bei Verwendung von metallischen Instrumenten aus. Inertiale Systeme beinhalten in ihrer typischen Anwendung des Strap-Down-Systems einen gewissen Drift, wodurch sich diese Systeme ohne eine weitere Synchronisierung bezüglich der Positionierung im Raum nur zum Objekttracking innerhalb kurzer Zeiträume eignen.

In Kombination mit optischen Verfahren können inertielle Trackingsysteme, bestehend aus Beschleunigungs- und Drehratensensoren, genutzt werden, um zusätzliche Daten zu erhalten. Liefern sowohl das optische als auch das inertielle System vollständige Transformationsmatrizen, bestehend aus der Position und Lage des Objekts im Raum, so kann die Stabilität des Systems durch diese redundanten Daten erhöht werden: bei kurzen Ausfällen des optischen Systems können die Daten des inertialen Trackings verwendet werden. Im Gegenzug kann das optische System Werte liefern, die als Referenz für das inertiale System dienen und so dem Drift entgegen wirken.

Obwohl es mehrere kommerziell verfügbare optische Trackingsysteme gibt, existiert kein System, das klein und flexibel genug ist, um es in eine Nachbildung eines Patientenkopfes zu integrieren oder um es ohne Einschränkung der Bewegungsfreiheit an ein Operationsmikroskop anzubringen.

Inertialsensoren haben ihren Weg von der Navigation bei Flugkörpern in den Konsumbereich gefunden. Durch die MEMS-Fertigung sind sie in ihren Abmaßen geschrumpft und preislich interessant für eine Vielzahl von Anwendungen geworden. In dieser Arbeit werden sie genutzt, um das optische Tracking zu ergänzen und um eine Grundlage für weitere Verbesserungen zu legen.

Kapitel 4

Tracking der Instrumente

Im vorliegenden Kapitel wird beschrieben, wie die Position, die Orientierung und gegebenenfalls der vorhandene Öffnungswinkel der chirurgischen Instrumente bestimmt wird.

Die Instrumente lassen sich in zwei Kategorien einteilen: rotations-symmetrische und rotations-unsymmetrische Instrumente. Die Symmetrie bezieht sich dabei auf die Betrachtung der Längsachse. Rotations-unsymmetrische Instrumente besitzen sechs Freiheitsgrade: drei für die Position (Translation), drei für die Lage (Rotation). Da bei den rotations-symmetrischen Instrumenten die Drehung um eine Achse nicht relevant ist, besitzen sie fünf Freiheitsgrade. Bei Instrumenten mit einem Öffnungswinkel kann dieser als weiterer Freiheitsgrad betrachtet werden.

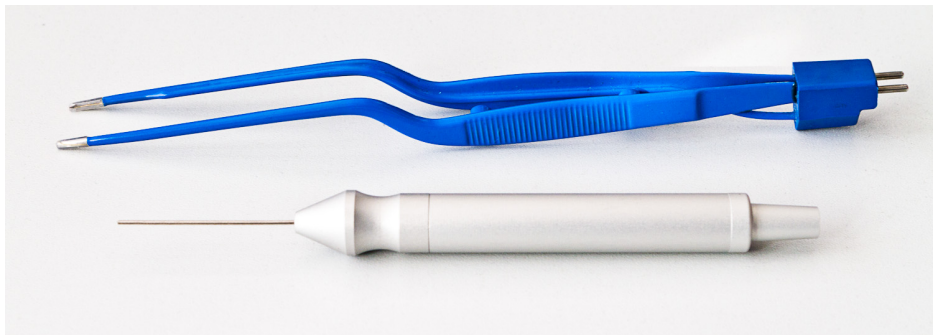


Abbildung 4.1.: Bipolare Koagulationspinzette und rotations-symmetrische Instrumentnachbildung

Absauger, Spülkanülen oder einfache Dissektoren sind den rotations-symmetrischen Instrumenten zuzuordnen; Beispiele für rotations-unsymmetrische Instrumente mit

Öffnungswinkel sind Pinzetten oder Anlegezangen zum Anbringen der Aneurysmen-Clips. Eine bipolare Koagulationspinzette wurde stellvertretend für ein rotationsunsymmetrisches Instrument in den Simulator integriert. Diese kann in der virtuellen Realität ebenfalls als Anlegezange abgebildet werden, welche aus einem ähnlichen Griffstück besteht. Des Weiteren wurden zwei Instrumentnachbildungen, bestehend aus ergonomischen Griffstücken und zylinderförmigen Spitzen, verwendet, welche allgemeine Beispiele für rotations-symmetrische Instrumente darstellen. Diese lassen sich in der virtuellen Realität auf verschiedene Instrumente abbilden. Abbildung 4.1 zeigt die verwendete Pinzette und eine der beiden Instrumentnachbildungen.

Es ist grundsätzlich möglich, die beiden verwendeten Instrumenttypen nur mit Hilfe optischer Verfahren zu tracken. Dennoch wird beim Einsatz der Pinzette das optische Trackingsystem mit einer inertialen Sensoreinheit kombiniert. Dies vereinfacht die Konfiguration der benötigten Marker: Zwei an den Spitzen der Instrumente angebrachte Marker reichen aus, um die Position, den Öffnungswinkel und eine Achse der Rotation zu bestimmen. Die Beschleunigungssensoren der inertialen Sensoreinheit werden genutzt, um über die Erfassung der Erdbeschleunigung zwei der drei Freiheitsgrade der Lage im Raum zu bestimmen. Da dieses Verfahren ohne die Integration der potentiell fehlerbehafteten Sensorwerte auskommt, ist es von einem Drift nicht betroffen. Werden beide Verfahren kombiniert, kann die vollständige Transformation und der Öffnungswinkel bestimmt werden. Ohne das Inertialsystem wäre mindestens ein weiterer Marker an einem der Pinzettenschenkeln notwendig. Dieser würde je nach Lage des Instruments häufig vom anderen Schenkel verdeckt werden und somit ein stabiles Tracking erschweren.

4.1. Optisches Trackingsystem

Im Folgenden wird der Aufbau, das Kamerasystem und die verwendeten Algorithmen des optischen Instrumenten-Trackings beschrieben.

Patientenphantom

Um das reale Operationsszenario eines intrakraniellen Eingriffs möglichst gut im Simulator abzubilden, wurde eine Nachbildung des Patienten in Form eines Kopfphantoms erstellt. Dazu wurde ein hohler Modellkopf aus Kunststoff mit der typischen Schädelöffnung einer pterionalen Kraniotomie versehen. Sein Innenraum bietet den nötigen Platz für die Kamerasensoren des optischen Trackingsystems. Die Instrumente, über die der Anwender mit den Objekten der virtuellen Welt interagiert, werden in die Schädelöffnung eingeführt und gelangen so in das Sichtfeld der Kamerasensoren.

Das Patientenphantom, welches in Abbildung 4.2 dargestellt ist, dient dem Anwender zusätzlich als optische wie auch haptische Orientierungshilfe.



Abbildung 4.2.: Kopfphantom als Nachbildung des Patienten

Farbmarker

Die verwendeten Instrumente wurden mit passiven Farbmarkern versehen. Diese haben geringe Abmessungen und sind flexibel anzubringen. Passive IR-Marker, die Licht im Infrarotbereich reflektieren, haben den Nachteil, dass sie nicht über ihren Farbton zu unterscheiden sind. Dadurch werden bei der Zuordnung der Marker in verschiedenen Kamerabildern komplexerer Algorithmen benötigt. Aktive Marker scheiden aufgrund ihrer Größe und der benötigten Stromversorgung aus.

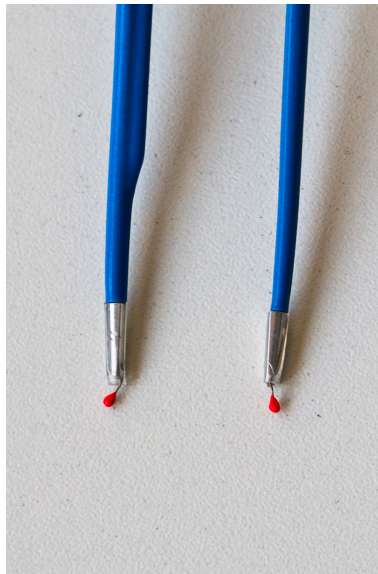
Die Auswahl geeigneter Markerfarben für optisches Tracking ist begrenzt: Je nach verändertem Umgebungslicht lassen sich viele Farbtöne nicht eindeutig voneinander trennen. Im Fall des Instrumenten-Trackings, bei dem durch die Öffnung im Patientenphantom die Umgebung und die Hände des Anwenders von der Kamera aufgenommen werden, konnten drei Markerfarben stabil getrennt werden: rot, grün und gelb. Um in einer Weiterentwicklung des Projekts einen potentiell dritte Instrumenttyp unterstützen zu können, wurden nur zwei Farben verwendet: Rot für die Marker der Pinzette, grün für die Marker einer der beiden Instrumentnachbildungen. Die zweite Instrumentnachbildung wurde ebenfalls mit roten Markern versehen. Sie wird bei den bimanuellen Aufgaben der abstrakten Trainingsmodule (siehe Kapitel 7) benötigt und dabei nur in Kombination mit der anderen Instrumentnachbildung verwendet, jedoch nicht mit der Pinzette.

Um das rotations-symmetrische Instrument zu tracken, wurden an seinem vorderen Ende zwei Farbmarker derselben Farbe angebracht: Einer an der Spitze, einer am Schaft des Instruments (siehe Abbildung 4.3(a)). Durch den vorderen Marker wird die Translation des Instruments definiert. Die Verbindung der beiden Marker entspricht der Achse und somit den verbleibenden zwei Freiheitsgraden der Rotation. Bei der Wahl der Position des zweiten Markers muss in Bezug auf dessen Abstand zum ersten Marker Folgendes bedacht werden: Einerseits sollte der Abstand zur Spitze möglichst groß gewählt werden, um die Richtung dieser Achse möglichst genau repräsentieren zu können. Andererseits wird das Instrument vom optischen

Tracking erst dann erkannt, wenn beide Marker von mindestens zwei Kamerasensoren gesehen werden. Folglich stellt die Positionierung des zweiten, nicht an der Spitze befindlichen Markers ein Kompromiss zwischen der Genauigkeit der Achsenbestimmung und dem frühen Erkennen des Instruments beim Einführen in das Patientenphantom dar. Gewählt wurde ein Abstand von 5,5 Millimeter, welcher sich experimentell als guter Kompromiss erwies.



(a) Farbmarker der beiden Instrumentennachbildungen



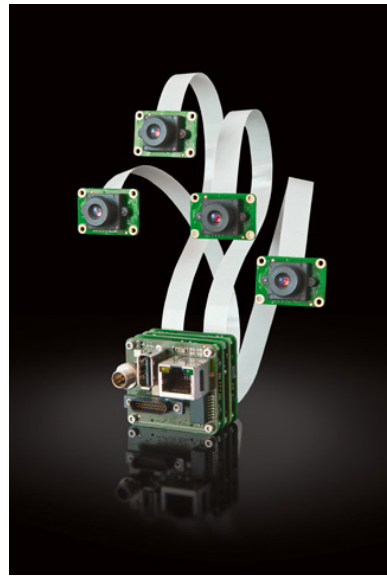
(b) Farbmarker der Pinzette

Abbildung 4.3.: An den Instrumenten angebrachte Farbmarker

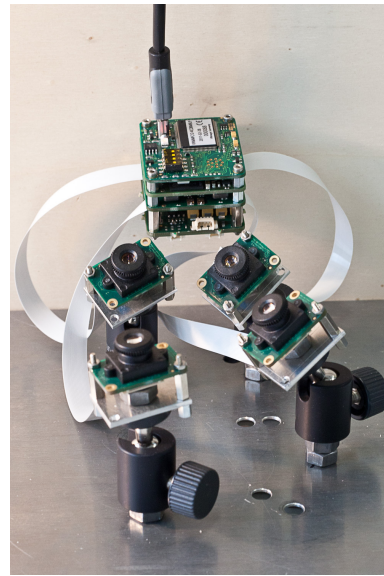
An den beiden Schenkeln der Pinzette wurden an den Spitzen je ein Marker derselben Farbe angebracht (siehe Abbildung 4.3(b)). Der Abstand der beiden Marker bestimmt den Öffnungswinkel der Pinzette, der Mittelpunkt zwischen beiden Markerpositionen die Translation der Pinzette. Des Weiteren sind durch die Achse durch beide Marker zwei der drei Freiheitsgrade der Lage definiert. Der verbleibende Freiheitsgrad, die Drehung des Instruments um diese Achse, wird über das Inertialsystem bestimmt.

Kamerasystem

Als Kamerasystem wurde eine Multisensor-Kamera der VRmagic GmbH [VRmc] verwendet. Diese besteht aus einem Kamerastack und aus bis zu vier über Flachbandkabel abgesetzten CMOS-Sensoren (Complementary Metal Oxide Semicon-



(a) Multisensor-Kamera der VRmagic GmbH. Bild mit freundlicher Genehmigung der VRmagic GmbH.



(b) Im Patientenphantom verbauten Sensoren

Abbildung 4.4.: Multisensor-Kamera und ihre Integration in das Patientenphantom

ductor), siehe Abbildung 4.4(a). Die Sensoren besitzen eine Auflösung von 752×480 Pixeln und können pixelsynchron ausgelesen werden. Durch einen Global-Shutter-Mechanismus bilden die Sensoren sich bewegende Objekte ohne Verzerrungen ab. Der Kamerastack besteht aus mehreren Platinen, die verschiedene Funktionen erfüllen: Ein FPGA (Field Programmable Gate Array) liest die Bilddaten der Sensoren aus und ermöglicht eine effiziente Bildvorverarbeitung. Über einen USB-Chip erfolgt die Übertragung der Daten per USB an den Simulations-Computer. Die Multisensor-Kamera kann sowohl mit monochromen als auch mit Farbsensoren bestückt werden. Im Falle des Instrumenten-Trackings wurden Farbsensoren verwendet, um die verschiedenen Markerfarben unterscheiden zu können. Da diese Farbsensoren – anders als das menschliche Auge – im Infrarot-Bereich empfindlich sind, wurde vor den Sensoren ein IR-Sperrfilter montiert, das den Farbbereich auf das für den Menschen sichtbare Licht beschränkt. Somit wird infrarotes Licht ausgefiltert und verfälscht nicht die Bildaufnahme.

Die Multisensor-Kamera wurde mit ihren vier abgesetzten Sensoren in das Kopfphantom eingebaut. Abbildung 4.4(b) zeigt wie die Sensoren über Stative an einer Metallplatte befestigt wurden und auf die Schädelöffnung im Patientenphantom ausgerichtet sind. Die Wahl der Brennweite der Objektive ist ein Kompromiss zwischen dem zu erfassenden Volumen und der Genauigkeit des Trackings: Eine längere Brennweite führt durch einen kleineren Öffnungswinkel zu einem geringeren Volumen. Da dieses kleinere Volumen auf dieselbe Pixelanzahl im Sensor

abgebildet wird, ist die Genauigkeit gegenüber einer kürzeren Brennweite erhöht. Im Falle des Instrumenten-Trackings wurden Objektive mit einer Brennweite von 6 Millimetern eingesetzt. Diese Brennweite führt bei den verwendeten Sensoren zu einem Öffnungswinkel von etwa ± 14 Grad (Sensorhöhe) beziehungsweise ± 20 Grad (Sensorbreite) und bietet so genügend Öffnungswinkel um den Zugang zum Patientenphantom abzudecken.

Um im Falle der passiven Farbmarker für ausreichend kurze Belichtungszeiten zu sorgen, können externe LEDs über ein von der Multisensor-Kamera ausgehendes Triggersignal angesteuert werden. Diese werden synchron zu den Belichtungszeiten der Kamerasensoren aktiviert. Dadurch können hellere Lichtpulse erzeugt werden als dies über eine stetige Aktivierung der LEDs der Fall wäre. Um ein Flimmern zu vermeiden, können die LEDs mit mehrfacher Kamerafrequenz angesteuert werden. Abbildung 4.5 zeigt die verbauten Sensoren mit vier weißen LEDs bei entferntem Patientenphantom.

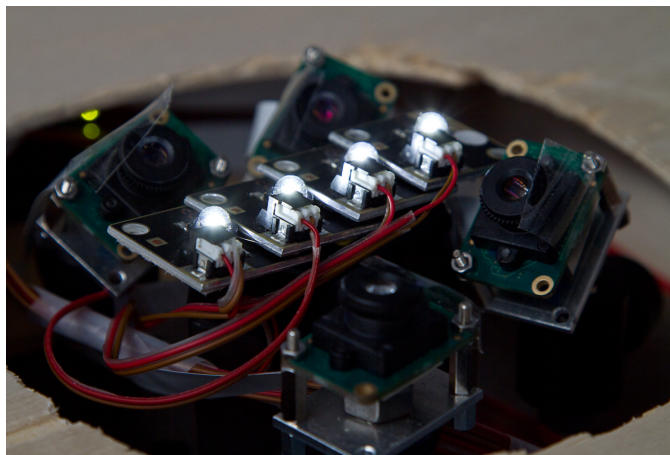
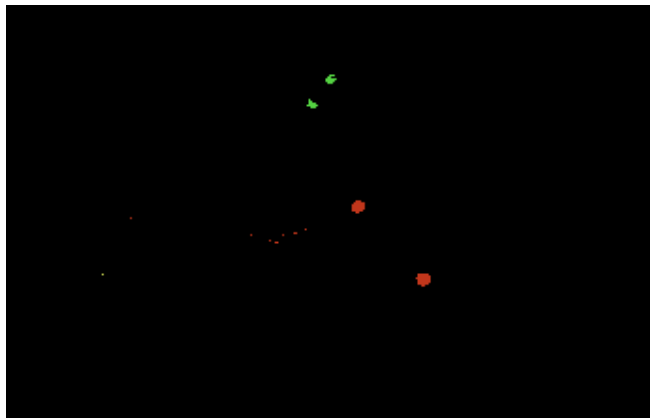


Abbildung 4.5.: Die vier weißen LEDs der in das Patientenphantom integrierten Multisensor-Kamera

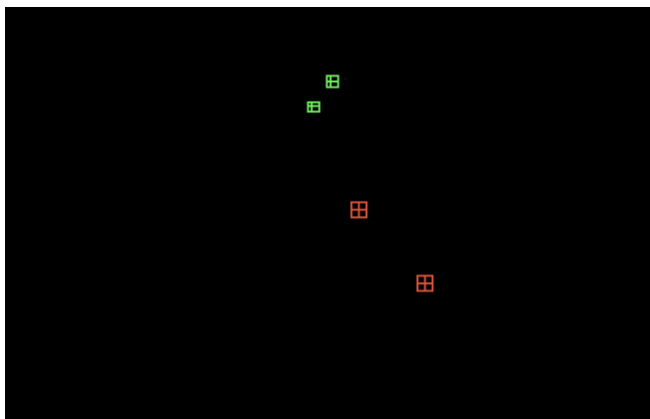
Um die Latenz des Trackings möglichst gering zu halten, können die Bilder anhand von eingestellten Farbgrößen auf dem FPGA segmentiert werden. Dazu werden die Farbgrößen in einem Kalibrierungsschritt auf die verwendeten Farbmarker angepasst. Die daraus resultierenden indizierten Bilder können effektiv mit einer Run-Length-Kodierung (RLE) komprimiert und per USB übertragen werden. Im Simulations-Computer werden die Bilder des RLE-Streams wieder zusammengesetzt. In einem weiteren Schritt werden benachbarte Pixel, die dieselbe Farbe besitzen, zu einem logischen Marker zusammengefasst. Um die Abbildungen echter Marker von Störpixeln zu unterscheiden, kann die minimale Markergröße in Form der Pixelanzahl eingestellt werden. Alle zusammenhängenden Farbblobs, deren Pi-



(a) 8bit RGB-Bild



(b) Indiziertes Bild



(c) Schwerpunkte und Bounding-Box des Trackings

Abbildung 4.6.: Die verschiedenen Stadien der Bildbearbeitung

xelanzahl unter diesem eingestellten Wert liegt, werden verworfen. Abbildung 4.6 zeigt die verschiedenen Stadien der Bildverarbeitung. In Abbildung 4.6(a) ist das vollständige RGB-Bild zu sehen: zwei grüne und zwei rote Farbmarker sind zu erkennen. Abbildung 4.6(b) zeigt nur noch Pixel, deren Farbe innerhalb der vorher eingestellten Farbegrenzen liegt. Abbildung 4.6(c) zeigt die Schwerpunkte und die Umrandungen der gefundenen Marker; Störpixel wurden verworfen.

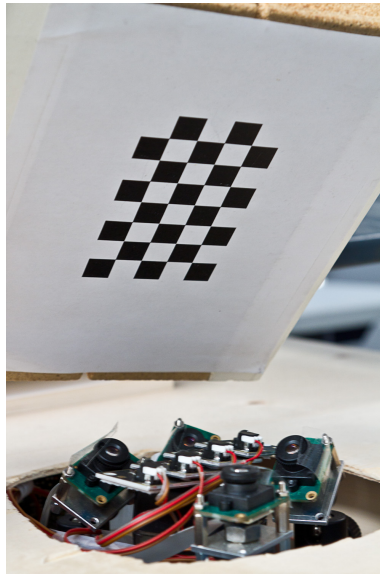


Abbildung 4.7.: Kalibrierung des Systems mit einem Schachbrett-Muster

Kalibrierung des Kamerasystems

Bevor eine Rekonstruktion der Farbmarker über die Abbildung der Sensoren möglich ist, müssen die internen und externen Kameraparameter der verbauten Multi-sensor-Kamera bestimmt werden. Dies wurde mittels einer Schachbrett-Kalibrierung, die auf Zhang [Zha00] basiert und von Handel [Han09] implementiert wurde, durchgeführt (siehe Abbildung 4.7). Anschließend wurden die Farbgrenzen zum Erkennen der Marker eingestellt und auf dem FPGA abgespeichert. Des Weiteren wurde eine minimale Pixelanzahl von 20 Pixel für gefundene Marker festgelegt, um die echten Marker von einzelnen Störpixeln oder kleinen Störflächen zu unterscheiden. Als Ergebnis liefert die Kamera für jeden Bildsensor die 2D-Positionen der gefundenen Marker im Bild.

Nach dem Kalibrierungsschritt befindet sich der Ursprung des Koordinatensystems, in dem die externen Parameter der Sensoren angegeben werden, im ersten Kamerasensor: die Sensorebene bestimmt die xy -Ebene, die Orthogonale darauf

die z-Achse. Da die Daten des optischen Systems später mit denen des inertialen Systems, welches die Lage anhand der durch die Erdanziehung wirkenden Kräfte bestimmt, kombiniert werden sollen, ist eine gemeinsame Basis für beide Koordinatensysteme wünschenswert. Die externen Parameter des optischen Systems wurden daher so transformiert, dass die z-Achse des Koordinatensystems parallel zur Achse der Erdbeschleunigung ausgerichtet ist und die xy-Ebene der Horizontalen entspricht. Diese Transformation erfolgte mittels des in Anhang D beschriebenen Transform-Moduls.

Rekonstruktion der Marker

Da für die Rekonstruktion eines Markers Abbildungen dieses Markers in zwei Bildern notwendig sind, wird zunächst auf die Betrachtung eines Sensorpaares eingegangen. Sensorpaar meint dabei nicht eine physikalische Verknüpfung zweier Sensoren, sondern die virtuelle Kombination von jeweils zwei der vier Sensoren der Multisensor-Kamera.

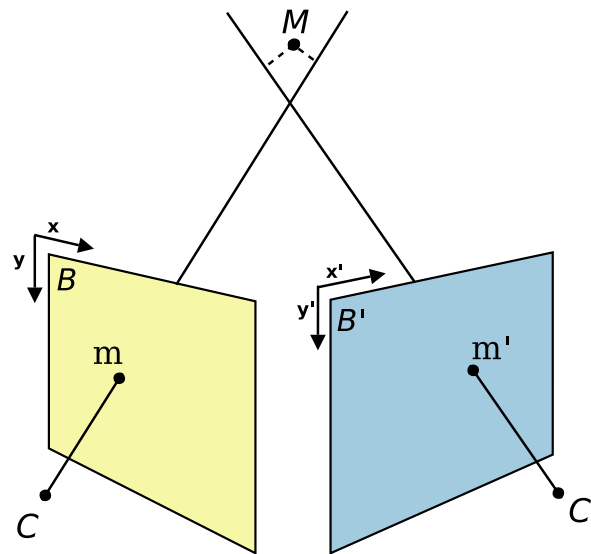


Abbildung 4.8.: Triangulierung einer 3D-Markerposition aus zwei korrespondierenden 2D-Positionen

Um die 3D-Position der Farbmarker im Raum rekonstruieren zu können, müssen korrespondierende 2D-Marker in Bildpaaren bestimmt werden. Wird pro Marker eine eindeutige Farbe verwendet, so existiert in jedem Kamerabild nur eine Ab-

bildung; die Zuordnung ist trivial. Werden dagegen mehrere Marker der gleichen Farbe verwendet, so müssen deren Abbildungen auf den Kamerasensoren zunächst zugeordnet werden. Aus korrespondierenden 2D-Markern kann dann über eine Triangulation die Raumposition des Markers bestimmt werden. Da sich die beiden Sehstrahlen im Allgemeinen nicht schneiden, wird der Punkt mit dem geringsten Abstand zu beiden Strahlen bestimmt. Abbildung 4.8 verdeutlicht dies.

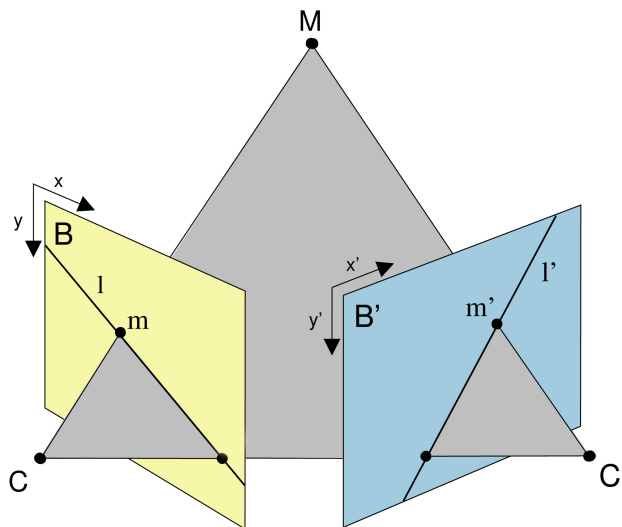


Abbildung 4.9.: Epipolarebene durch beide Kamerazentren und den Marker

Alle verwendeten Instrumente sind mit zwei gleichfarbigen Markern ausgestattet. Um deren korrespondierende Abbildungen zu bestimmen, wurde zunächst die Epipolargeometrie ausgenutzt: Als Kandidaten für die Markerabbildung m in Bild B kommen nur Markerabbildungen in Bild B' in Frage, welche dieselbe Farbe besitzen und auf derselben Epipolarebene liegen. Diese Ebene wird von den beiden Kamerazentren C und C' sowie dem realen Marker M aufgespannt (siehe Abbildung 4.9). Dies schränkt den Suchraum von zwei Dimensionen auf eine Dimension, die Epipolarlinie, ein. Um diese Kandidaten effizient zu suchen, wurden die Kameras paarweise rektifiziert, also in ein achsenparalleles Stereosystem überführt. Dadurch schneidet die Epipolarebene die beiden Bilder in einer horizontalen Linie und potentielle Markerpaaire befinden sich im Bild auf derselben y -Koordinate. Bedingt durch Rundungsfehler oder Ungenauigkeiten bei der Kalibrierung liegen die Kandidaten nur selten auf exakt derselben y -Achse. Daher wird ein Band von wenigen Pixeln Höhe unter und über der Epipolarlinie akzeptiert (siehe Abbildung 4.10). Markerabbildungen in diesem Bereich aus B' werden als Kandidaten für die Markerabbildung m aus Bild B bezeichnet. Für eine detaillierte Betrachtung der Epipolargeometrie und der Rektifizierung von Kamerasystemen sei auf Hartley

und Zisserman [HZ04] verwiesen.

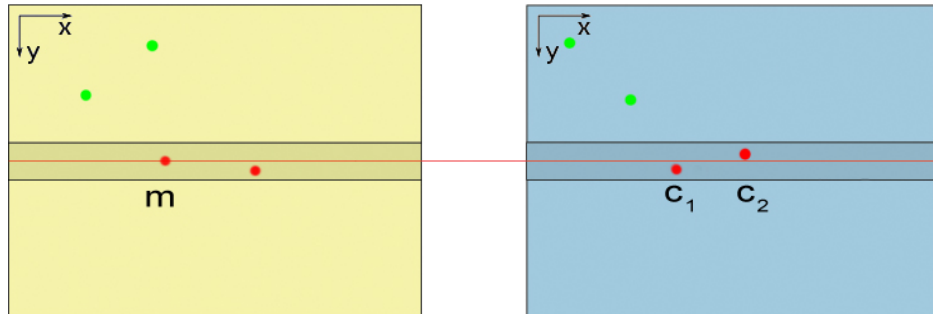


Abbildung 4.10.: Kandidaten besitzen bei rektifizierten Bildern die gleiche y -Koordinate \pm eine geringfügige Abweichung

Befinden sich die Abbildungen der beiden gleichfarbigen Marker eines Instruments auf unterschiedlichen Epipolarlinien, beziehungsweise in disjunkten Bändern, so ist die Zuordnung gelöst. Ist dies nicht der Fall, so ist eine weitere Betrachtung notwendig. Abbildung 4.11 illustriert die Situation: Für die Abbildungen m_1 , m_2 , m'_1 und m'_2 kommen für die beiden realen Marker entweder die Positionen M_1 und M_2 oder M_3 und M_4 in Frage. Andere Kombinationen sind nicht möglich, da jede 2D-Markerabbildung nur für die Rekonstruktion eines Markers verwendet werden kann.

Die Multisensor-Kamera verfügt über vier Sensoren und damit über $\binom{4}{2} = 6$ virtuelle Bildpaare. Bedingt durch die unterschiedlichen Ausrichtungen der Sensoren kann der oben beschriebene nicht eindeutige Fall lediglich in einem Bildpaar auftreten. Somit wird das entsprechende Sensorpaar verworfen. Für den seltenen Fall, dass die Marker in zwei der vier Kamerasensoren verdeckt sind und sich deren Abbildungen in dem verbleibenden Sensorpaar im selben y -Bereich befinden, kann über eine Historie die richtige Zuordnung bestimmt werden: Dabei wird davon ausgegangen, dass diejenigen rekonstruierten 3D-Positionen korrekt sind, die sich näher an den bekannten Positionen der letzten Bildaufnahme befinden.

Die sechs virtuellen Bildpaare führen zu bis zu sechs rekonstruierten Markern pro real existierendem Marker. Deren 3D-Positionen unterscheiden sich in geringem Ausmaß aufgrund von Ungenauigkeiten in der Kalibrierung und beschränktem Auflösungsvermögen der Sensoren. Daher werden die Positionen innerhalb eines gewissen Radius gemittelt. Die resultierenden Raumpositionen der Marker werden mit Hilfe eines Kalman-Filters stabilisiert.

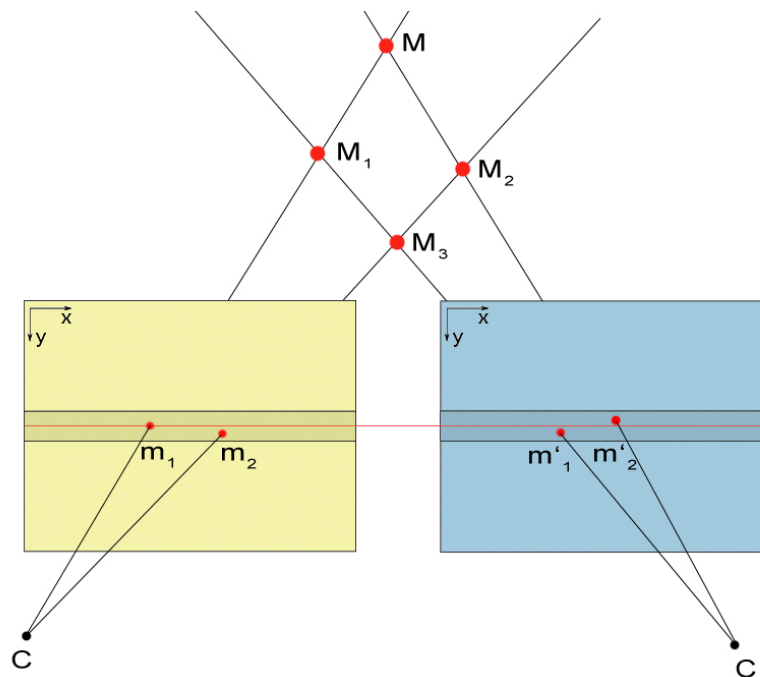


Abbildung 4.11.: Doppeldeutigkeit bei mehr als einem Kandidat

Zuordnung der rekonstruierten Marker

Im Falle der rotations-symmetrischen Instrumente ohne Inertialsensoren müssen die beiden rekonstruierten Marker den realen Markern an der Spitze und am Schaft zugeordnet werden. Da sich die Schädelöffnung am Patientenphantom in der xy -Ebene befindet und das Instrument von oben, also aus Richtung der z -Achse, eingeführt wird, kann der Marker mit dem geringeren z -Wert der Position der Spitze zugeordnet werden. Wird das Instrument im Laufe der Anwendung in eine waagrechte Position oder darüber hinaus gebracht, liefert die Zuordnung über den z -Wert das falsche Ergebnis; das virtuelle Instrument würde sich um 180 Grad drehen. Über den Vergleich der Markerpositionen mit denen des letzten Frames kann jedoch überprüft werden, ob ein solcher Sprung stattgefunden hat und gegebenenfalls die Zuordnung durch ein Vertauschen korrigiert werden. Sind die beiden Marker zugeordnet, so bestimmt die Markerspitze die Translation des Instruments. Der Verbindungsvektor beider Marker bildet die Achse und liefert somit die zwei Freiheitsgrade der Rotation.

Im Falle von rotations-unsymmetrischen Instrumenten bestimmt der Mittelpunkt zwischen den beiden an den Spitzen angebrachten Markern die Translation des Instruments. Die Verbindung der beiden Marker bildet die Lage der y -Achse, ihr Abstand bestimmt den Öffnungswinkel. Da die beiden gleichfarbigen Marker über das optische Tracking keinem der beiden Schenkel zugeordnet werden können, ist das Vorzeichen der y -Achse unbestimmt. Um das Vorzeichen und die Drehung der Pinzette um die y -Achse zu bestimmen, wird das im nächsten Unterkapitel

beschriebene Inertialsystem verwendet.

4.2. Inertiales Trackingsystem

Grundbaustein des verwendeten inertialen Trackingsystems bildet der ADIS-16350-Baustein [Ana07] von Analog Devices [Ana] (siehe Abbildung 4.12). Dieser beinhaltet in einem $22 \times 22 \times 22 \text{ mm}^3$ großen Gehäuse drei Beschleunigungs- und drei Drehratensensoren, die jeweils auf den Achsen eines kartesischen Koordinatensystems angeordnet sind. Der Hersteller versichert, dass die einzelnen Sensoren äußerst präzise verbaut und bezüglich der Genauigkeit kalibriert sind. Ein integrierter Mikrocontroller wirkt in Kombination mit Temperatursensoren weiteren Sensorschwankungen entgegen. Die analogen Daten der sechs Inertialsensoren werden digitalisiert und über eine SPI-Schnittstelle (Serial Peripheral Interface) zur Verfügung gestellt.



Abbildung 4.12.: Die ADIS-16350-Sensoreinheit von Analog-Devices

Da es sich bei dem Simulations-Computer um einen Standard-PC handelt, sollte die Sensoreinheit per USB angeschlossen werden. Dafür ist ein weiterer Baustein notwendig, der die Verbindung zwischen SPI und USB herstellt. Verwendet wurde ein FT2232D Chip [Fut06] von FTDI [Futb], welcher zwei Mehrzweck-Bänke zur Kommunikation mit verschiedenen Protokollen besitzt. Um weitere Verkabelungen neben dem USB-Kabel zu vermeiden, wurde auch die Versorgungsspannung der Sensoreinheit über die Spannung des USB-Anschlusses realisiert. Da die Genauigkeit der vom ADIS16350 gemessenen Werte von einer stabilen 5V-Spannung abhängt, wurde die USB-Spannung, die 5V entspricht, diese jedoch nicht zwangsläufig stabil liefert, von einer Ladungspumpe stabilisiert.

Die genannten Komponenten wurden auf einer $50 \times 38 \text{ mm}^2$ großen Platine ver-

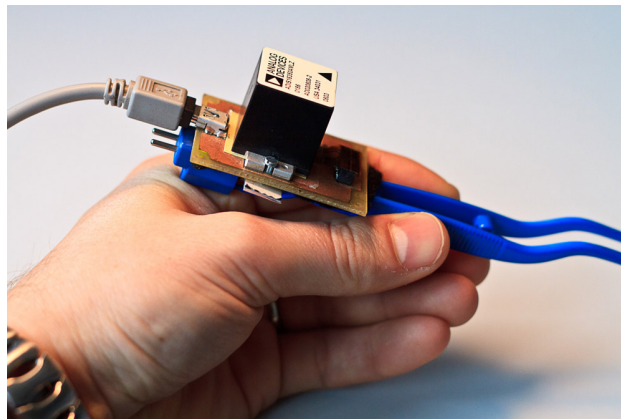


Abbildung 4.13.: Sensorplatine mit Sensoreinheit an der bipolaren Koagulationspinzette

baut, welche mit EAGLE, einem Layout-Programm von Cadsoft Computer [Cad], entworfen wurde. Abbildung 4.13 zeigt die Platine mit der Sensoreinheit an der bipolaren Koagulationspinzette. Die Schaltpläne der Platine befinden sich in Anhang A.

Der FT2232D Chip implementiert eine USB 2.0 Full-Speed (12 MHz) Schnittstelle und wurde über den D2XX Direct Driver [Futa] von FTDI angesprochen. Dazu wurde ein C++-Wrapper um den Treiber entwickelt, der die Sensoreinheit unter Verwendung der D2XX-Befehle anspricht. Dies beinhaltet vor allem das Öffnen und Initialisieren des ADIS-16350-Chips sowie das Auslesen der aktuellen Sensorwerte.

Der FT2232D-Chip wird in dem Multi-Protocol Synchronous Serial Engine Mode (MPSSE) betrieben, der von FTDI für die Kommunikation mit einem synchronen, seriellen Protokoll wie SPI entwickelt wurde [Fut06]. Die interne Samplerate der ADIS-16350-Sensoren ist unabhängig vom Auslesen der Werte per SPI. Die Rate ist variabel einstellbar und beträgt maximal 819,2 Samples pro Sekunde. Die SPI-Clock kann bis zu 2 MHz getaktet werden.

Die Werte der Beschleunigungssensoren werden in Einheiten von g ($= 9,81 \text{ m/s}^2$) ausgegeben, die Werte der Drehratensensoren in Grad pro Sekunde. Abhängig von der maximal messbaren Winkelgeschwindigkeit sind drei verschiedene Auflösungen des 14-bit-Wertes möglich. Tabelle 4.1 zeigt diese, ebenso den Wertebereich und die Auflösung der Beschleunigungssensoren.

Bestimmung der Neigung

Wirken außer der Gravitation keine weiteren Kräfte auf die Sensoreinheit, so kann deren Neigung, also die Abweichung der xy -Ebene der Einheit von der Horizontalen bestimmt werden. Die folgende Betrachtung dieser Neigung und deren Bestimmung über die drei Beschleunigungssensoren der Sensoreinheit erfolgt gemäß den Ausführungen von Luczak et al. [LOB06].

Sensortyp	Wertebereich	Auflösung
Drehratensensoren	$\pm 300 \text{ }^\circ/s$	$0,07326 \text{ }^\circ/s$
	$\pm 150 \text{ }^\circ/s$	$0,03663 \text{ }^\circ/s$
	$\pm 75 \text{ }^\circ/s$	$0,018315 \text{ }^\circ/s$
Beschleunigungssensoren	$\pm 10 g$	$0,002522 g$

Tabelle 4.1.: Die unterschiedlichen Auflösungen und Wertebereiche der Sensoren.

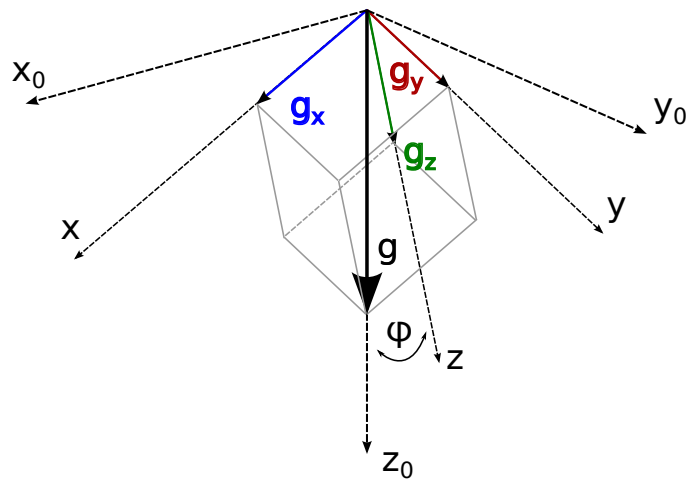


Abbildung 4.14.: Die von den Beschleunigungssensoren gemessenen Komponenten der Gravitation

Abbildung 4.14 zeigt die drei Achsen x , y und z der Sensoreinheit, x_0 , y_0 und z_0 seien die Achsen des Weltkoordinatensystems. Die z_0 -Achse ist dabei parallel zur Achse der Erdbeschleunigung \vec{g} , die x_0y_0 -Ebene entspricht der darauf senkrecht stehenden, horizontalen Ebene. Die Neigung des Sensors setzt sich aus dem Nickwinkel („pitch“) α und dem Rollwinkel („roll“) β zusammen: Als Nickwinkel wird die Abweichung der x -Achse von der horizontalen x_0y_0 -Ebene betrachtet, als Rollwinkel die Abweichung der y -Achse von dieser Ebene.

Abbildung 4.14 zeigt ebenfalls, wie sich die Erdbeschleunigung g auf die drei Sensoren aufteilt. Dabei gilt in Ruhe:

$$g = \sqrt{g_x^2 + g_y^2 + g_z^2} \quad (4.1)$$

Aus trigonometrischen Gründen folgt:

$$\sin \alpha = \frac{g_x}{g} \quad (4.2)$$

$$\sin \beta = \frac{g_y}{g} \quad (4.3)$$

Die vom Sensorboard ausgelesenen Werte der Beschleunigungssensoren an den drei Achsen seien a_x , a_y und a_z . Da diese in Einheiten von g dargestellt werden, ergibt sich für die Winkel:

$$\sin \alpha = a_x \quad (4.4)$$

$$\sin \beta = a_y \quad (4.5)$$

Ein Problem beim Bestimmen der Winkel stellt die nicht-Linearität der Sinus-Funktion dar: Da die Auflösung des Sensors durch die Steigung der Sinus-Funktion bestimmt wird, nimmt diese mit steigendem Winkelbetrag ab. Abbildung 4.15 verdeutlicht dies: die rote Funktion zeigt die gemessene Beschleunigung, die grüne Funktion die durch die Steigung ausgedrückte Auflösung – beide in Abhängigkeit der Auslenkung.

Um diesen Effekt zu kompensieren, wird nicht nur ein Sensor zur Bestimmung des Nick- und Rollwinkels verwendet, sondern alle drei Sensoren. Da diese orthogonal aufeinander stehen, gleicht sich der Effekt der sinkenden Auflösung eines Sensors mit der steigenden Auflösung der anderen Sensoren aus. Die Berechnung der Winkel unter Berücksichtigung aller Sensoren sei im Folgenden am Beispiel des Nickwinkels α beschrieben; der Rollwinkel β kann analog berechnet werden.

Statt α über den Sinus der g_x -Komponente zu bestimmen, kann der Winkel über den Kosinus der Komponente von g berechnet werden, die senkrecht auf g_x steht

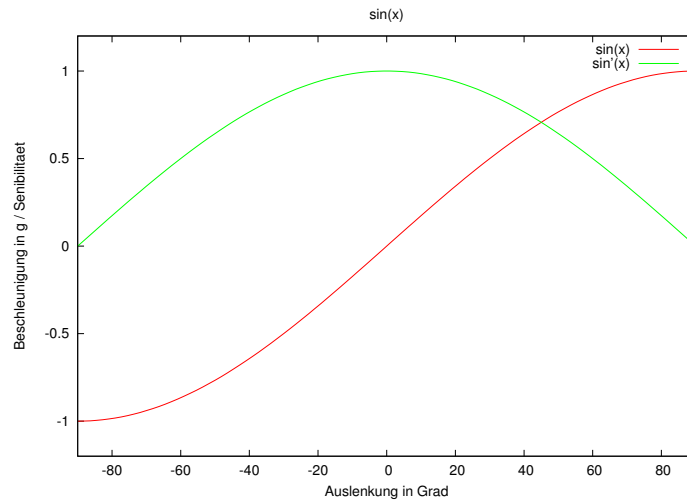


Abbildung 4.15.: Nicht-linearer Zusammenhang zwischen Auslenkwinkel und gemessener Beschleunigung

und in einer Ebene mit g_x und g liegt. Diese Komponente wird durch den Pythagoras von g_y und g_z bestimmt, woraus folgt:

$$\cos \alpha = \frac{\sqrt{g_y^2 + g_z^2}}{g} \quad (4.6)$$

In Messwerten der Beschleunigungssensoren ausgedrückt, ergibt sich:

$$\cos \alpha = \frac{\sqrt{a_y^2 + a_z^2}}{g} \quad (4.7)$$

Um nun alle Messwerte der drei Beschleunigungssensoren zu benutzen, werden Formel 4.4 und Formel 4.7 kombiniert:

$$\alpha = \arctan \frac{a_x}{\sqrt{a_y^2 + a_z^2}} \quad (4.8)$$

Analog ergibt sich für den Rollwinkel:

$$\beta = \arctan \frac{a_y}{\sqrt{a_x^2 + a_z^2}} \quad (4.9)$$

Da beim Quadrieren die Vorzeichen der Messwerte verloren gehen, werden die Berechnungen mit einer Fallunterscheidung kombiniert, die die Lage des Sensors in vier Quadranten einteilt (vergleiche Tuck [Tuc07]).

Die Pinzette wird während des simulierten Eingriffs vom Anwender bewegt. Daher gilt die Annahme, dass keine äußeren Kräfte auf den Sensor wirken, nicht. Da die Instrumente aufgrund des mikrochirurgischen Charakters der neurochirurgischen Operationen jedoch nicht ruckartig bewegt werden, sind die äußeren Beschleunigungskräfte im Vergleich zur Erdbeschleunigung in den meisten Fällen zu vernachlässigen. Sollten dennoch größere Kräfte auftreten, so können diese dadurch erkannt werden, dass die Summe der drei Beschleunigungssensoren größer als 1 ist. In diesem Fall wird die aktuelle Messung verworfen. Ein auf die Ausrichtung angewandter Kalman-Filter gleicht entstandene Messlücken aus.

4.3. Sensorfusion

Nachdem die Position der Pinzette durch das optische Tracking bestimmt werden kann, beschränkt sich die Kombination beider Trackingsysteme auf die Bestimmung der Lage. Sowohl das optische als auch das inertielle Tracking legen zwei der drei Freiheitsgrade fest: Die Gerade durch die beiden Marker der Instrumentenspitzen legt \vec{y} bis auf das Vorzeichen fest (vergleiche grüne y-Achse in Abbildung 4.16). Die Neigungsberechnung legt den Nick- und den Rollwinkel fest. Den optischen Daten fehlt folglich die Drehung um die y-Achse, den inertialen Daten die Drehung um die Achse der Erdanziehung.

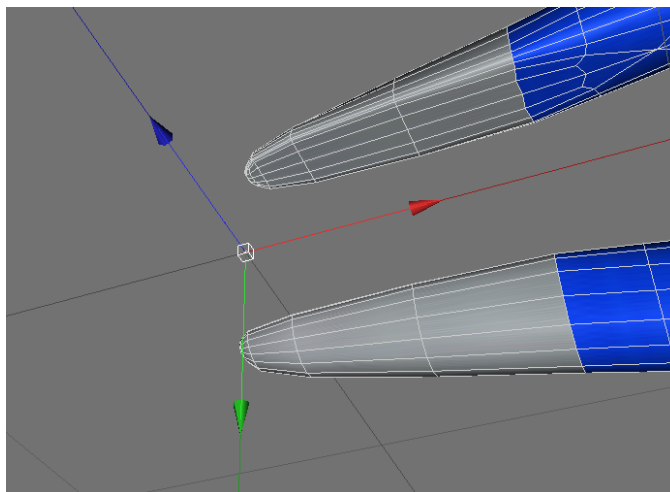


Abbildung 4.16.: Zuordnung des Koordinatensystems zur Pinzette

Solange die Pinzette nicht so gehalten wird, dass ihre y-Achse der Achse der Erdanziehung entspricht, können beide Systeme genutzt werden, um die Lage vollständig zu berechnen. Im vorliegenden System kann der uneindeutige Fall nicht auftreten:

Die Instrumente werden von „oben“, also aus Richtung der z -Achse des Weltkoordinatensystems in das Patientenphantom eingeführt (siehe Abbildung 4.17). Sollte ein Tracking dieser Lage dennoch notwendig sein, so könnte das Inertialsystem um einen Magnetsensor ergänzt werden, der anhand des natürlichen Magnetfelds der Erde die Drehung um die Achse der Erdanziehung bestimmt.

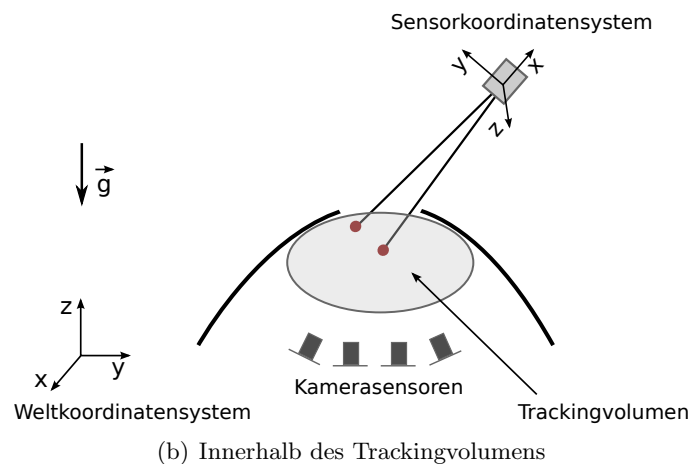
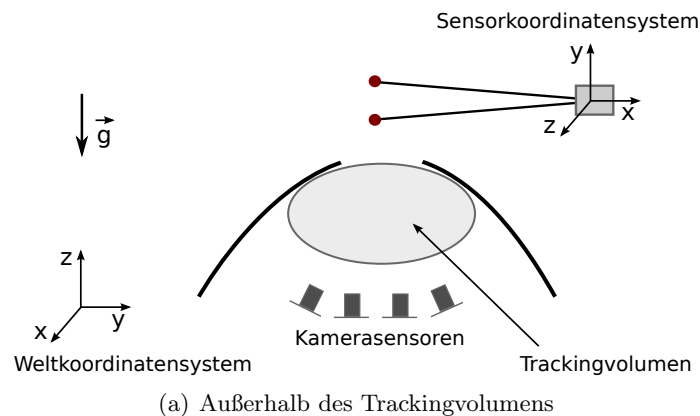


Abbildung 4.17.: Die y -Achse der Pinzette kann sich nur außerhalb des Trackingvolumens parallel zur Achse der Erdanziehung befinden

Folglich stehen zwei Möglichkeiten zur Verfügung, um die vollständige Rotationsmatrix zu bestimmen:

- (A) Ausgehend vom optischen Tracking wird die Drehung der Pinzette um die y -Achse über den Nick- und Rollwinkel bestimmt.
- (B) Ausgehend vom inertialen Tracking wird der Winkel um die Achse der Erd-

beschleunigung über die durch die Farbmarker festgelegte y -Achse bestimmt.

Die Berechnung der vom inertialen System bestimmten Winkel geht von einer Lage in Ruhe aus. Die Bestimmung der y -Achse durch optisches Tracking liefert unabhängig von der Bewegung der Pinzette genaue Daten. Daher wurde Variante A gewählt.

Durch die beiden Farbmarker ist die y -Achse der Rotation bestimmt. Da beide Marker dieselbe Farbe haben, muss das Vorzeichen von \vec{y} über die Lagebestimmung des Inertialsensors definiert werden: Da das Koordinatensystem des optischen Trackings so ausgerichtet ist, dass seine z -Achse parallel zur Achse der Erdbeschleunigung liegt, kann über den Rollwinkel entschieden werden, welcher der beiden Farbmarker die größere z -Position besitzt. Befinden sich beide Farbmarker in einer Ebene parallel zur xy -Ebene des Weltkoordinatensystems und besitzen somit dieselbe z -Position, so ist die Zuordnung nicht möglich – der Rollwinkel ist 0. Daher wird die Zuordnung der Marker beim Einführen in das Patientenphantom einmalig festgelegt und im weiteren Verlauf über die Betrachtung der Historie der Markerpositionen bestimmt.

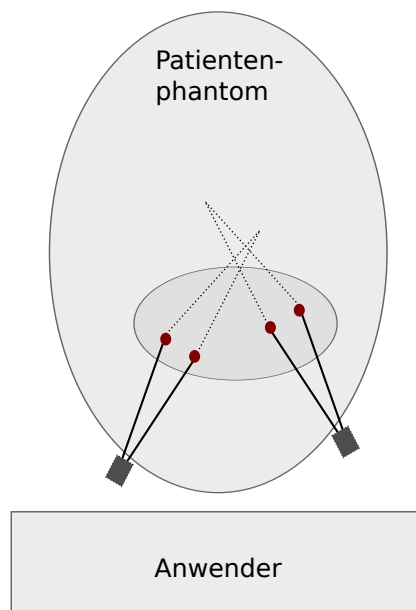


Abbildung 4.18.: Entscheidung über das Vorzeichen von \vec{y} im Falle eines uneindeutigen Rollwinkels

Wird die Pinzette ohne Rollwinkel in das Patientenphantom eingeführt, so ist auch diese initiale Zuordnung nicht möglich. Da der Vorzeichenwechsel von \vec{y} eine Drehung der Pinzette um 180 Grad bewirkt, wird in diesem Fall das Vorzeichen so

festgelegt, dass der Griff der Pinzette beim Einführen in das Phantom zum Anwender zeigen. Dies beruht auf der Annahme, dass der Anwender das Instrument mit höherer Wahrscheinlichkeit in dieser ergonomisch sinnvollerer Position führt. Abbildung 4.18 illustriert dies. Per Software kann alternativ auf eine standardmäßige Einführung der Pinzette von der dem Anwender abgewandten Seite umgestellt werden.

Damit ist \vec{y} vollständig bestimmt. Die beiden Vektoren \vec{x} und \vec{z} der Rotationsmatrix

$$R_{3 \times 3} = (\vec{x} \ \vec{y} \ \vec{z}) = \begin{pmatrix} x_1 & y_1 & z_1 \\ x_2 & y_2 & z_2 \\ x_3 & y_3 & z_3 \end{pmatrix} \quad (4.10)$$

werden wie folgt bestimmt: Mit bekanntem Nickwinkel α ergibt sich:

$$\sin \alpha = x_3 \Rightarrow x_3 = \arcsin \alpha \quad (4.11)$$

Da \vec{x} senkrecht auf \vec{y} steht und ein Einheitsvektor sein muss, gelten:

$$\vec{x} \times \vec{y} = 0 \quad (4.12)$$

$$|\vec{x}| = 1 \quad (4.13)$$

Daraus lassen sich die beiden fehlenden Komponenten x_2 und x_3 berechnen. Der dritte Vektor folgt aus:

$$\vec{z} = \vec{x} \times \vec{y} \quad (4.14)$$

4.4. Ergebnisse

Das Instrumenten-Tracking liefert als Ergebnis die Position und Lage der Instrumente in Form einer Transformationsmatrix sowie den gegebenenfalls vorhandenen Öffnungswinkel. Im Folgenden sollen die dabei auftretenden Latenzen und Genauigkeiten untersucht werden.

Latenz des Trackings

Von den Latenzen des Trackings hängt ab, ob die Anbindung der Instrumente an den Simulator als überzeugend empfunden wird. Die Latenz bestimmt wie sehr die Bewegung der virtuellen Instrumente von der Bewegung der vom Anwender geführten realen Instrumente abweicht. Ist diese Latenz zu hoch und wird vom



Abbildung 4.19.: Aufbau der Latenzmessung mit LED

Anwender wahrgenommen, so stört dies die Präsenz der virtuellen Realität, vergleiche Wagner [Wag04].

Medizinische Instrumente werden in der Regel so eingesetzt, dass sie über ihre vorderen Enden mit Gewebe oder mit anderen Objekten interagieren. Die Positionen der Instrumentenspitzen sind für eine überzeugende Simulation folglich wichtiger als die Ausrichtung der Instrumentenkörper. Da diese Positionen vom optischen Tracking bestimmt werden, beschränkt sich die folgende Betrachtung auf das optische System. Des Weiteren ist davon auszugehen, dass das optische System den Flaschenhals bezüglich der Latenz bildet: Während die Daten der inertialen Sensoreinheit aus sechs Werten (drei axialen Beschleunigungen, drei Drehraten) bestehen, müssen beim optischen Tracking 752×480 Pixel der Bildsensoren ausgelesen und diese Daten vorverarbeitet werden.

Um die Latenz des optischen Trackings zu bestimmen, wurde eine LED an den Parallel-Port eines Computers angeschlossen (siehe Abbildung 4.19) und über low-level IOport Funktionen des Linux Kernels angesteuert. Anschließend wurden kontinuierlich Trackingdaten von einem separat laufenden Thread ausgewertet, bis diese die leuchtende LED in Form eines Markers anzeigen. Die Zeit von der Aktivierung der LED bis zum Erkennen des Markers wird über die Systemzeit gemessen.

Die dabei gemessene Zeitspanne setzt sich aus verschiedenen Komponenten zusammen. Zunächst bestimmt die Framerate des Trackingsystems in welchem Abstand die Bilder aufgenommen werden. Die Framerate der verwendeten Multisensor-Kamera betrug 60 Hz. Folglich wurde etwa alle 16,7 Millisekunden ein Bild aufgenommen. Da das Aktivieren der LED nicht mit der Bildaufnahme synchronisiert wurde, schwankt das Ergebnis der Messung um zusätzliche 0 bis 16,7 Millisekunden – je nachdem wann die LED zwischen zwei Bildaufnahmen eingeschaltet wird. Die Belichtungszeit betrug 0,1 Millisekunden und ist somit vernachlässigbar. Weitere

Latenzen entstehen durch das Auslesen des Sensors, der Verarbeitung im FPGA, dem Transfer über USB zum Computer und der Softwarebearbeitung zur Rekonstruktion des Markers.

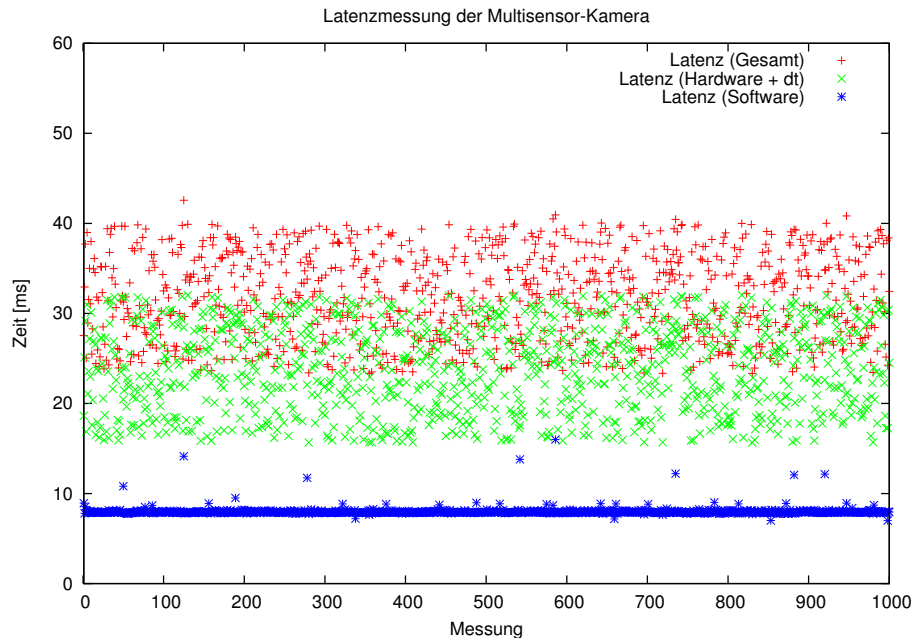


Abbildung 4.20.: Latenzmessung des optischen Trackings

Sobald die Daten eines Bilds den Simulations-Computer per USB erreichen, werden diese mit einem Zeitstempel versehen. Dadurch lässt sich die gemessene Gesamtlatenz aufteilen: Zum einen in den hardwareabhängigen Teil vom Einschalten der LED bis zum Zeitpunkt in dem das Bild im Computer ankommt und zum anderen in den softwareabhängigen Teil, der die Bilder auswertet bis ein Marker erkannt wird.

Abbildung 4.20 zeigt die gemessenen Werte: Die Gesamtlatenz (rot) liegt zwischen 24 und 40 Millisekunden. Davon stammen relativ konstante 8 Millisekunden aus der Auswertung der Daten in Software (blau). Vom Einschalten der LED bis zum Eintreffen der ersten Pakete, in denen die LED erkannt wurde, vergehen 16 bis 32 Millisekunden (grün). Davon beruhen 16 Millisekunden auf dem Auslesen und Übertragen der Bilder. Die verbleibenden 0 bis 16 Millisekunden stammen aus der oben erwähnten Framerate in Kombination mit dem zufälligen Einschalten der LED.

Da beim Tracking der Instrumente keine LEDs, sondern passive Farbmarker verwendet wurden, betrug die Belichtungszeit etwa 3 Millisekunden. Diese muss zu

den obigen Werten addiert werden. Dennoch liegt die maximale Latenz unter 45 Millisekunden.

Genauigkeit und Stabilität des Trackings

Eine absolute Genauigkeitsmessung des Trackings gestaltet sich ohne externes Referenzsystem, welches den genauen Abstand zwischen Messkörper und optischen Sensor bestimmt, als schwierig. Im Falle des vorliegenden Systems zum Tracken von Instrumenten ist die absolute Genauigkeit allerdings von geringerem Interesse: Da der Anwender die realen Instrumente nicht direkt sieht, passt er die Position der Instrumente abhängig von dem in der virtuellen Realität gezeigtem Szenario an.

Wichtiger ist die Stabilität der Trackingergebnisse: Verändert sich beispielsweise die Position der Instrument-Spitze, obwohl das Instrument vom Anwender absolut still gehalten wird, so stört dies die erfahrene Präsenz. Da vor allem die Position der Instrumentspitzen von Bedeutung ist, beschränkt sich die Messung erneut auf das optische Trackingsystem. Dazu wurde der Abstand zweier Farbmarker aus unterschiedlichen Blickwinkeln beziehungsweise unter Bewegung im Patientenphantom bestimmt. Die gemessenen Abweichungen vom fixen Abstand sind als Maß für die Stabilität des Systems zu sehen.

Abbildung 4.21 zeigt die Messung der Positionen zweier Marker in Ruhe. Die Positionen schwanken lediglich um einige Hundertstel Millimeter. Diese minimalen Positionsänderungen der virtuellen Instrumente sind in der computergenerierten Szene nicht zu erkennen.

Abbildung 4.22 zeigt eine Genauigkeitsmessung einer fixen Distanz zweier Farbmarker im Abstand von etwa 5,5 Millimeter. Diese wurden im Trackingvolumen innerhalb des Patientenphantoms bewegt. Während die fast kugelförmigen Marker der Pinzettenspitze um etwa $\pm 0,3$ Millimeter schwanken, zeigen sich bei den Messungen der Instrumentnachbildung, dessen zweiter Marker am Schaft angebracht ist, deutlichere Abweichungen. Diese sind auf die Form des Markers zurückzuführen: Während die Marker an den Instrumentspitzen nahezu kugelförmig sind und sich in der Abbildung als Scheibe darstellen, ändert sich – je nach Blickwinkel – die zweidimensionale Abbildung des am Schaft angebrachten Markers.

4.5. Diskussion

In dieser Arbeit wurden chirurgischen Instrumente mit Hilfe optischer und inertialer Trackingmethoden als Eingabegerät in den Simulator integriert. Dadurch können reale beziehungsweise leicht modifizierte Instrumente verwendet werden. Andere Simulatoren verwenden häufig haptische Force-Feedback-Geräte: Diese haben jedoch durch die mechanische Konstruktion den Nachteil des begrenzten Bewegungsspielraums. Sie ermöglichen allerdings ein taktiles Feedback, welches bei

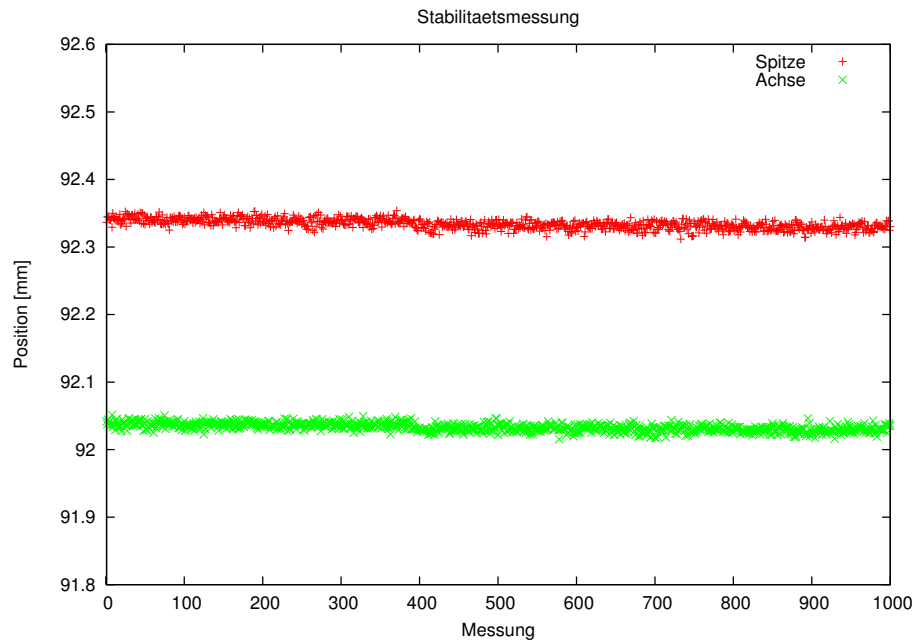


Abbildung 4.21.: Stabilitätsmessung der Marker an der Instrumentenspitze und am Schaft in Ruhe

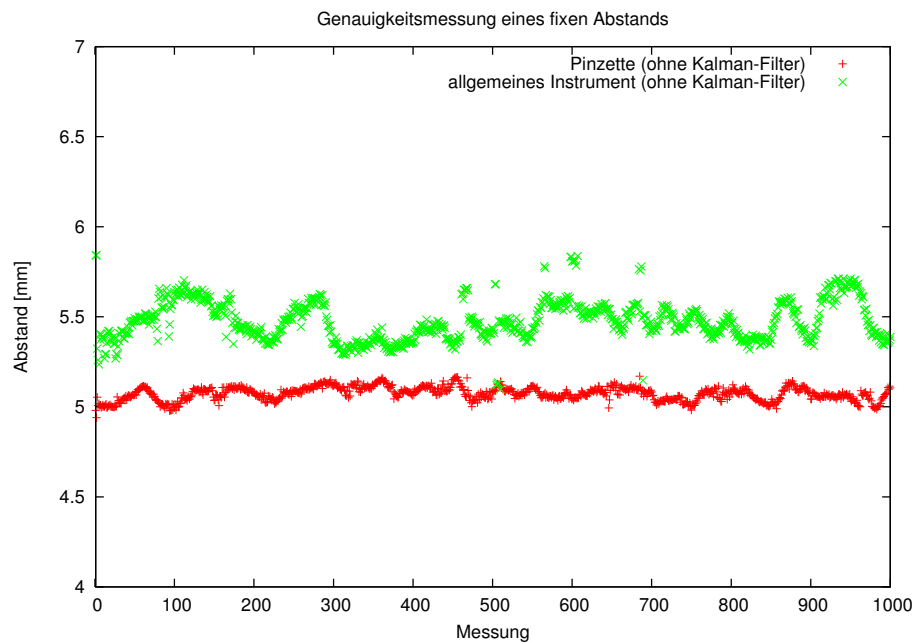


Abbildung 4.22.: Abstandsmessung mit passiven Markern an den Instrumenten

dem in dieser Arbeit beschriebenen Instrumenten-Tracking nicht möglich ist. Die NeuroSim-Anwendung simuliert intrakranielle Operationen, bei denen mit feinsten Gehirnstrukturen wie Gefäßen oder Nerven interagiert wird. Das haptische Feedback ist nach Rücksprache mit Neurochirurgen dabei zu vernachlässigen; das Gewicht und die Trägheit der Instrumente überwiegt.

Die Latenzmessungen zeigen, dass das System echtzeitfähig ist. Durch die Verwendung des Kalman-Filters, der zukünftige Positionen abschätzt, kann die Latenz zumindest aus Anwendersicht weiter gesenkt werden. Die absolute Genauigkeit des Systems konnte ohne externes Referenzsystem nicht bestimmt werden. Dennoch legt die Messung eines fixen Abstandes zweier Marker an den Instrumentenspitzen nahe, dass die Genauigkeit im Submillimeter-Bereich einzuordnen ist. Bei der Bestimmung der Achse des rotations-symmetrischen Instruments zeigen sich aufgrund der Markeranbringung um den Schaft des Instruments Abweichungen. Dieser Marker wird jedoch nur für die Berechnung der Lage, nicht für die Berechnung der Position der Instrumentenspitze verwendet.

Die Funktionalität der entwickelten Sensorplatine mit ihren drei Beschleunigungs- und drei Drehratensensoren wird in der beschriebenen Implementierung nicht vollständig ausgenutzt: Es werden lediglich die Beschleunigungssensoren zur Bestimmung der Lage verwendet. Dennoch ist es mit der Kombination des optischen Trackings möglich, die Position, die Lage und den gegebenenfalls vorhandenen Öffnungswinkel der Instrumente zu bestimmen, sobald diese in das Patientenphantom eingeführt werden. Neben einem funktionierenden Instrumenten-Tracking legt das implementierte Sensorboard die Grundlage für die Entwicklung weiterer, komplexerer Algorithmen. So ist es denkbar, in zukünftigen Entwicklungen die optischen und inertialen Verfahren so zu kombinieren, dass ein stabiles Tracking auch bei Verdeckungen der optischen Marker durch andere Instrumente möglich wird. In diesen Situationen könnte die Position und Lage der Instrumente vollständig über das inertiale System bestimmt werden.

Integration des Operationsmikroskops

Neben den Instrumenten bildet das neurochirurgische Operationsmikroskop eine wichtige Schnittstelle zwischen Anwender und Simulator. Daher wurde ein reales Mikroskop an den Simulator angebunden. Zur Verfügung stand ein Prototyp der Leica Microsystems GmbH [Lei], bestehend aus einem OH5-Stativ und einem M500-N Mikroskopkopf. Der Kopf beinhaltet das optische Linsensystem sowie zwei Pistolengriffe zur Steuerung. Er ist über das Stativ mechanisch austariert und kann durch das Lösen elektrischer Bremsen manuell über dem Patienten bewegt werden. Über Joysticks, die an den Pistolengriffen angebracht sind, kann die Position des Kopfes um zwei Achsen motorisiert und feingranular rotiert werden. Zusätzlich können über die Pistolengriffe die Werte für Schärfe und Vergrößerung verändert werden. Weitere Einstellungen können über einen in das Mikroskop-Stativ integrierten Touchscreen vorgenommen werden.



Abbildung 5.1.: Verwendetes Leica Operationsmikroskop der Leica Microsystems GmbH

Abbildung 5.1 zeigt den verwendeten Prototyp des Operationsmikroskops. Im Folgenden werden die durchgeführten Modifizierungen beschrieben, welche notwendig waren, um das Mikroskop in den Simulator zu integrieren.

5.1. Stereodisplay

Die Okulare des Mikroskops wurden entfernt und durch eine Aluminium-Halterung ersetzt. An dieser Halterung wurden OLED-Mikro-Displays (Organic Light Emitting Diode) eines Z800 3D-Visors der Firma eMagin [eMa] angebracht. Die Displays besitzen eine Auflösung von 800×600 Pixeln bei 24 Bit Farbtiefe. Der horizontale Abstand der beiden Displays kann in fünf Stufen an den individuellen Augenabstand angepasst werden. Vor den Displays angebrachte Prismen erlauben je nach Einblickwinkel eine Korrektur der Sehschärfe. Die Displayhalterung ist in ihrem Winkel verstellbar. Die Stromversorgung erfolgt über die USB-Schnittstelle des Simulations-Computers.



Abbildung 5.2.: Stereodisplay mit den beiden OLEDs

Um den Stereoeffekt der Displays steuern zu können, wurde eine Variante des Z800-Visors verwendet, bei der sich beide Displays getrennt voneinander als einzelne Monitore ansteuern lassen. Diese beiden Displays wurden zusammen mit einem handelsüblichen TFT-Monitor, der als zusätzliche Anzeige der virtuellen Szene dient, an ein TripleHead2Go-Gerät der Firma Matrox [Mat] angeschlossen. Der TripleHead2Go meldet sich am Computer als Bildschirm mit einer Auflösung von 2400×600 . Diese Auflösung teilt der TripleHead2Go auf die drei an ihn angeschlossenen Geräte auf: Jedes der beiden Displays des Visors sowie der TFT-Monitor wird mit einer Auflösung von 800×600 angesteuert. Der TripleHead2Go wird ne-

ben dem gewöhnlichen Entwicklungsmonitor, auf dem die Programmier- und Debugumgebung angezeigt werden, an den Rechner angeschlossen. Die vom Simulations-Computer gestartete Anwendung wird mit einer Auflösung von 2400×600 initialisiert und das Fenster automatisch auf den zweiten Monitor gelegt, sofern dieser angeschlossen ist und die korrekte Auflösung aufweist. Abbildung 5.3 zeigt die schematische Ansicht der an die Grafikkarte angeschlossenen Geräte. Abbildung 5.4 illustriert das von der Anwendung erstellte Fenster.

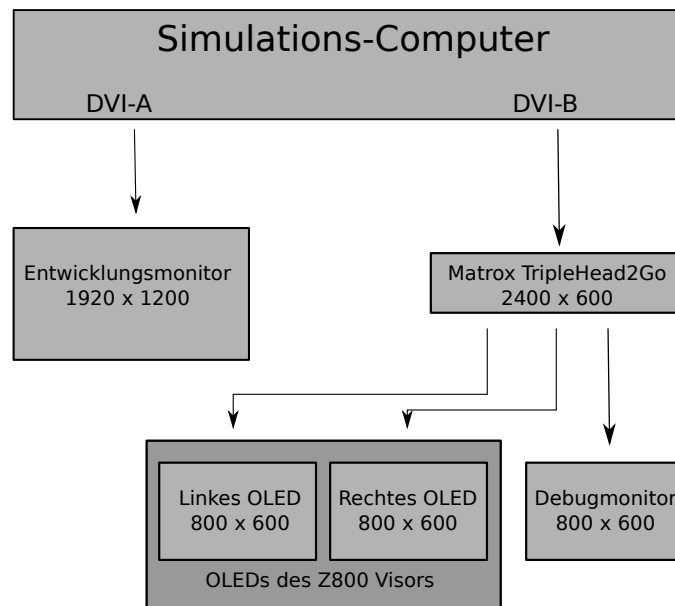


Abbildung 5.3.: Schematische Darstellung der Anbindung der Displays an den Simulations-Computer

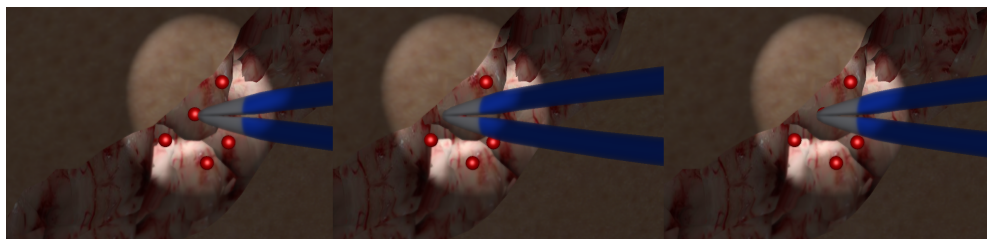


Abbildung 5.4.: Fenster der Anwendung mit 2400×600 er Auflösung: Linke und rechte Stereoansicht sowie Debug-Ansicht

5.2. Tracking des Mikroskops

Der Mikroskopkopf des neurochirurgischen Operationsmikroskops kann in sechs Freiheitsgraden über dem Patienten bewegt werden, um während eines Eingriffs den jeweils aktuell benötigten Blickwinkel auf das Operationsgebiet zu erhalten. Um dies im Simulator abzubilden, muss die Transformation zwischen Mikroskopkopf und Patientenphantom bekannt sein. Diese setzt sich aus einer Rotation und einer Translation zusammen:

$$T_{relevant} = (R, t) \quad (5.1)$$

Der Kopf des Patienten ist bei realen Operationen mit Hilfe eines Gestells fixiert und verändert somit seine Position nicht. Folglich kann mit einem Trackingsystem die Position und Lage des Mikroskops bestimmt und mit der bekannten Position des Patientenphantoms verrechnet werden:

$$T_{relevant} = T_{Mikroskop}^{-1} + T_{Patient_fix} \quad (5.2)$$

Abbildung 5.5 verdeutlicht dies.

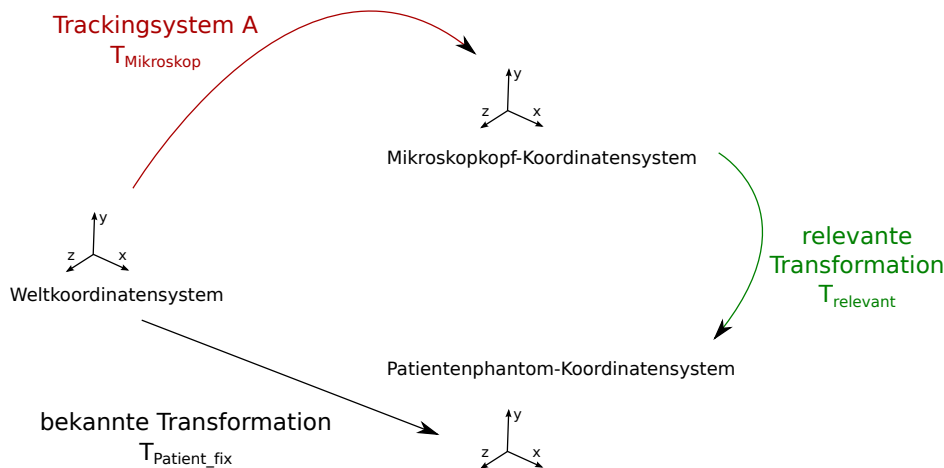


Abbildung 5.5.: Absolutes Tracking von Mikroskopkopf mit bekannter Position des Patientenphantoms

In der Praxis ist es schwierig, die Transformation zwischen Trackingsystem A und dem Patientenphantom konstant zu halten, da zwischen beiden Einheiten keine physikalische Verbindung besteht. Eine Bestimmung der Position und Lage des

Patientenphantoms ist hilfreich. Dies ist mit einem zweiten Trackingsystem möglich (siehe Abbildung 5.6), dessen Transformation mit der Transformation des Mikroskopkopfes verrechnet wird:

$$T_{\text{relevant}} = T_{\text{Mikroskop}}^{-1} + T_{\text{Patient}} \quad (5.3)$$

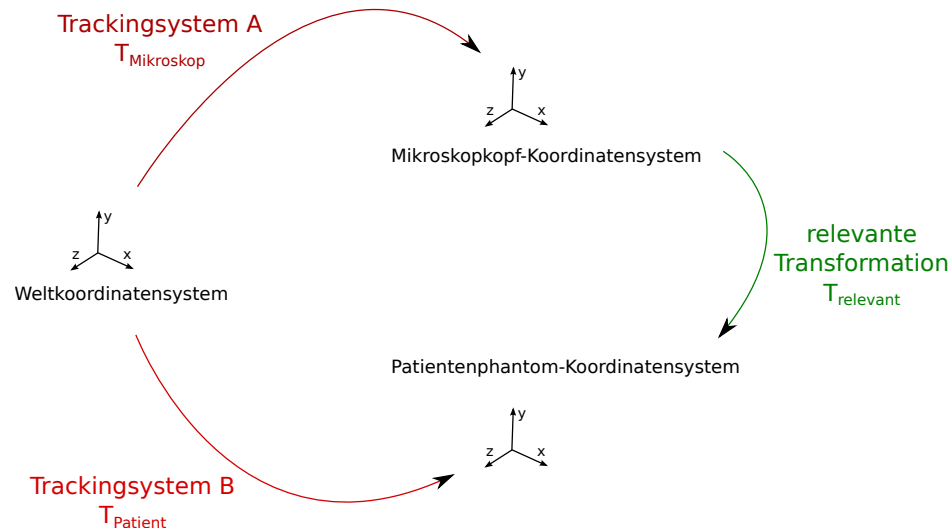


Abbildung 5.6.: Absolutes Tracking von Mikroskopkopf und Patientenphantom

Eine weitere Möglichkeit, die in dieser Arbeit realisiert wurde, ist die Verwendung eines einzelnen Trackingsystems, das in der Lage ist, die relevante Transformation zwischen Mikroskop und Patientenphantom direkt zu bestimmen, ohne ein globales Weltkoordinatensystem zu verwenden. Dazu muss das Trackingsystem entweder mit dem Patientenphantom oder mit dem Mikroskopkopf verbunden sein und das jeweils andere Objekt tracken (siehe Abbildung 5.7).

Wegen seiner hohen Genauigkeit bei niedriger Latenz bietet sich optisches Tracking an; auch benötigt es keinerlei mechanische Verbindungen. Der Mikroskopkopf eignet sich aufgrund seiner Größe für das Anbringen eines optischen Trackingsystems. Als Marker wurden drei Infrarot-LEDs verwendet, die in das Patientenphantom integriert werden können. Im Gegensatz zu Farbmarkern können diese auch bei wechselndem Umgebungslicht gut erkannt werden. Die benötigte Stromversorgung der aktiven Marker kann in dem Patientenphantom verbaut werden.

Diese Platzierung des Kamerasystems am Mikroskopkopf hat einen weiteren Vorteil: Würden die Kamerasensoren am Kopf sitzen, so müssten sie einen weiten Winkel abdecken, um den Mikroskopkopf auch in seitlichen Stellungen erkennen zu können. Sitzen die Kameras dagegen am Mikroskopkopf, so kann ausgenutzt

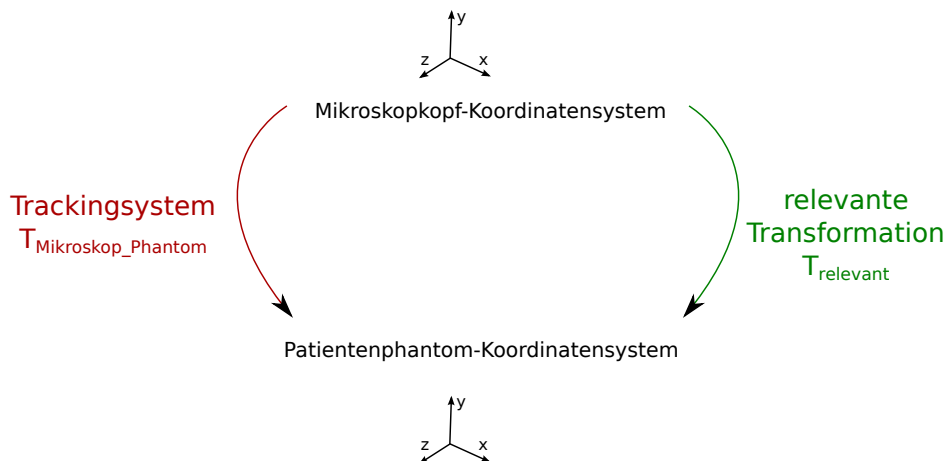


Abbildung 5.7.: Realisiertes Tracking von Mikroskopkopf und Patientenphantom

werden, dass die optische Achse des Mikroskops bei allen (chirurgisch sinnvollen) Mikroskop-Positionen in Richtung des Patientenphantoms zeigt. Befinden sich die Kamerasensoren nahe dieser Achse des optischen Mikroskopsystems, so sind sie automatisch in Richtung des Patientenphantoms ausgerichtet.

Aktive Infrarot-Marker

Die verwendeten Infrarot-LEDs des Herstellers OSRAM besitzen laut Datenblatt [OSR07] einen Abstrahlwinkel von 80 Grad (± 40 Grad) und strahlen mit 880nm Wellenlänge. Experimentell zeigte sich, dass die LEDs aus Winkeln bis zu ± 70 Grad ausreichend vom Trackingsystem erkannt werden. Die LEDs wurden auf der dem Anwender abgewandten Seite der Schädelöffnung im Patientenphantom integriert (siehe Abbildung 5.8). Die Stromversorgung der LEDs sollte dimmbar sein, um die LEDs nicht mit einer höheren Lichtleistung betreiben zu müssen, als für das optische Tracking notwendig. Da infrarotes Licht vom Auge nicht wahrgenommen wird, löst es keinen Pupillenreflex aus; die Strahlung trifft die Netzhaut ungehindert. Daher wurden zunächst kommerzielle Stromquellen mit Dimmfunktion getestet. Die Dimmung der LEDs erfolgte bei diesen Produkten über die Modulation der Pulsweite. Dieses schnelle Ein- und Ausschalten ist eine bei LEDs gängige Technik und vom menschlichen Auge nicht zu erkennen. In Kombination mit hohen Bildfrequenzen und kurzen Belichtungszeiten eines Kamerasystems führt es jedoch zu Problemen: Ohne Synchronisation zwischen der Ansteuerung der LEDs und dem Kamerasystem ist nicht gewährleistet, dass während der Belichtung die LEDs gerade leuchten. Daher wurde eine Platine mit regelbarer Stromquelle entworfen, welche in Anhang B beschrieben ist. Der Strom ist dabei über ein Potentiometer einstellbar, die Spannung wird von einer Regelschaltung gesteuert.

Um alle sechs Parameter der Transformationsmatrix, die die relative Position und Lage von Patientenphantom zu Mikroskopkopf beschreibt, bestimmen zu können,

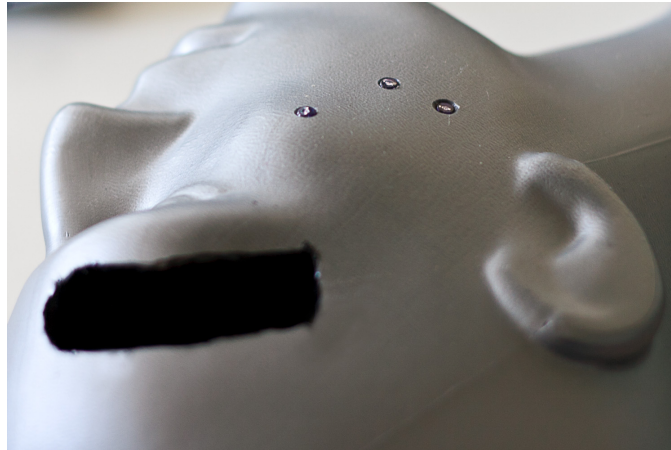


Abbildung 5.8.: Integration der Infrarot-LEDs in das Patientenphantom

sind drei LEDs notwendig. Mit einer LED ließen sich nur die drei Parameter der Translation bestimmen. Mit zwei LEDs wäre eine Achse, und somit die Translation sowie zwei Parameter der Rotation bestimmt. Erst mit drei LEDs, deren Verbindungsvektoren jeweils linear unabhängig zueinander sind, können sowohl die Translation als auch die Rotation berechnet werden.

Bedingt durch die einheitliche Wellenlänge der Infrarot-LEDs ist es nicht möglich, die drei Marker anhand ihrer Farbe zu unterscheiden. Die Geometrie des Markerdreiecks mit den drei LED-Markern A, B und C darf somit nicht symmetrisch sein. Um die Marker folglich möglichst gut zuzuordnen zu können, müssen sich die Seitenlängen a , b und c des Dreiecks möglichst stark unterscheiden. Die Herleitung dieses für den Zweck des rigiden Objekt-Trackings optimalen Dreiecks findet sich in Anhang C.

Kamerasystem

Grundlage des optischen Trackings bildet erneut eine Multisensor-Kamera der VRmagic GmbH. Diese wurde bereits im vorangehenden Kapitel 4 beschrieben. Da im Falle des Mikroskop-Trackings die Position aktiver Infrarot-Marker bestimmt werden soll, wurden monochrome Sensoren gewählt. Diese wurden mit einem Schwarzglas-Filter versehen, das Wellenlängen des sichtbaren Lichts filtert, für Infrarotlicht jedoch durchlässig ist.

Die Wahl der Objektive ist auch bei diesem System eine Abwägung zwischen der Größe des Tracking-Volumens und der Genauigkeit der bestimmten Markerpositionen. Im Falle des Mikroskop-Trackings ist ein stabiles und ruckelfreies Tracking von besonderer Wichtigkeit. Die absolute Genauigkeit spielt eine untergeordnete Rolle: Der Anwender positioniert das Mikroskop während er die virtuelle Szene über das Stereodisplay betrachtet. Die vom Nutzer durchgeführte Bewegung des Mikroskops ist folglich von dem Bildausschnitt der virtuellen Realität und somit

vom letzten Trackingergebnis und nicht von absoluten Positionen abhängig. Aus diesem Grund wurden kurze Brennweiten von 3 Millimetern verwendet, die in Kombination mit den eingesetzten Sensoren einen großen Blickwinkel von etwa ± 26 Grad (Sensorhöhe) beziehungsweise ± 40 Grad (Sensorbreite) ermöglichen.

Das Kamerasystem wurde am unteren Ende des Mikroskopkopfes angebracht. Damit befindet es sich an jenem Abschnitt des Kopfes, der durch die Joysticks der Pistolengriffe motorisiert bewegt werden kann. Die Funktion dieser Joysticks ist somit ebenfalls über das optische Tracking in den Simulator integriert. Abbildung 5.9 zeigt die durch Flachbandkabel abgesetzten Sensoren am Mikroskop.



Abbildung 5.9.: Die Multisensor-Kamera am Operationsmikroskop

Die FPGA-interne Vorverarbeitung der Bilder gleicht der in Kapitel 4 beschriebenen: Die Abbildungen der Marker werden aufgrund vorher eingestellter und gespeicherter Farbgrenzen erkannt. Da es sich um monochrome Sensoren handelt, werden der Farbwert und die Sättigung des HLS-Raums nicht beschränkt, sondern es wird nur die Helligkeit auf die verwendete Belichtungszeit angepasst, so dass die aktiven LEDs segmentiert werden können. Anschließend werden die indizierten Bilder per RLE-Kodierung komprimiert und an den Computer übertragen. Dieser generiert daraus Marker mit x- und y-Koordinaten sowie die Anzahl der zum Marker gehörenden Pixel als Größenangabe.

Trackingverfahren

Wie im Fall des Instrumenten-Trackings (vergleiche Kapitel 4) wird zunächst ein Sensorpaar, also die virtuelle Kombination von zwei der vier Sensoren, betrachtet. Die rekonstruierten Marker eines Sensorpaares werden später mit den weiteren Sensorpaaren kombiniert.

Um die dreidimensionalen Markerpositionen der drei LEDs bestimmen zu können, müssen die zweidimensionalen Abbildungen der Marker in beiden Bildern eines Paares zugeordnet werden. Um den Suchraum für korrespondierende Marker einzuzugrenzen, wurde erneut die Epipolargeometrie und eine Rektifizierung des Sensorpaares verwendet.

Im Gegensatz zum Instrumenten-Tracking müssen im Falle der Infrarot-LEDs drei Marker rekonstruiert werden, welche nicht durch ihre Farbe zu unterscheiden sind. Dabei können ebenso wie bei den zwei Markern eines Instruments Fälle auftreten, die nicht allein über die Epipolargeometrie aufgelöst werden können (vergleiche Kapitel 4.1). Aufgrund der höheren Anzahl an gleichfarbiger Marker tritt bei den LEDs des Kopfphantoms dieser nicht eindeutige Fall häufiger auf. Daher werden diese nicht verworfen, sondern von weiteren Algorithmen bearbeitet.

Da die LEDs – anders als die kugelförmigen Marker der Instrumente – nur von einer Seite gesehen werden können, ist sichergestellt, dass die Reihenfolge der Abbildungen bezüglich ihres x-Wertes im Bild in allen Kamerapärchen übereinstimmt. Eine Zuordnung der Marker über diese Reihenfolge kann sich allerdings dann als fehlerhaft erweisen, wenn nicht alle Marker von beiden Sensoren eines Kamerapärchens gesehen werden. Aus diesem Grund wurde der von Köpfler et al. [KBWM07] vorgestellte „relationale Matching-Algorithmus“ verwendet. Dieser bewertet Kandidatenpaare über ihre umliegenden Marker. Kandidatenpaare, deren Umgebungen sich ähneln, bekommen eine höhere Bewertung als Paare mit unterschiedlichen Umgebungen (siehe Abbildung 5.10). Sind die Werte für alle Kandidatenpaare bestimmt, so werden diejenigen Kandidaten als korrespondierende Paare ausgewählt, die die höchste Gesamtsumme erreichen. Dabei wird berücksichtigt, dass diese Zuordnungen eindeutig sind: Jedem Kandidat kann maximal eine Markerabbildung und jeder Markerabbildung maximal ein Kandidat zugeordnet werden.

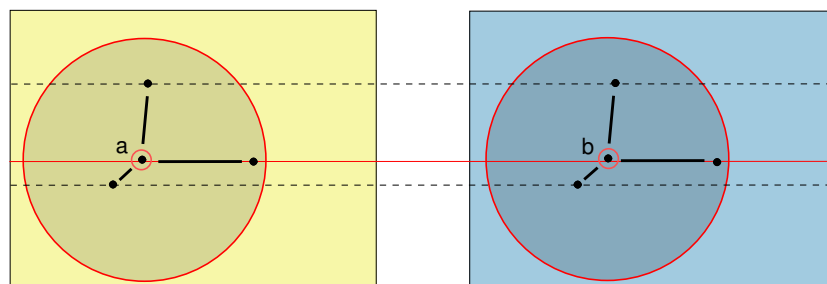


Abbildung 5.10.: Korrespondierende Markerpaare haben eine ähnliche Umgebung

Das beschriebene Verfahren wird für jedes Kamerapaar angewendet. Aus den vier Kamerasensoren ergeben sich somit sechs Kamerapaare. Im Idealfall rekonstruiert das System aus den drei LEDs folglich $6 * 3 = 18$ 3D-Punkte. In der Theorie

sollten je sechs davon an derselben Raumposition liegen, in der Praxis bilden sie jedoch Punktwolken. Ein weiterer Algorithmus fasst diese Punktwolken in einen finalen Raumpunkt zusammen. Dabei werden alle rekonstruierten Positionen, die sich innerhalb eines vorher zu definierenden Parameters befinden, gemittelt. Der Wert dieses Parameters ergibt sich aus der Güte der Kalibrierung: Je schlechter diese ist, desto weiter liegen die rekonstruierten Raumkoordinaten der gleichen LED auseinander.

Als Alternative zum Mitteln der redundant rekonstruierten Markerpositionen können die vier Sensoren der Multisensor-Kamera in zwei Gruppen à zwei Sensoren eingeteilt werden, die auf unterschiedliche Trackingvolumen ausgerichtet sind. Da das somit vergrößerte Trackingvolumen jedoch nicht mehr redundant gegenüber Verdeckungen der LEDs in einem Sensor ist, wurde diese Variante nicht gewählt.

Sind die drei LEDs rekonstruiert, so müssen diese den Ecken des Markerdreiecks zugeordnet werden. Dazu werden die Abstände der Punkte bestimmt und so die Längen der Seiten berechnet. Über die Längenverhältnisse der drei unterschiedlich langen Seiten können diese den Seiten des bekannten LED-Dreiecks zugeordnet werden. Dies kann sowohl über absolute Werte geschehen als auch über einen relativen Vergleich der Abstände. Im ersten Fall könnten falsch berechnete Marker erkannt werden, wenn diese keine sinnvollen Abstände zu anderen Markern besitzen; im zweiten Fall ist das System ohne Änderungen von Einstellungen in Konfigurationsdateien oder im Programmcode flexibel, um eine Änderung des zu bestimmenden Dreiecks zu erkennen. Beide Varianten wurden implementiert und sind in der Software wählbar.

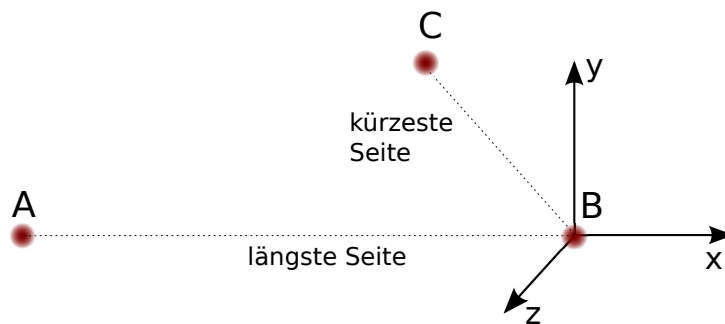


Abbildung 5.11.: Koordinatensystem im IR-LED-Markerdreieck

Sind die vom optischen Trackingsystem rekonstruierten Marker den LEDs zugeordnet, so wird ein Kalman-Filter auf deren Positionen angewendet um die Ergebnisse zu stabilisieren.

Anschließend wird aus den gefilterten Markerpositionen die Basis des rechtshändigen Koordinatensystems bestimmt:

$$\vec{x} = B - A \quad (5.4)$$

$$\vec{z} = \vec{x} \times (C - B) \quad (5.5)$$

$$\vec{y} = \vec{z} \times \vec{x} \quad (5.6)$$

Daraus ergibt sich die Rotation $R_{relevant}$:

$$R_{relevant} = (\vec{x} \ \vec{y} \ \vec{z}) \quad (5.7)$$

Die Translation $t_{relevant}$ der gesuchten Transformationsmatrix ist durch die Position des Markers B bestimmt:

$$t_{relevant} = \vec{b} \quad (5.8)$$

5.3. Auslesen der Statusinformationen

Neben der Position und der Lage des Mikroskopkopfes sind weitere Eigenschaften des Operationsmikroskops von Interesse. Dazu zählen die Motorstellungen des optischen Systems, die für die Vergrößerung („Magnification“) und die Schärfe („Working Distance“) des in den Okularen angezeigten Bildes maßgeblich sind. Diese können über die Pistolengriffe, die seitlich am Mikroskopkopf angebracht sind, eingestellt werden (siehe Abbildung 5.12(a)): In symmetrischer Anordnung besitzt jeder Pistolengriff vier Knöpfe, um die Vergrößerung sowie den Abstand der Fokusebene zu erhöhen beziehungsweise zu verringern. Als weitere Eingabemöglichkeit kann der in das Stativ eingebaute Touchscreen verwendet werden (siehe Abbildung 5.12(b)).

Obwohl die physikalischen Veränderungen des optischen Systems im Falle des Simulators keine Rolle spielen, soll die Funktionalität der Bedienelemente, die diese Einstellungen steuern, erhalten bleiben: der Anwender soll über die native Schnittstelle der Pistolengriffe die Vergrößerung und die Schärfe des virtuellen Bildes der computergenerierten Szene einstellen können.

Die interne Kommunikation des Operationsmikroskops ist vom Hersteller über einen CAN-Bus (Control Area Network) realisiert, der die verschiedenen Komponenten miteinander verbindet. Der CAN-Bus ist ein asynchrones, serielles Netzwerk mit mehreren Busteilnehmern und wurde ursprünglich von der Robert Bosch GmbH [Rob] entwickelt. Sein Einsatzgebiet findet sich vor allem in der Vernetzung von Automobilkomponenten. Jeder der Busteilnehmer kann sowohl aktiv CAN-Telegramme an den Bus senden als auch Telegramme der anderen Busteilnehmer empfangen. Jedes Telegramm besitzt dabei eine Identifikationsnummer (ID), eine Nutzlast (Payload) sowie weitere Kontrollelemente. Grundlagen und Funktionsweisen des CAN-Buses sind dem Standardwerk von Etschberger [Ets01] zu entnehmen. Eine an der Rückseite des Gerätes angebrachte 9-polige D-Sub-Schnittstelle ermöglicht den Zugriff auf den Bus.

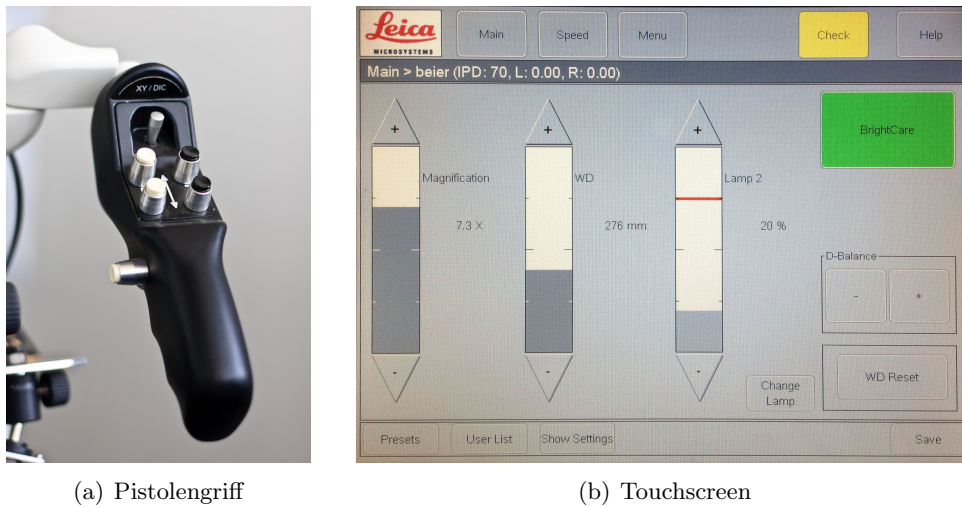


Abbildung 5.12.: Pistolengriff und Touchscreen als Möglichkeiten den Arbeitsstand und die Vergrößerung einzustellen

CANUSB-Adapter

Um den CAN-Bus des Operationsmikroskops mit dem Computer zu verbinden, wurde ein CANUSB-Adapter der Lawicel AB [Law] verwendet. Dieser ermöglicht das Senden und Empfangen von CAN-Nachrichten. Der Adapter wird mit einem Programmier-Interface geliefert, welches unter anderem Methoden zum Öffnen und Schließen des Adapters sowie zum Senden und Empfangen der Nachrichten bereitstellt. Der CANUSB-Dongle besitzt einen 9-poligen D-Sub Stecker, die Pinbelegung entspricht der CiA (CAN in Automation) 303-Empfehlung [CAN09]. Das Mikroskop besitzt eine davon abweichende Pinbelegung, wodurch ein Adapter zwischen dem CANUSB-Dongle und dem Mikroskop notwendig wurde. Tabelle 5.1 stellt die unterschiedliche Belegung dar. Abbildung 5.13 zeigt den an das Mikroskop angeschlossenen CANUSB-Adapter.

Es boten sich zwei unterschiedliche Vorgehensweisen an, um die Werte der Vergrößerung und der Schärfe des Mikroskops zu bestimmen: Zum einen kann der Zustand („pushed“/„released“) der an den Pistolengriffen angebrachten Knöpfe ausgelesen werden, zum anderen können die Motorpositionen des für Vergrößerung und Schärfe zuständigen Antriebs bestimmt werden. Da im zweiten Fall absolute Positionen ausgelesen werden, müssen die Anfangszustände der Motoren nicht bekannt sein. Zusätzlich ergibt sich ein weiterer Vorteil: Am Touchscreen des Mikroskops lassen sich benutzerspezifische Einstellungen registrieren. Dabei kann beispielsweise der Startwert für die Vergrößerung gewählt werden oder auch die Geschwindigkeit angepasst werden, in der bei Tastendruck die Vergrößerung beziehungsweise Schärfe verändert wird. Diese Informationen sind beim Auslesen der tatsächlichen Motorpositionen in den Werten enthalten und müssen nicht aus der Kombination der gespeicherten Benutzereinstellungen und den Zuständen der Knöpfe berechnet

Pin	CANUSB-Dongle	Operationsmikroskop
1	-	+24V (optional)
2	CAN Low	Ground
3	CAN Ground	Ground
4	-	Terminierung
5	(CAN Shield)	CAN Low
6	Ground	+24V (optional)
7	CAN High	+24V (optional)
8	-	Ground
9	(CAN Supply)	CAN High

Tabelle 5.1.: Die unterschiedlichen Pinbelegungen des CANUSB-Dongles und des Leica Operationsmikroskops



Abbildung 5.13.: CAN-Bus-Schnittstelle und CANUSB-Dongle mit Pin-Adapter

werden. Folglich wurde das Auslesen der Motorpositionen implementiert.

Bestimmen des Optikträgers

Das Leica OH4-Mikroskop kann mit unterschiedlichen Optikträgern ausgestattet werden, welche verschiedene Arbeitsabstände besitzen: Der M500-Kopf besitzt einen Bereich von 207 bis 407 Millimeter, der M520- und M525-Kopf einen Bereich von 207 bis 470 Millimeter. Um aus den Motorpositionen reale Brennweiten und Fokuslängen zu erhalten, müssen diese anhand von Optik-spezifischen Tabellen umgerechnet werden. Diese wurden freundlicherweise von der Leica Microsystems GmbH zur Verfügung gestellt.

Die Information, welche optische Einheit am Gerät angeschlossen ist, kann über den CAN-Bus abgefragt werden: Dazu wird ein Telegramm mit der ID 551 (227h) (siehe Tabelle 5.2) abgesetzt, worauf das Mikroskop mit dem Telegramm der ID 513 (201h) antwortet. Diese Antwort beinhaltet je nach gesetzter „Page ID“ (PGEID) eine der beiden Service-Seiten.

Byte	Name	Wert	Beschreibung
0	PGEID[2:0]	0	= Service Information Seite 0
		1	= Service Information Seite 1
	OCHEAT7	0	= Okkularheizung ausschalten
		1	= Okkularheizung einschalten

Tabelle 5.2.: Telegramm ID 551: Anfordern einer Service Page [New07]

Aus dem zweiten Byte der Service-Seite 1 kann der angeschlossene Optikträger ausgelesen werden. Tabelle 5.3 zeigt den Aufbau des Telegramms.

Byte	Name	Wert	Beschreibung
0	PFEID[2:0]	1	Service Info Seitennummer
1	PG1INF7[7:0]	0-255	Status von Prozessor Port 7
2	PG1INF7[7:0]	XXXX'11XX XXXX'10XX XXXX'0XXX	Optikträger M500-N wird verwendet Optikträger M520-N wird verwendet Optikträger M525-N wird verwendet Hinweis: Bei M720 wird dieser Parameter nicht verwendet und mit 0 belegt
3	PG1INF7[7:0]	0-255	Status von Prozessor Port 9

Tabelle 5.3.: Telegramm ID 513: Nachrichtenformat der Service-Seite 1 [New07]

Auslesen der Zoom- und Fokuswerte

Die Werte der aktuellen Positionen von Zoom- und Fokusantrieb sowie die eingestellten Geschwindigkeiten des Antriebs werden im Mikroskop alle zehn Millisekunden aktualisiert und in Form von Telegramm ID 608 (260h) auf den CAN-Bus gelegt. Tabelle 5.4 zeigt den Aufbau dieses Telegramms.

Byte	Name	Wert	Beschreibung
0	ZPOS[15:0]	0-65535	Akt. Position des Zoom-Motors
1			
2	FPOS[15:0]	0-65535	Akt. Position des Fokus-Motors
3			
4	ZVEL[15:0]	0-65535	Akt. Geschwindigkeit des Zoom-Motors
5			
6	FVEL[15:0]	0-65535	Akt. Geschwindigkeit des Fokus-Motors
7			

Tabelle 5.4.: Telegramm ID 608: Positionen und Geschwindigkeiten des Zoom- und Fokus-Antriebs [New07]

Tabelle 5.5 zeigt, welche Bereiche der Motorinkrementen auf welche Brennweiten beziehungsweise welche Arbeitsabstände übersetzt werden können. Die eigentliche Umrechnung in diesen Bereichen ist nicht linear und erfolgt anhand von Formeln und einer Stützwerttabelle, die sich direkt aus dem internen Quellcode der Mikroskopprogrammierung [Lei10] ergeben.

Funktion	Motorinkrement	Wert
Arbeitsabstand	1000 bis 23700 (M500)	207 bis 407 Millimeter
	1000 bis 30850 (M520)	207 bis 470 Millimeter
Brennweite	1000 bis 28500	70 bis 420 Millimeter

Tabelle 5.5.: Inkrementbereiche der Motorpositionen [New07]

Für die Berechnung der Vergrößerung sind neben der Motorposition des Linsensystems zwei weitere Faktoren relevant: Zum einen der verwendete Okulartubus, zum anderen das in diesen Tubus eingesetzte Okular. Welcher Tubus und welches Okular verwendet werden, ist am Operationsmikroskop per Touchscreen einzustellen und ist nicht über den CAN-Bus auszulesen. Um dennoch die korrekten Vergrößerungen berechnen zu können, muss der Anwender des Simulators die gewünschten Okulartypen nach dem Starten der NeuroSim-Anwendung ebenfalls an einer gra-

fischen Oberfläche wählen. Die aus dieser Auswahl resultierenden Veränderungen für Vergrößerung und Schärfe werden in der virtuellen Realität entsprechend berücksichtigt.

Bei den Okularen kann zwischen den Vergrößerungsfaktoren 10 und 12,5 gewählt werden. Die Brennweiten der verschiedenen Tuben sind nicht dokumentiert und wurden aus den angezeigten Vergrößerungswerten am Touchscreen des Mikroskops rückberechnet. Diese sind in Tabelle 5.6 dargestellt und können in die von Leica zur Verfügung gestellten Formeln zur Berechnung der aktuellen Vergrößerung eingesetzt werden.

Verwendeter Tubus	Fokale Länge
Inclined Binocular Tube	$\approx 16,12$ Millimeter
Inclined Binocular Tube 45°	$\approx 16,13$ Millimeter
Straight Binocular Tube	$\approx 16,20$ Millimeter
Binocular Tube var $30^\circ - 150^\circ$	$\approx 17,01$ Millimeter
Binocular Tube var $0^\circ - 180^\circ$	$\approx 16,05$ Millimeter

Tabelle 5.6.: Tuben und deren ungefähre fokale Längen

Neben dem Auslesen der Motorpositionen ist es über weitere CAN-Telegramme möglich, die Motorpositionen des Linsensystems vorzugeben und so die eingestellte Schärfe und Vergrößerung des realen Mikroskops zu steuern. Dies ist bei der Implementierung eines Autofokus-Systems notwendig: Der Effekt der automatischen Fokussierung ist rein virtuell möglich, allerdings würden beim Deaktivieren des Autofokus die physikalischen Motorpositionen im Mikroskop nicht mit den Werten übereinstimmen, die zwischenzeitlich vom simulierten Autofokus virtuell verändert wurden. Nach Rücksprache mit Ärzten wird der Autofokus allerdings nur selten verwendet. Dies liegt vor allem daran, dass der Autofokus nicht „wissen“ kann, welcher Ausschnitt des betrachteten Bildes gerade von Interesse ist. Dieser befindet sich nicht zwangsläufig im Zentrum des Bildes. Daher wurden keine Methoden für einen virtuellen Autofokus entwickelt.

Die C++-Implementierung der CAN-Bus-Ansteuerung über den CANUSB-Adapter sowie die Umrechnung anhand der von Leica Microsystems erhaltenen Formeln und Stützwerttabellen wurden von Stephan Rohr im Rahmen einer vom Autor dieser Dissertation betreuten Bachelorarbeit implementiert und sind [Roh10] zu entnehmen.

5.4. Anbindung eines Fußschalters

In bestimmten Situationen ist die Anbindung eines Fußschalters an den Simulator wünschenswert. Fußschalter werden verwendet um gewisse Funktionen von Instru-

menten oder von Operationsmaschinen auszulösen. Dies sind beispielsweise die Steuerung der Spülflüssigkeit oder das Auslösen des Stromflusses einer bipolaren Koagulationspinzette.

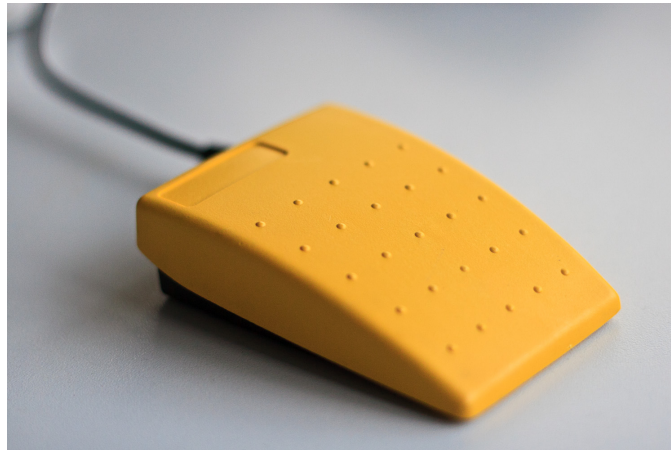


Abbildung 5.14.: Fußschalter f-pro der dr. dresing & pehl GmbH

Um diese Funktionalität im Simulator abzubilden, wurde ein USB-Fußschalter der dr. dresing & pehl GmbH [dr.] verwendet. Dieser kann per mitgelieferter Software auf eine bestimmte Taste der Tastatur programmiert werden und so ohne weitere Softwareveränderungen in das Simulatorsystem integriert werden.

5.5. Ergebnisse

Durch die Integration des Operationsmikroskops werden die Position und die Lage des Mikroskopkopfes sowie die eingestellten Schärfe- und Vergrößerungswerte bestimmt und stehen der Simulator-Anwendung zur Verfügung.

Latenzen des Systems

Die vom CANUSB-Adapter gelieferten Werte sind exakt, ihre Übermittlung erfolgt über den CAN-Bus, welcher auch mikroskopintern verwendet wird, um die Motorstellungen des optischen Systems anzupassen. Der CANUSB-Adapter speichert eingehende Nachrichten in einen FIFO (First In – First Out) Buffer und überträgt diese auf Anfrage des Simulations-Computers per USB. Die zusätzlichen Latenzen ergeben sich aus der Übertragung der Daten per USB an den Simulations-Computer. Aufgrund der kleinen Datenmengen ist diese Übertragungszeit jedoch vernachlässigbar.

Da für das optische Tracking dieselbe Kamera-Hardware wie beim Tracken der Instrumente verwendet wird, besitzt das System dieselben Latenzen (siehe Kapitel 4.4). Als Marker wurden aktive LEDs verwendet, deswegen reichen Belichtungszeiten von 0,1 Millisekunden aus und sind somit vernachlässigbar. Es ergeben sich Gesamtlatenzen von 24 bis 40 Millisekunden (vergleiche Kapitel 4).

Stabilität des Trackings

Analog zu den Messungen beim Instrumententracking wurde die Stabilität des Trackings anhand zweier Marker mit konstantem Abstand betrachtet. Dazu wurden mit einer CNC-Fräse (Computerized Numerical Control) in einem Aluminium-Block Einlassungen für Infrarot-LEDs in regelmäßigen Abständen eingefügt. Die horizontalen beziehungsweise vertikalen Abstände der Einlassungen haben einen Abstand von je 5 Millimeter.

Abbildung 5.15 zeigt Messergebnisse eines Versuchs mit LEDs im Abstand von 20 und 40 Millimeter. Etwa ab Messwert 100 wird das Mikroskop über den LEDs bewegt. Im Bereich von Messung 600 bis Messung 1000 wird das Mikroskop abwechselnd deutlich nach links und rechts ausgelenkt. Die besonders in diesem Bereich auftretenden Schwankungen erklären sich aus den Linsenverzerrungen. Diese werden zwar bei der Kalibrierung bestimmt, können jedoch nur durch polynomiale Funktionen angenähert werden. Durch die geometrische Form der Linsen sind die verbleibenden Fehler an den Randbereichen größer. Im Vergleich zu den Markern mit kleinem Abstand befinden sich die Marker mit größerem Abstand bei der Bewegung des Mikroskops tendenziell eher am Bildrand. Dennoch schwanken die Werte bei 20 Millimetern um weniger als $\pm 0,2$ Millimeter, bei 40 Millimetern um weniger als $\pm 0,3$ Millimeter.

5.6. Diskussion

Ein reales neurochirurgisches Operationsmikroskop wurde als Ein- und Ausgabegerät in den Simulator integriert. Die Position und Lage des Mikroskops sowie die Einstellungen der aktuellen Fokus- und Zoomwerte sind der Simulator-Anwendung dadurch bekannt. Das virtuelle Szenario wird entsprechend angepasst und auf dem Stereodisplay, welches die original Okulare ersetzt, angezeigt. Diese bei neurochirurgischen Operationen wichtige Schnittstelle zwischen Chirurg und Patient ist somit realitätsgetreu und vollständig nachgebildet.

In der Literatur sind nur wenige neurochirurgische Trainingssysteme zu finden. Das von deMauro [dM09] arbeitet als einziges dem Autor bekanntes System ebenfalls mit einem realen Mikroskop, ersetzt dessen optisches System jedoch nicht. Stattdessen strahlt deMauro zusätzliche computergenerierte Bilder in den Strahlengang ein. Dies begründet sich darauf, dass das System auch bei realen Operationen dazu dienen soll, reale mit virtuellen Bildern zu überlagern. Die Position

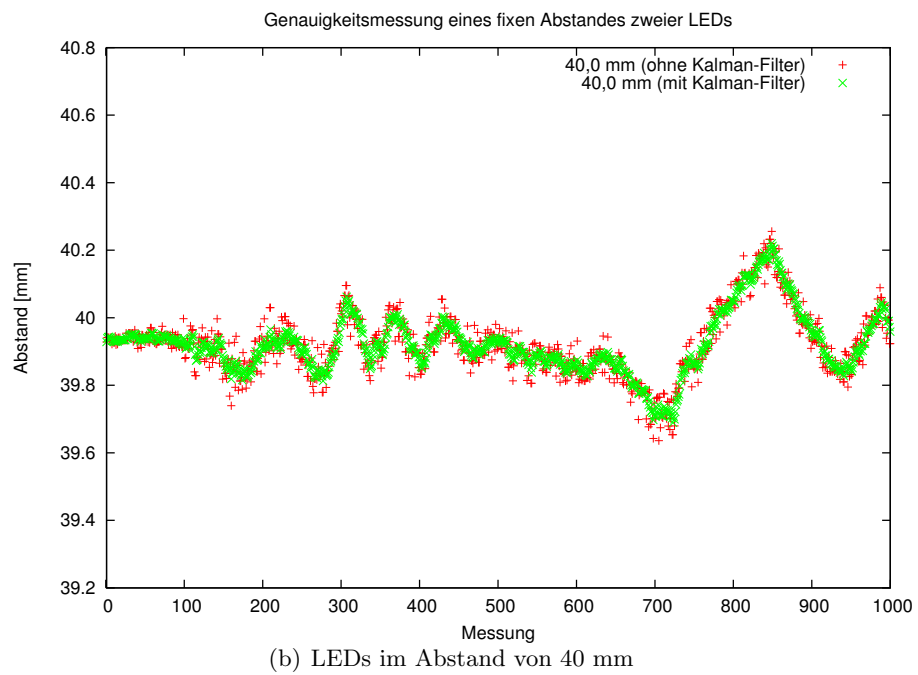
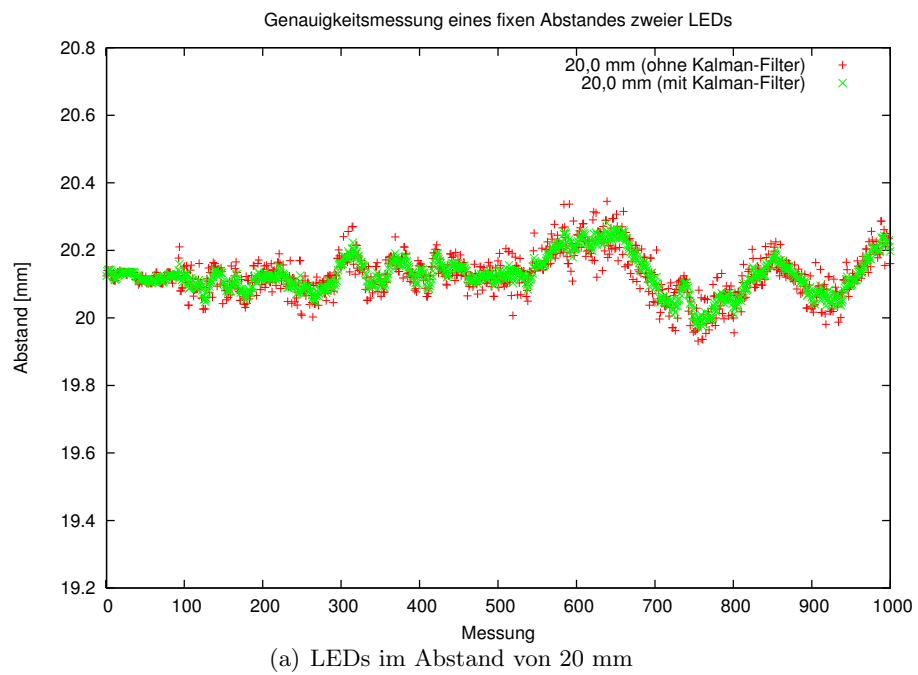


Abbildung 5.15.: Abstandsmessung zweier LEDs mit und ohne Kalman-Filter

des Mikroskops wird von einem externen im Raum befindlichen optischen Trackingsystem bestimmt, welches nicht in das Mikroskop integriert ist. Ein Patientenphantom existiert ebenfalls nicht. Fokus- und Zoom-Einstellungen werden nicht berücksichtigt.

Im Gegensatz zu den meisten Trainingssystemen wird bei diesem Verfahren ein reales Mikroskop als Schnittstelle zwischen Anwender und Simulator integriert. Shutterbrillen oder Monitore hinter halbdurchlässigen Spiegeln sind nicht notwendig. Die vorgestellte Schnittstelle entspricht somit der realen Situation während neurochirurgischer Eingriffe.

Kapitel 6

Die NeuroSim-Anwendung

Das vorliegende Kapitel gibt einen Überblick über den Aufbau und die Software der NeuroSim-Anwendung. Vorgestellt werden die wichtigsten verwendeten Frameworks und Bibliotheken sowie die im Rahmen dieser Arbeit implementierten Software-Module. Des Weiteren wird in diesem Kapitel die Modellierung der virtuellen Objekte beschrieben.

NeuroSim besteht neben dem Operationsmikroskop, dem Patientenphantom und den Instrumenten aus einem handelsüblichen Computer. Dieser ist ein PC (Intel Core i7-920 2.66 GHz Prozessor; 6 GB Ram) mit Microsoft Windows Betriebssystem. An diesen sind alle externen Geräte per USB angeschlossen: Maus und Tastatur, die beiden Multisensor-Kameras, die inertielle Sensoreinheit und der Fußschalter.



Abbildung 6.1.: Der Aufbau des Arbeitsplatzes

6.1. Simulator-Plattform

Grundlage der vorgestellten Simulator-Anwendung bilden zwei Software-Strukturen: Die VRm-Bibliothek und die Plattform-Bibliothek.

VRm-Bibliothek

Die VRm-Bibliothek wurde ursprünglich von der ViPA-Forschergruppe des Lehrstuhls für Informatik V entwickelt. Sie stellt die Grundlage des ophthalmochirurgischen Simulators Eyesi Surgical [VRmb] dar. Seit der Gründung der VRmagic GmbH, die 2001 aus der ViPA-Forschergruppe entstand, wird diese Bibliothek in einer Kooperation zwischen Lehrstuhl und GmbH stetig weiter entwickelt. Die Bibliothek wurde in den Dissertationen von Schill [Sch02] und Wagner [Wag04] vorgestellt und sowohl in der GmbH wie auch in mehreren Dissertationen wie beispielsweise Grimm [Gri05], Jakubik [Jak09] und Weber [Web09] weiterentwickelt. Die Bibliothek besteht vor allem aus C++-Quellcode und ist in mehrere Unterbibliotheken untergliedert, welche vielfältige Algorithmen und Datenstrukturen bereitstellen. Tabelle 6.1 gibt einen Überblick über die wichtigsten verwendeten Unterbibliotheken und ihre Aufgaben.

Bibliothek	Aufgabe
Utils	Grundlegende Funktionen wie Debugausgaben
Math	Klassen für mathematische Strukturen
USB & Hardware	Kameraansteuerung
Calibration	Algorithmen zur Kamerakalibrierung
Imageproc	Algorithmen zur Bildbearbeitung
Tracking	Algorithmen zum Tracken von Markern
Simulation	Algorithmen und Datenstrukturen für Simulationen
Graphics	Algorithmen und Datenstrukturen für Grafikausgaben
Qt	Bereitstellung von auf Qt basierenden Funktionen

Tabelle 6.1.: Überblick über die wichtigsten verwendeten VRm-Bibliotheken

Die VRm-Bibliothek verwendet ihrerseits verschiedenen externe Bibliotheken wie beispielsweise die Qt-Bibliothek [Qt], die OpenGL-Bibliothek [Ope] sowie die Boost-Bibliothek [Boo].

Plattform-Bibliothek

Funktion der Plattform-Bibliothek ist das Bereitstellen eines Frameworks zum Entwickeln von Simulator-Anwendungen. Mit ihrer Hilfe soll das sogenannte „Rapid-Prototyping“, also die schnelle Entwicklung neuer Simulatoren erleichtert werden.

Die Plattform-Bibliothek baut auf der VRm-Bibliothek auf und wurde von Stephan Diederich am Institut für Computergestützte Medizin (ICM) entwickelt, das dem Lehrstuhl für Informatik V angegliedert ist. Fortgesetzt wurde diese Entwicklung von Johannes Grimm und weiteren Mitarbeitern der VRmagic GmbH.

Neben der in dieser Arbeit beschriebenen NeuroSim-Anwendung bauen weitere Projekte des ICMs/Lehrstuhls für Informatik V und der VRmagic GmbH auf der Plattform-Bibliothek auf: Beispielsweise der zurzeit in Entwicklung befindliche MicroSim-Simulator [Sis12] für mikrochirurgische Eingriffe sowie Eyesi Indirect [VRma], ein Simulator für ophthalmologische Untersuchungen.

Die Plattform-Bibliothek ist modular aufgebaut: Dem Kernelement werden alle weiteren Funktionalitäten in Form von dynamischen Bibliotheken hinzugefügt. Das Kernelement stellt Funktionen zum Laden dieser Module zur Verfügung. Die dynamischen Plugins beinhalten Funktionalitäten wie beispielsweise das Verwalten der virtuellen Objekte, die Ausgabe von Grafik, das Ansprechen verschiedener Eingabegeräte wie Maus und Tastatur oder das Aufzeichnen von Benutzereingaben zur späteren Auswertung.

Des Weiteren steht ein Modul zur Verfügung, das die Kommunikation zwischen den einzelnen Plugins ermöglicht. Andere Module können sich bei diesem Eventsystem als Nachrichten-Empfänger („Listener“) und/oder als Nachrichtensender („Provider“) registrieren und somit Nachrichten austauschen.

Um mit Hilfe der Plattform-Bibliothek eine vollständige Simulator-Anwendung zu erstellen, werden deren Module mit weiteren, speziell für die gewünschte Anwendung implementierten Modulen kombiniert. Dazu zählen:

- **Module für Eingabegeräte:** Da einer medizinischen Simulator-Anwendung typischerweise nicht allein Maus und Tastatur, sondern spezielle Geräte als Eingabe dienen, müssen diese von eigenen Modulen angesprochen werden. Diese Module registrieren sich beim Eventsystem als Nachrichtensender, um die von den Eingabegeräten ausgelesenen Daten an die Anwendung weiterzugeben.
- **Modul zum Laden der virtuellen Objekte:** In diesem Modul wird festgelegt, welche virtuellen Objekte der Anwendung zur Verfügung stehen. Jedes Objekt besteht aus einer eigenen Klasse, in welcher der Name des Objekts und seine Position im Szenegraph festgelegt werden. Des Weiteren wird festgelegt, aus welcher Datei die geometrische Beschreibung des Objekts geladen wird und mit welchen Texturen es versehen ist.
- **Translator-Modul:** Dieses Modul dient als zusätzliche Abstraktionsebene zwischen den Eingabegeräten und den virtuellen Objekten. Die Module der Eingabegeräte beschränken sich auf das Auslesen der Daten und verschicken diese über Nachrichten. Erst durch das Translator-Modul, welches diese Nachrichten empfängt, wird ein Eingabegerät mit einem virtuellen Objekt verknüpft. Dadurch können die Module der Eingabegeräte allgemeingültig gehalten werden und für verschiedene Simulatoren wiederverwendet werden.

- **Trainingsmodule:** In diesen Modulen werden die eigentlichen Trainingsaufgaben des Simulators festgelegt. Jedes Modul bestimmt, welche virtuellen Objekte für die konkrete Aufgabe benötigt werden und wie diese miteinander interagieren. Jedes Trainingsmodul kann in mehrere Level unterteilt werden.

Ein sogenanntes Application-Modul, welches Bestandteil der Plattform-Bibliothek ist, wird von der `main()`-Funktion der Simulator-Anwendung initialisiert und gestartet. Dieses Modul kümmert sich um das Laden der einzelnen Module sowie um deren kontinuierliche Abarbeitung in einer Schleife.

6.2. Die Module der NeuroSim-Anwendung

Die folgenden Module wurden im Rahmen dieser Arbeit entwickelt. Sie spiegeln die beiden vorangegangenen Kapitel über das Tracken der Instrumente und die Integration des Operationsmikroskops sowie die im nächsten Kapitel beschriebenen Trainingsmodule wider.

Modul zum Tracken der Instrumente

Dieses Modul erkennt zunächst, ob die in das Patientenphantom integrierte Multi-sensor-Kamera und die inertielle Sensoreinheit mit dem Simulations-Computer verbunden sind. Dies geschieht über die in den USB-Deskriptoren enthaltene Hersteller-ID sowie die Seriennummer. Sind Kamera und Sensoreinheit vorhanden, so werden diese initialisiert. Das Modul registriert sich beim Eventsystem als Nachrichtensender und initialisiert einen Kalman-Filter, der die Trackingdaten stabilisiert.

Anschließend werden die Kamera und die Sensoreinheit jeweils in einem eigenständigen Thread gestartet. Dadurch können sowohl die Bildaufnahme des optischen Trackings als auch das Abfragen der Sensorwerte unabhängig von der Framerate der Simulator-Anwendung erfolgen.

Modul zum Tracken des Mikroskops

Analog zum Modul des Instrumenten-Trackings wird die am Mikroskop-Kopf befestigte Multisensor-Kamera initialisiert, sofern sie mit dem Simulations-Computer verbunden ist. Das Modul registriert sich ebenfalls als Nachrichtensender beim Eventsystem und initialisiert einen Kalman-Filter.

Anschließend wird die Kamera in einem eigenständigen Thread gestartet, die von den Algorithmen bestimmte Position und Orientierung werden einmal pro Simulatorzeitschritt als Nachricht versendet.

Modul zum Auslesen der Statusinformationen per CAN-Bus

Ähnlich wie im vorangegangenen Modul wird zunächst überprüft ob der CANUSB-Adapter angeschlossen ist. Wenn dies der Fall ist, so wird der Typ des an das Mikroskop angeschlossenen Mikroskopkopfs ausgelesen und die Korrekturfaktoren für die Motorpositionen des optischen Systems entsprechend gesetzt. Das Modul registriert sich beim Eventsystem als Nachrichtensender.

Das Auslesen der Statusinformationen findet diese Mal in einem eigenen Thread statt: anders als beim Tracken des Mikroskops oder der Instrumente sind die ausgelesenen Motorpositionen nicht verrauscht und müssen dementsprechend nicht gefiltert werden. Daher werden die Daten genau einmal pro Iterationsschritt der Simulator-Anwendung ausgelesen, die Werte des Zooms und des Fokus werden bestimmt und per Nachricht versendet.

Modul der virtuellen Objekte

Dieses Modul beinhaltet die Klassen der virtuellen Objekte. Es legt für jedes Objekt fest, an welcher Position im Szenegraph es sich befindet und aus welcher Datei die grafische Repräsentation des Objekts geladen wird. Folgende Auflistung nennt die wichtigsten Objekte der NeuroSim-Anwendung:

- NeuroPatient: Das virtuelle Modell des Patientenphantoms.
- NeuroBrain: Der durch die Schädelöffnung zu sehende Teil des Gehirns.
- NeuroBipolarForceps: Die bipolare Koagulationsspinzette.
- NeuroClipApplier: Die Anlegezange zum Setzen eines Aneurysmen-Clips.
- NeuroInstrument: Die rotations-symmetrische Instrumentnachbildung.
- NeuroClip: Der Aneurysmen-Clip.
- NeuroAneurysm: Das Aneurysma.

Abbildung 6.2 zeigt die virtuelle Nachbildung des Patientenphantoms mit dem Gehirnmodell und Operationstüchern. Die Abbildungen 6.3 (a) bis (d) zeigen Modelle der Instrumente und des Aneurysmen-Clips.

Abbildung 6.4 zeigt den Aufbau des Szenegraphs. Die OpenGL-Kamera stellt den Wurzelknoten des Graphen dar. Sie entspricht dem optischen System des Operationmikroskops, verändert ihre Position jedoch nicht, wenn das Mikroskop bewegt wird. Stattdessen wird das virtuelle Modell des Patientenphantoms invers transformiert, abhängig von den Ergebnissen des Mikroskop-Trackings. Die weiteren virtuellen Objekte, wie beispielsweise das modellierte Gehirn, stellen Unterknoten des Patientenphantoms dar. Sie besitzen eine konstante Transformation relativ zum Patientenkopf und bewegen sich dadurch automatisch mit, wenn dieser bewegt wird. Das in Kapitel 4 beschriebene Tracking der Instrumente hat seinen

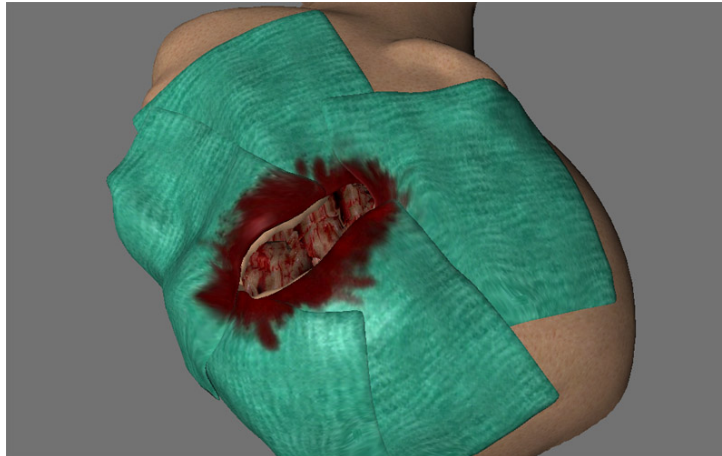


Abbildung 6.2.: Modell des Patientenkopfes mit Kraniotomie und Gehirn

Koordinatenursprung im Patienten. Es bestimmt die Position und Orientierung der Instrumente relativ zum Patienten und ist somit unabhängig von dessen Bewegungen.

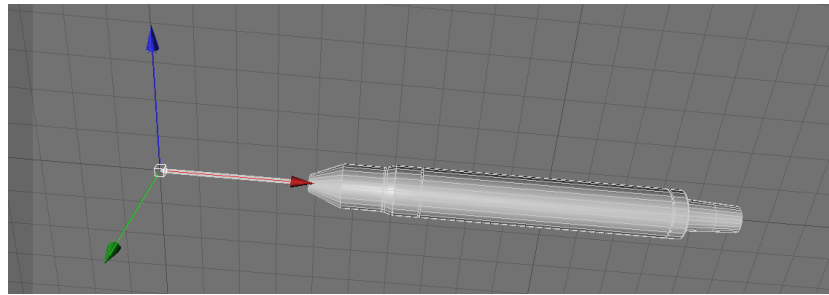
Alternativ wäre es auch möglich gewesen, den virtuellen Patienten als festes Wurzelobjekt im Ursprung anzusiedeln und die virtuelle Kamera, die dem Linsensystem des Mikroskops entspricht, abhängig von den Tracking-Ergebnissen des Mikroskop-Trackings zu versetzen. Im Gegensatz dazu benötigt die in dieser Arbeit implementierte Lösung keine Funktionalitäten um die Position und Orientierung der virtuellen Kameras dynamisch anzupassen.

Translator-Manager

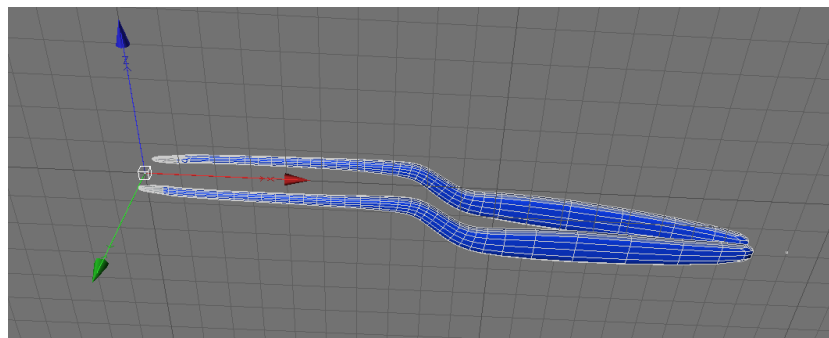
Der Translator-Manager registriert sich als Nachrichtenempfänger beim Eventsystem und setzt die Positionen der virtuellen Objekte entsprechend der von den Eingabegeräten ausgesendeten Nachrichten. Abbildung 6.5 zeigt, wie die Ergebnisse des Instrumenten- und des Mikroskop-Trackings sowie die vom CAN-Bus ausgelesenen Fokus- und Zoom-Werte auf die Modelle im Szenegraph angewendet werden.

Trainingsmodule

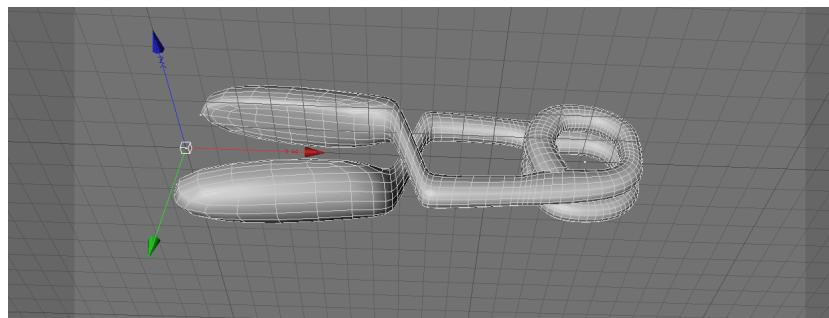
Neben den beschriebenen Modulen zum Anbinden des Mikroskops und des Trackings der Instrumente beinhalten die entwickelten Trainingsmodule die vom Anwender auszuführenden Aufgaben. Die Trainingsmodule legen in `prepare()`-Funktionen fest, welche virtuellen Objekte geladen werden sollen und aktivieren diese in `start()`-Funktionen. Des Weiteren initialisieren sie die Simulations-Meshes und -Algorithmen. In einer von der Plattform regelmäßig aufgerufenen `process()`-Funktion findet



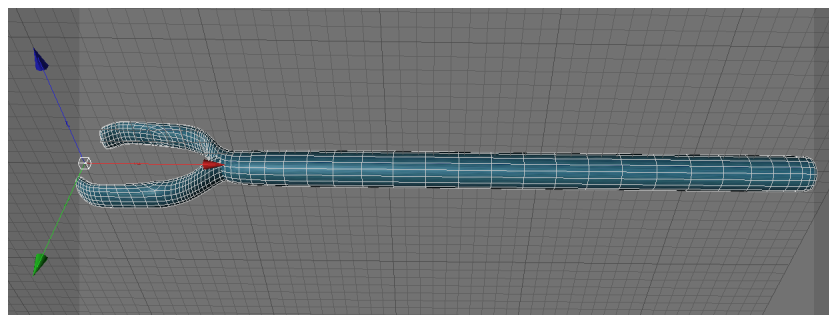
(a) Modell der rotations-symmetrischen Instrumentnachbildung



(b) Modell der bipolaren Koagulationspinzette



(c) Modell des Aneurysmen-Clips



(d) Modell der Anlegezange

Abbildung 6.3.: Modelle der Instrumente in Cinema4D

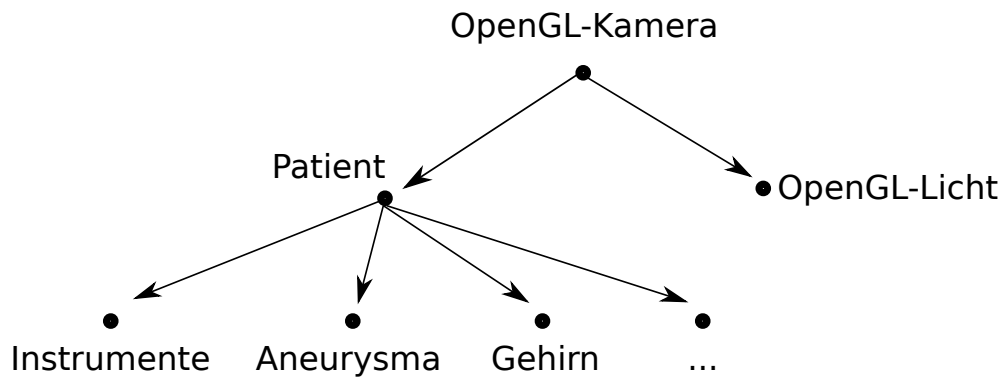


Abbildung 6.4.: Aufbau des Szenegraphs

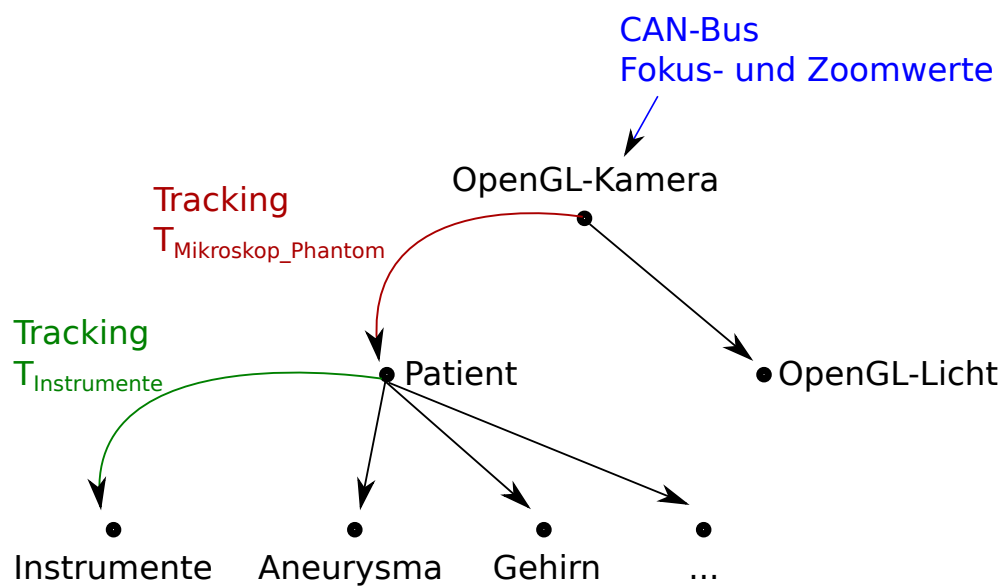


Abbildung 6.5.: Die Einwirkungen des Translator-Managers auf die Objekte des Szenegraphs

die Simulation der Objekte statt. In `stop()`-Funktionen werden die aufgezeichneten Werte wie zum Beispiel die zeitliche Dauer oder die von den Instrumenten zurückgelegten Wegstrecken ausgegeben.

Die verwendeten Simulations-Algorithmen der VRm-Bibliothek basieren auf einem Feder-Masse-Ansatz, der von Teschner et al. [TH04] eingeführt wurde. Das Mesh der zu simulierenden Objekte ist aus Tetraedern aufgebaut. Um Kollisionen zwischen den Instrumenten und dem Simulations-Mesh zu erkennen, werden Bounding-Boxen und Bounding-Kugeln eingesetzt. Mit deren Hilfe können in einer sogenannten „Broad-Phase“ an der Kollision beteiligte Oberflächen-Dreiecke selektiert werden, die dann in einer „Narrow-Phase“ auf konkrete Massepunkte verfeinert werden [GDO00]. Mit Hilfe von „Penalty-Forces“, also „regulierenden“ Kräften auf die entsprechenden Massepunkte werden diese Kollisionen aufgelöst [TPB87]. Eine ausführliche Beschreibung der Simulations-Algorithmen der VRm-Bibliothek findet sich in den Dissertationen von Wagner [Wag04] und Grimm [Gri05].

Für die rigiden, nicht-deformierbaren Objekte wie beispielsweise die in den abstrakten Trainingsmodulen verwendeten Kugeln, wurde eine einfache Simulation implementiert, die Kollisionen zwischen Kugeln und Instrumenten auflöst, indem sie die Kugeln verschiebt.

Tabelle 6.2 gibt einen Überblick über die im Rahmen dieser Arbeit implementierten Module.

Modul	Aufgabe
AbstractMicroscope	Abstraktes Trainingsmodul, siehe Kapitel 7
AbstractMovingSpheres	Abstraktes Trainingsmodul, siehe Kapitel 7
AbstractBipolarSpheres	Abstraktes Trainingsmodul, siehe Kapitel 7
AbstractAntiTremor	Abstraktes Trainingsmodul, siehe Kapitel 7
Aneurysm	Medizinisches Trainingsmodul, siehe Kapitel 7
Instrument-Tracking	Instrumenten-Tracking, siehe Kapitel 4
Microscope-Tracking	Mikroskop-Tracking, siehe Kapitel 5
CanDongle	Anbindung des CANUSB-Dongles, siehe Kapitel 5
SharedObjects	Beschreibung der virtuellen Objekte
Translator	Abstraktionsschicht zwischen Eingabe-Geräten und virtuellen Objekten

Tabelle 6.2.: Überblick über die implementierten Trainingsmodule

6.3. Modellierung der virtuellen Objekte

Um die virtuellen Objekte mit OpenGL anzeigen zu können, müssen diese in Polygon-Form vorliegen. Mit Ausnahme von einfachen geometrischen Strukturen,

wie beispielsweise Kugelobjekten, wurden die Modelle mit Cinema4D der MAXON Computer GmbH [MAX] erstellt und bearbeitet. Dieses Programm bietet eine Vielzahl an Möglichkeiten und Hilfsmitteln, um dreidimensionale Objekte zu bearbeiten. Es stellt ebenfalls eine Umgebung zur Verfügung, mit der die Objekte texturiert werden können. Mit Hilfe eines Cinema4D-Plugins der VRmagic GmbH können die so erzeugten Objekte in ein XML-Format (Extensible Markup Language) exportiert werden, das über Algorithmen der VRm-Bibliothek eingelesen werden kann.

Patientenphantom

Das Patientenphantom wurde aus einem Kunststoffkopf (Dekoartikel) angefertigt. Es wurde mit einem 3D-Laserscanner der DAVID Vision Systems GmbH [DAV] eingescannt, siehe Abbildung 6.6(a).

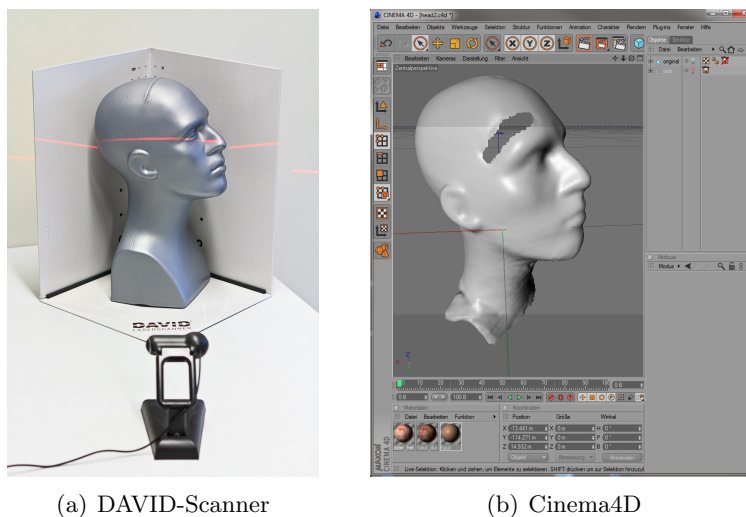


Abbildung 6.6.: Patientenphantom beim Scan und in der Nachbearbeitung

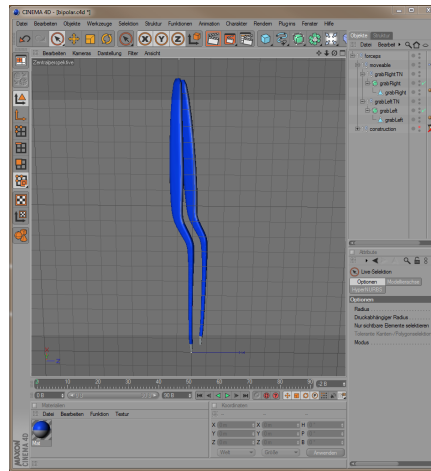
Wie Abbildung 6.6(b) zu entnehmen ist, dient dieser Scan lediglich als Grundlage für die weitere Bearbeitung in Cinema4d. So musste beispielsweise die Schädelloffnung feiner modelliert werden, da diese vom 3D-Scanner nicht ausreichend gut abgebildet wurde. Des Weiteren wurde die Auflösung des Polygon-Gitters an gleichförmigen Stellen deutlich erniedrigt um die Polygon-Anzahl im Simulator so gering wie möglich zu halten. In weiteren Schritten wurde das Model mit Texturen und Bump-Maps versehen, um den Realitätsgrad zu erhöhen. Das Ergebnis ist in Abbildung 6.2 zu sehen.

Instrumente

Die Instrumente wurden in Cinema4D aus einfachen geometrischen Strukturen wie Quadern oder Zylindern zusammengesetzt. Mit Hilfe sogenannter HyperNurbs, einer Objekteigenschaft in Cinema4D, lassen sich geometrische Objekte fließend verbinden und deren Kantenübergänge abrunden. Dadurch kann mit relativ geringem Aufwand ein komplexes Modell generiert werden. In Cinema4D werden die lokalen Koordinatensysteme festgelegt, um die die beiden Schenkel der Pinzette beim Öffnen und Schließen rotieren.



(a) Originalinstrument



(b) Instrument in Cinema4D

Abbildung 6.7.: Reale bipolare Koagulationspinzette und ihre Nachbildung in Cinema4D

Zusätzlich zu den eigentlichen Strukturen des Instruments können in Cinema4D auch Objekte angelegt werden, die später nicht angezeigt werden. So ist es möglich, die Bounding-Boxen, die für die Kollisionserkennung zwischen Instrument und Simulations-Mesh wichtig sind, grafisch an die Instrumentmodelle anzupassen. Diese werden beim Exportieren des Objekts ebenfalls in die später vom Simulator eingelesene Datei geschrieben. Beim Starten eines Trainingsmoduls werden sie als Bounding-Boxen der VRm-Bibliothek eingelesen.

Aneurysma

Um das Aneurysma mit Hilfe der VRm-Simulations-Algorithmen simulieren zu können, muss seine Geometrie gewisse Voraussetzungen erfüllen. So führen zu spitze Tetraeder im Modell zu einer instabilen Simulation. Besteht das Modell aus zu

vielen Tetraedern erhöht sich die Laufzeit der Algorithmen was die Echtzeitfähigkeit der Berechnung verhindern kann. Es ist nicht möglich, diese Modelle mit Cinema4D grafisch zu erstellen, da die Form der Tetraeder dabei nicht garantiert werden kann. Stattdessen wurde das Modell des Aneurysmas analytisch modelliert. Seine Wand besteht aus Tetraedern, deren Positionen über eine polynomiale Funktion berechnet wurden. Dies führt zu der typischen ballonförmigen Struktur des Aneurysmas, siehe Abbildung 6.8.

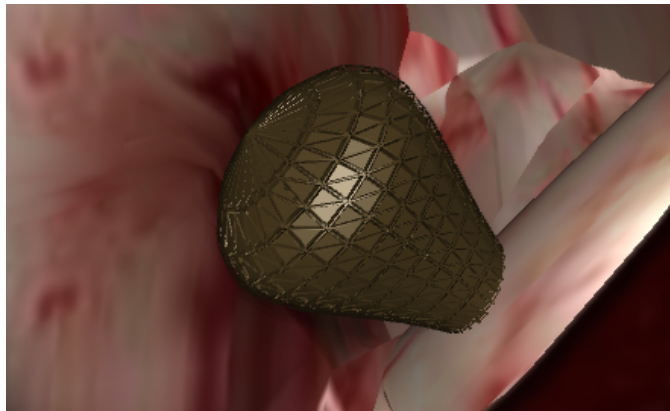


Abbildung 6.8.: Das Modell des Aneurysmas

6.4. Diskussion

Durch die VRm- sowie die Plattform-Bibliothek konnte die NeuroSim-Anwendung auf existierenden Strukturen aufbauen. Viele grundlegende Algorithmen und Datenstrukturen konnten dadurch wiederverwendet werden. Die im Rahmen dieser Arbeit neu entwickelten Algorithmen und Module wurden wiederum in diese Bibliotheken integriert; so stehen auch sie zukünftigen Projekten zur Verfügung. Das modulare Konzept der Plattform-Bibliothek macht eine einfache Erweiterung der Simulator-Anwendung möglich. Sowohl weitere Ein- und Ausgabegeräte wie auch neue Trainingsmodule können in Form von Plugins in die Anwendung integriert werden. Die NeuroSim-Anwendung läuft in Echtzeit auf einem handelsüblichen PC, abgesehen von den Ein- und Ausgabegeräten wird keine Spezialhardware benötigt. Weitere virtuelle Instrumente oder Patientenköpfe können mit Hilfe von Cinema4D entworfen und in die Anwendung aufgenommen werden.

Kapitel 7

Trainingsmodule

Im Folgenden werden die implementierten Trainingsmodule vorgestellt. Diese unterteilen sich in Module mit abstrakten Aufgaben und in das medizinische Modul zum Clippen eines Aneurysmas. Jedes Modul verfügt über mehrere Level mit unterschiedlichen Schwierigkeitsgraden.

Nach dem Starten der NeuroSim-Anwendung kann über die Tastenkombination „m + {Ziffer}“ ein Trainingsmodul ausgewählt werden. Innerhalb eines Moduls kann über „l + {Ziffer}“ das Level gewechselt werden. Sowohl Trainingsmodule als auch Level können zu jeder Zeit gewechselt und erneut gestartet werden. „Esc“ beendet die Anwendung.

Abbildung 7.1 zeigt eine Übersicht über die verfügbaren Trainingsmodule mit ihren Leveln, wie sie von der Anwendung bei der Auswahl in einem Terminal angezeigt werden.

```
=====
--- AVAILABLE TRAININGMODULES ---
=====
```

#	name	ID	status
0	opt standard idle module	-1	idle
	0> URmagic Logo	0	active
1	[NeuroSim[abstract] microscope training	111000	develop
	0> level 0	111001	develop
	1> level 1	111002	develop
	2> level 2	111003	develop
2	[NeuroSim[abstract] moving spheres	222000	develop
	0> level 0	222001	develop
	1> level 1	222002	develop
	2> level 2	222003	develop
3	[NeuroSim[abstract] bipolar spheres	333000	develop
	0> level 0	333001	develop
	1> level 1	333002	develop
	2> level 2	333003	develop
4	[NeuroSim[abstract] anti-trenor	444000	develop
	0> level 0	444001	develop
	1> level 1	444002	develop
	2> level 2	444003	develop
5	[NeuroSim[medical] aneurysm	666000	develop
	0> level 0	666001	develop

Abbildung 7.1.: Ausgabe der verfügbaren Trainingsmodule und ihrer Level

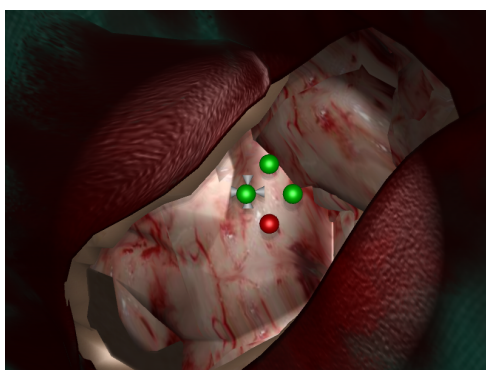
7.1. Abstrakte Trainingsmodule

Bevor Chirurgen medizinische Prozeduren trainieren, sollten sie über gewisse grundlegende Fertigkeiten verfügen. Dazu zählen im Falle der intrakraniellen Neurochirurgie die Bedienung und Positionierung des Mikroskops, die Orientierung beim Betrachten des Operationsgebiets durch das Mikroskop sowie die Handhabung der chirurgischen Instrumente. Diese Fertigkeiten können durch einfache Aufgaben trainiert werden, die keinen medizinischen Hintergrund haben.

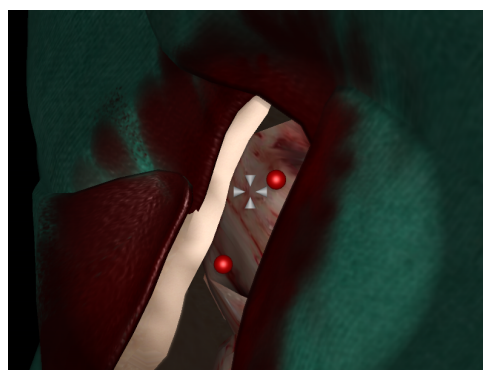
Jedes Trainingsmodul besitzt verschiedene Parameter, über die die verschiedenen Schwierigkeitsgrade der unterschiedlichen Level angepasst werden können. Ebenso existieren je nach Modul unterschiedliche Kriterien, anhand derer die durchgeführten Aufgaben bewertet werden können.

Positionierung des Mikroskops

Im ersten Trainingsmodul wird die Bedienung des Operationsmikroskops trainiert. Instrumente sind dabei nicht beteiligt. Grundlage des Trainings bilden Kugeln, die sich durch die korrekte Positionierung des Mikroskopkopfes bei gleichzeitigem Auslösen eines Fußschalters verfärben. In einem definierten Abstand vor der virtuellen Kamera befindet sich im Sehstrahl des Mikroskops ein dreidimensionales Fadenkreuz. Dieses muss durch eine Veränderung der Positionierung der Mikroskops so platziert werden, dass sich die Kugel innerhalb des Fadenkreuzes zentriert befindet. Ist dies der Fall und stimmt auch ihr Abstand zum Mikroskop mit dem des Fadenkreuzes überein, so ist der Fußschalter zu betätigen. Eine farbliche Änderung der Kugel von rot auf grün zeigt an, dass das Mikroskop beim Betätigen des Fußschalters korrekt positioniert war.



(a) Während des Trainings



(b) Veränderter Einblickwinkel

Abbildung 7.2.: Trainingsmodul zum Erlernen der Mikroskop-Bedienung

In den einfacheren Leveln befinden sich die Kugeln gut sichtbar und mittig im Operationsgebiet. In den höheren Leveln sind die Kugeln so im Operationsgebiet verteilt, dass das Mikroskop bewegt werden muss, um sie zu lokalisieren. Neben der Positionierung des Mikroskops wird dabei die Bedienung der Fokus- und Zoom-Einstellungen geübt. Ein Level ist dabei so ausgelegt, dass das Mikroskop nicht manuell verstellt werden muss, sondern allein über die motorisierte Feinpositionierung des Mikroskops auf die Kugeln ausgerichtet werden kann. Diese Steuerung ist über die Joysticks an den Pistolengriffen durchführbar. Je nach Level beziehungsweise gewünschtem Schwierigkeitsgrad kann die Größe der Kugeln verändert werden.

Abbildung 7.2(a) zeigt ein Level, in dem die Kugeln mittig platziert wurden; drei der vier Kugeln wurden bereits bearbeitet. Abbildung 7.2(b) illustriert, wie ein deutliches Umpositionieren des Mikroskops notwendig war, um die platzierten Kugeln zu lokalisieren.

Als ein Qualitätskriterium dient die Zeit, die der Anwender benötigt, um alle Kugeln zu bearbeiten. Diese wird von der Anwendung gemessen und nach Beendigung des jeweiligen Levels ausgegeben. Aufgezeichnet werden ebenfalls die zurückgelegte Wegstrecke des Mikroskops, die Anzahl der Umpositionierungen sowie die Betätigungen des Fußschalters.

Handhabung eines Instruments

Im Rahmen dieses Trainingsmoduls wird die Handhabung eines Instrumentes bei indirekter Betrachtung durch das Mikroskop trainiert. Dazu muss die Spitze des Instruments innerhalb kleiner Kugeln, welche im Operationsgebiet verteilt sind, positioniert werden. Das virtuelle Instrument entspricht dabei dem physikalischen Modell der rotations-symmetrischen Instrumentnachbildung, es handelt sich also nicht um ein medizinisches Instrument. Ist die Spitze des Instruments innerhalb der Kugel positioniert, so verändert sich deren Farbe schrittweise von rot über gelb auf grün. Erst wenn die Farbe vollständig von rot auf grün gewechselt hat, ist das Ziel für diese Kugel erfüllt. Verlässt die Instrumentenspitze die Kugel bevor sie ihre Farbe vollständig verändert hat, so wechselt die Farbe zurück auf rot und die Aufgabe für diese Kugel beginnt von neuem.

Je nach Level variieren die Positionen und Radien der Kugeln wie auch die erforderliche Zeit während der sich die Instrumentenspitze in der Kugel befinden muss. In einfachen Leveln ist das Bewegen des Mikroskopkopfes oder das Anpassen der Fokuseinstellung nicht notwendig. In den höheren Leveln muss das Mikroskop mehrfach neu positioniert werden, so dass alle Kugeln gesehen und erreicht werden können; Schärfe und Vergrößerung müssen entsprechend angepasst werden.

Durch eine optionale Erweiterung kann die Aufgabe erschwert werden: Dabei muss die Instrumentenspitze orthogonal zur Kugeloberfläche beziehungsweise innerhalb einer definierten Abweichung vom 90° -Winkel in die Kugel eindringen. Gelingt dies nicht, so verschiebt das Instrument die Kugel anstatt in sie einzudringen. Um

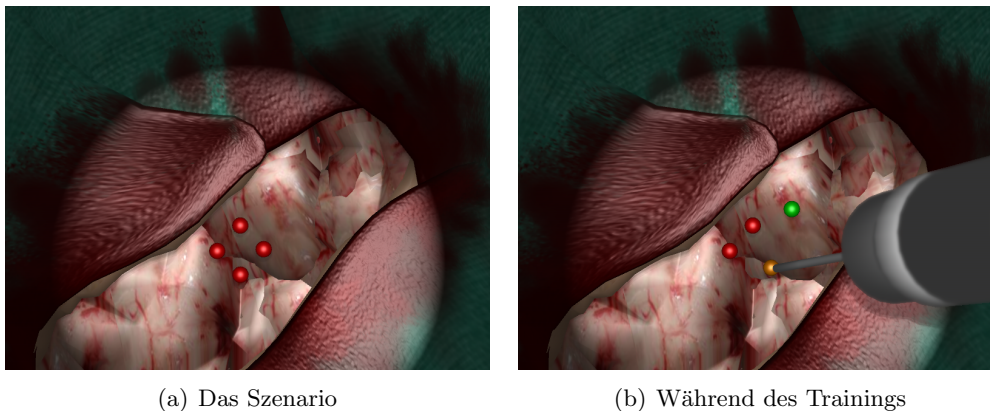


Abbildung 7.3.: Trainingsmodul zum Trainieren der Instrumentenhandhabung

die Schwierigkeit anzuheben kann die erlaubte Abweichung, die eingehalten werden muss, damit das Instrument in die Kugel eindringt, variiert werden.

Abbildung 7.3 zeigt das Modul während des Trainings: Abbildung 7.3(a) stellt das Startscenario eines einfachen Levels dar, Abbildung 7.3(b) zeigt wie eine der Kugeln bereits bearbeitet wurde, ihre Position jedoch nicht mehr der Startposition entspricht, da sie als Folge einer zu großen Abweichung beim Eindringen der Instrumentenspitze verschoben wurde.

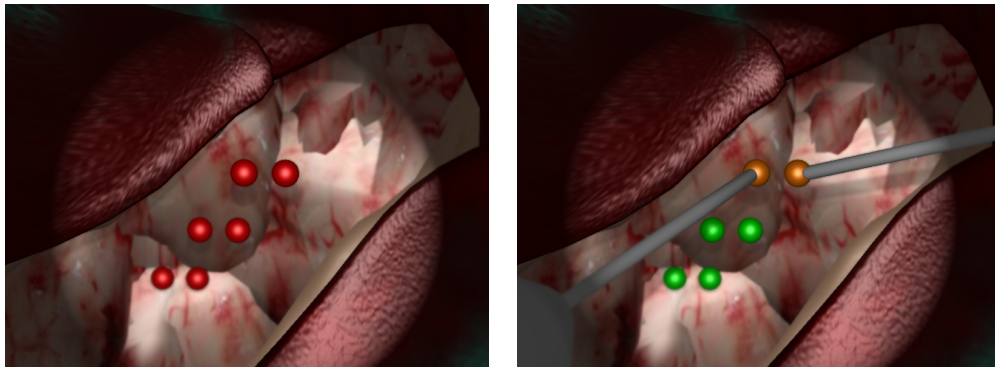
Für eine Auswertung der vom Anwender erbrachten Leistung werden die benötigte Zeit, die von der Instrumentenspitze zurückgelegte Wegstrecke sowie die Anzahl der Positionsvorgänge des Mikroskops ausgegeben. Bei Levels, in denen die Kugel senkrecht getroffen werden muss, kann die Abweichung der Kugeln von ihren Startpositionen als zusätzliches Kriterium betrachtet werden.

Bimanuelles Training

Die Aufgabenstellung dieses Trainingsmoduls ähnelt der des vorangegangenen Moduls: Wieder müssen Kugeln durch die richtige Positionierung der Instrumentenspitze umgefärbt werden. Diesmal sind die Kugeln jedoch paarweise vorhanden und müssen von zwei Instrumenten gleichzeitig bearbeitet werden. Dazu werden die beiden Instrumentennachbildungen verwendet.

In diesem Trainingsmodul gelten alle im letzten Modul erwähnten Parameter, die zur Veränderung des Schwierigkeitsgrads angepasst werden können. Eine zusätzliche Variation kann durch die relative Position der paarweise zusammengehörenden Kugeln erreicht werden: Wird der Abstand der Kugeln zueinander vergrößert, so fokussiert sich die Aufmerksamkeit des Anwenders auf ein größeres Arbeitsvolumen.

Abbildung 7.4(a) zeigt den Startzustand eines Levels. In Abbildung 7.4(b) sind die während des Trainings benutzten Instrumente zu sehen.



(a) Das Szenario

(b) Während des Trainings

Abbildung 7.4.: Traininigsmodul zum bimanuellen Trainieren

Auch dieses Modul erhält einen höheren Schwierigkeitsgrad, wenn die beiden Kugeln jeweils senkrecht von den Instrumentspitzen getroffen werden müssen. Die Kriterien zur Auswertung der vom Anwender gezeigten Leistung entsprechen denen des letzten Trainingsmoduls.

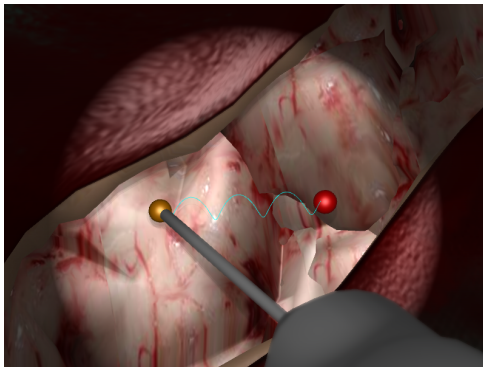
Anti-Tremor-Training

Mit dem Anti-Tremor-Training soll eine ruhige Hand trainiert werden, welche bei neurochirurgischen Operationen unerlässlich ist. Gleichzeitig trainiert das Modul die Feinmotorik sowie das korrekte Führen der Instrumente. Dazu muss die Instrumentenspitze in eine Kugel eingeführt und mit dieser entlang einer vorgegebenen Trajektorie bewegt werden. Die Kugel kann die Trajektorie dabei nicht verlassen. Sie bewegt sich jedoch nur, solange die Instrumentenspitze innerhalb eines definierten Abstands vom Kugelmittelpunkt positioniert ist. Die korrekte Positionierung der Instrumentenspitze wird farblich dargestellt.

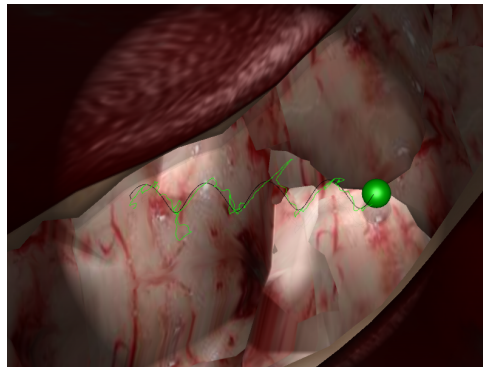
Die vorgegebene Trajektorie kann je nach Level und gewünschtem Schwierigkeitsgrad variiert werden. Implementiert wurden drei Trajektorien mit einem linearen, einem sinus- sowie einem schraubenförmigen Verlauf. Variationen der Schwierigkeitsgrade können erneut durch den einzuhaltenden Abstand zum Kugelmittelpunkt definiert werden.

Abbildung 7.5 zeigt zwei Illustrationen des Trainingsmoduls: die linke Kugel muss entlang der schraubenförmigen Trajektorie nach rechts geführt werden. Das Ziel der Trajektorie ist durch eine rote Kugel markiert, die sich bei Erreichen grün färbt.

Um das Anti-Tremor-Training bimanuell zu gestalten, ist es möglich, dass ein zweites Instrument innerhalb einer weiteren Kugel platziert werden muss. Wie bei der ersten Kugel wird dem Anwender über die Farbe signalisiert, ob das zweite Instrument korrekt platziert ist. Die Kugel an der Trajektorie bewegt sich in diesem



(a) Während des Trainings



(b) Anzeige des tatsächlich zurückgelegten Wegs nach Beendigung des Levels

Abbildung 7.5.: Anti-Tremor-Trainingsmodul

Fall nur, wenn beide Instrumente innerhalb der beiden Kugeln korrekt positioniert sind.

Als Qualitätskriterium der erbrachten Leistung kann erneut die benötigte Zeit ausgegeben werden. Zusätzlich kann die tatsächlich zurückgelegte Wegstrecke der Instrumentspitze angezeigt werden (siehe Abbildung 7.5(b)); auch kann ihre Länge ausgegeben und mit der optimalen Länge der Trajektorie verglichen werden.

7.2. Modul zum Clippen eines Aneurysmas

Im Gegensatz zu den vorhergehenden abstrakten Modulen orientiert sich dieses Modul an der realen Prozedur des Aneurysmen-Clippings. Eine Herausforderung entsteht durch die Lage des Aneurysmas. Dieses ist typischerweise verhältnismäßig tief innerhalb des Schädels gelegen. Um verschiedene Schwierigkeitsstufen zu ermöglichen, lassen sich Position, Lage und Größe des Aneurysmas verändern. Das Aneurysma ist simuliert (vergleiche Kapitel 6). Es reagiert somit auf die Berührung durch die Instrumente und kann deformiert werden. Das untere Ende des Aneurysmenhalses ist fest an das Muttergefäß gebunden, aus dem es entstanden ist. Abbildung 7.7 zeigt das virtuelle Aneurysma.

Mit der Anlegezange wird der Clip an den Hals des Aneurysmas gesetzt. Häufig kommt ein weiteres Instrument wie beispielsweise ein Dissektor zum Einsatz. Mit diesem kann umliegendes Gewebe oder auch das Aneurysma selbst deformiert oder zur Seite geschoben werden, um eine bessere Platzierung des Clips zu ermöglichen. Abbildung 7.8 zeigt beide Instrumente in der virtuellen Szene. Das mit der linken Hand geführte Instrument schiebt dabei das obere Ende des Aneurysmas zur Seite, damit der Clip besser am Hals platziert werden kann.

Wird die Anlegezange geöffnet, so schließt sich der Aneurysmen-Clip. Befindet sich dabei Gewebe des Aneurysmas innerhalb der Klammern des Clips, so wird

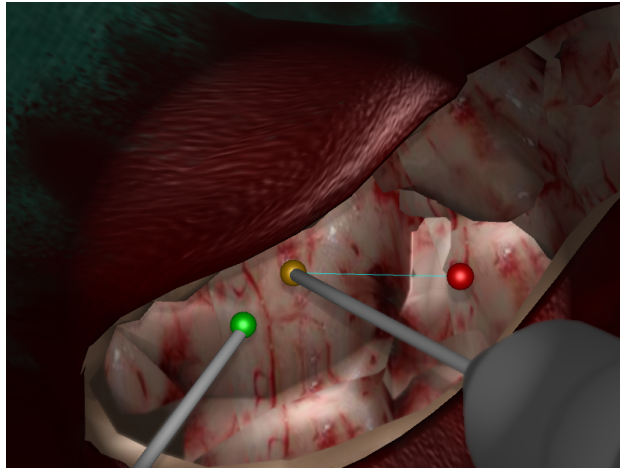


Abbildung 7.6.: Bimanuelles Anti-Tremor-Training

dieses zusammendrückt, der Clip greift das Aneurysma und behält seine Position bei. Der Clip kann jederzeit erneut gegriffen und umpositioniert werden. Wird die Anlegezange geöffnet, ohne dass der Clip das Aneurysma greift, so fällt der Clip in die Tiefe. Abbildung 7.9 zeigt das fertig geclippte Aneurysma in der Simulations-Anwendung sowie in einer realen Operation.

Die bei den abstrakten Modulen angewandten objektiven Qualitätskriterien sind bei diesem medizinischen Trainingsmodul von geringerer Relevanz. Im Mittelpunkt steht das Ergebnis, weniger die benötigte Zeit oder der vom Instrument zurückgelegte Weg. Dennoch kann eine Aussage über die Qualität des Eingriffs getroffen werden, indem beispielsweise die vom Instrument oder vom Clip auf das Aneurysma ausgeübten Kräfte aufgezeichnet und ausgegeben werden.

7.3. Diskussion

Mit Hilfe der abstrakten Trainingsmodule können grundlegende Fertigkeiten wie die Bedienung des Mikroskops, das präzise Führen der Instrumente und das indirekte Arbeiten ohne direkte Sicht auf die eigenen Hände trainiert werden. Alle Trainingsmodule sind über verschiedene Parameter hinsichtlich ihrer Schwierigkeitsgrade einstellbar. Unterschiedliche Kriterien wie die benötigte Zeit oder die zurückgelegte Wegstrecke des Instruments können aufgezeichnet und nach Beendigung der Trainingseinheit ausgegeben werden. In zukünftigen Entwicklungen und Evaluationen des Systems können diese als objektive Bewertungskriterien dienen, um die Leistungen mehrerer Anwender miteinander vergleichen zu können.

Mit dem Clippen des Aneurysmas wurde ein erstes Trainingsmodul mit medizinischem Hintergrund in den Simulator integriert. Der wachsende Trainingsbedarf für diesen Eingriff wurde in den medizinischen Grundlagen (Kapitel 2) dargelegt. Der Vergleich in Abbildung 7.9 zeigt, dass die simulierte Szene vor allem

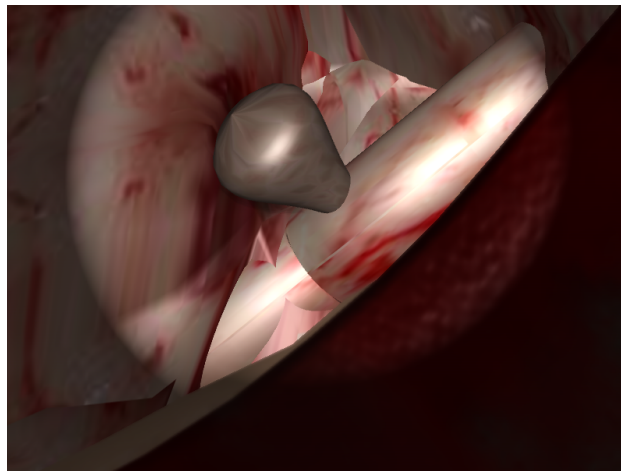


Abbildung 7.7.: Das zu clippende Aneurysma

in Hinblick auf die Grafik in weiteren Entwicklungen zu verbessern ist. Weitere Verbesserungsmöglichkeiten liegen in der Simulation von Blutungen und der Simulation einer Aneurysmen-Ruptur. Auch die Interaktionsmöglichkeiten mit dem umliegenden Gewebe sind zu erweitern. Dennoch legt dieses erste Trainingsmodul mit medizinischem Hintergrund einen Grundstein für die weitere Entwicklung des Simulators.

Sowohl die abstrakten wie auch das medizinische Modul wurden von Ärzten der Neurochirurgischen Klinik Mannheim der Universität Heidelberg als sinnvolle Trainingsmöglichkeit eingestuft. Weitere Evaluationen sind notwendig, um den praktischen Nutzen des Simulators zu bestätigen und weitere Verbesserungsmöglichkeiten aufzuzeigen

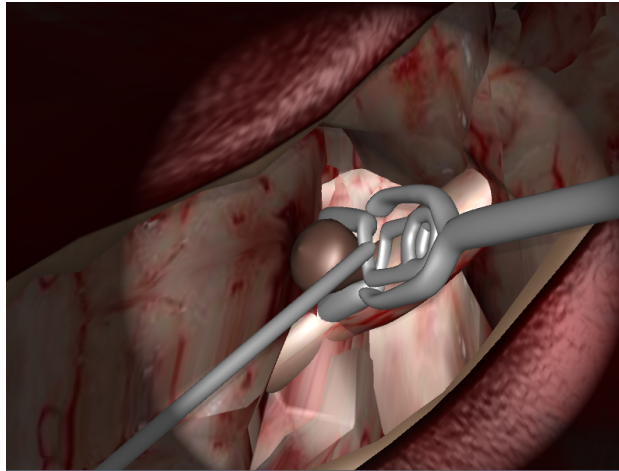
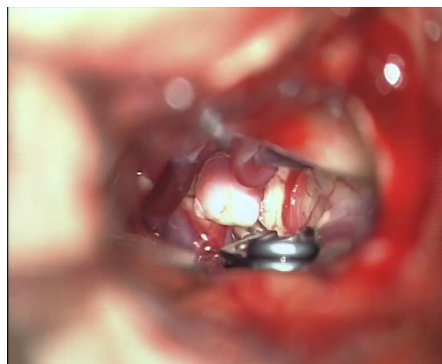
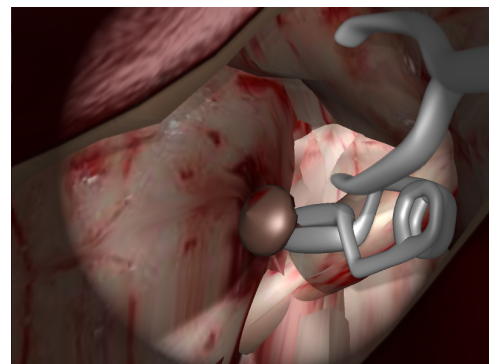


Abbildung 7.8.: Anlegezange mit Clip und zweitem Instrument



(a) Bild einer realen Operation



(b) Screenshot aus der NeuroSim-Anwendung

Abbildung 7.9.: Geclipptes Aneurysma in einer realen Operation und im Simulator

Kapitel 8

Schlussfolgerungen und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurde ein neurochirurgischer Trainingssimulator für intrakranielle Eingriffe vorgestellt. Die Vorteile eines solchen auf virtueller Realität basierenden Simulators gegenüber vorhandenen Trainingsmethoden wurden dargelegt. Der Schwerpunkt der Entwicklung lag auf der Schnittstelle zwischen Anwender und Simulator. Die Entwicklung des Simulators erfolgte in Kooperation mit der VRmagic GmbH sowie mit Ärzten der Neurochirurgischen Klinik Mannheim der Universität Heidelberg. Der Prototyp ist in Abbildung 8.1 zu sehen und wurde erstmals 2011 auf der Medicine Meets Virtual Reality Konferenz in Kalifornien, USA vorgestellt [BDSM11].



Abbildung 8.1.: Der neurochirurgische Trainingssimulator NeuroSim

NeuroSim bildet eine Basis, auf der weitere Entwicklungen aufbauen können. Vor allem durch die Verwendung der Plattform-Bibliothek ist die Anwendung problem-

los erweiterbar. Weitere Instrumente oder auch medizinische Geräte können ebenso wie zusätzliche Trainingsmodule in Form von Plugins integriert werden.

8.1. Schnittstelle zwischen Anwender und Simulator

Abbildung 8.2 vergleicht eine reale neurochirurgische Operation mit dem Simulator. Zu erkennen ist die Übereinstimmung in den beiden wichtigsten Interaktionspunkten, den chirurgischen Instrumenten und dem Operationsmikroskop. Das entscheidende Vorhaben, eine native Schnittstelle zwischen Anwender und Simulator zu schaffen, wurde realisiert.



(a) Reale Operation



(b) NeuroSim

Abbildung 8.2.: Vergleich einer realen Operation mit dem Simulator. Abbildung (a) mit freundlicher Genehmigung der Leica Microsystems GmbH.

Bei intrakraniellen Operationen interagieren die Instrumente mit fast ausschließlich weichem Gewebe. Auf haptische Force-Feedback-Geräte wurde deswegen bewusst verzichtet, da sie den Bewegungsraum deutlich einschränken. Stattdessen wurden reale Instrumente und deren Nachbildungen verwendet. Mit Hilfe optischer und inertialer Trackingverfahren wurden die Position, die Orientierung und der gegebenenfalls vorhandene Öffnungswinkel der Instrumente bestimmt und deren virtuelle Nachbildungen in der computergenerierten Szene entsprechend angezeigt. Sowohl die Updateraten als auch die Latenzen genügen den Anforderungen der Echtzeitfähigkeit. Die Genauigkeit der Positionsbestimmung konnte nicht absolut angegeben werden; allerdings war dies auch nicht der Schwerpunkt der Entwicklung. Dennoch legen die durchgeführten Messungen nahe, dass die Genauigkeiten im Bereich von unter einem Millimeter liegen. Eine sinnvolle Interaktion mit der virtuellen Sze-

ne ist somit möglich. Die im Rahmen der Arbeit entwickelte Sensorplatine bildet eine Grundlage, auf der weitere Entwicklungen im Bereich der Sensorfusion von inertialem und optischem Tracking aufbauen können.

Intrakranielle Operationen werden fast ausschließlich mit Hilfe eines Operationsmikroskops durchgeführt. Seine Positionierung und Bedienung, wie beispielsweise das Einstellen der richtigen Vergrößerung und Schärfe, müssen trainiert werden. Auch muss sich der Chirurg an das indirekte Arbeiten durch das Mikroskop ohne Sicht auf die eigenen Hände gewöhnen. Um dieses Training zu ermöglichen, wurde ein reales Operationsmikroskop der Leica Microsystems GmbH in den Simulator integriert. Die Okulare wurden durch ein stereoskopisches Display ersetzt, welches die computergenerierte Szene dreidimensional anzeigt. Die Position und die Orientierung des Mikroskopkopfes werden von einem optischen Trackingsystem bestimmt, über den CAN-Bus des Mikroskops werden die Werte der Schärfe und Vergrößerungen ausgelesen. Aufgrund dieser Daten wird die virtuelle Realität entsprechend angepasst. Die Bedienung des Operationsmikroskops stimmt somit in den wesentlichen Punkten mit der Handhabung bei einem realen Eingriff überein. Alle implementierten Funktionen sind effektiv genug um die echtzeitfähige Anbindung des Mikroskops an den Simulator zu ermöglichen. Die Integration des Mikroskops an NeuroSim wurde 2012 auf der IEEE VR-Konferenz in Kalifornien, USA präsentiert [Bei12].

8.2. Trainingsmodule

Der in dieser Arbeit implementierte Simulator beinhaltet mehrere Trainingsmodule, die in Kapitel 7 vorgestellt wurden. Mit abstrakten Modulen können grundlegende Fertigkeiten wie die Bedienung des Mikroskops oder der Umgang mit den Instrumenten bei hohen Vergrößerungen trainiert werden. Diese Module kommen ohne medizinischen Bezug aus und ermöglichen ein nahezu „spielerisches“ Training. Die Module sind in verschiedene Level unterteilt, deren Schwierigkeitsgrad sich über mehrere Parameter anpassen lässt. Mehrere Kriterien werden während des Trainings aufgezeichnet, nach Beenden des Moduls ausgegeben und stehen für eine zukünftige Auswertung zur Verfügung.

Als erstes Trainingsmodul mit medizinischem Hintergrund wurde das Clippen eines Aneurysmas gewählt. Die Notwendigkeit für das Training eines solchen Eingriffs wurde in Kapitel 2 dargelegt. Innerhalb des Trainingsmoduls muss ein Clip über eine Anlegezange auf ein bereits freipräpariertes Aneurysma gesetzt werden. Das Aneurysma wird dabei von einer Feder-Masse-Simulation simuliert und interagiert mit den Instrumenten beziehungsweise dem Clip. Dieses Trainingsmodul wurde 2012 auf der Medicine Meets Virtual Reality Konferenz in Kalifornien, USA vorgestellt [BSS⁺12].

Neurochirurgen bestätigten den prinzipiellen Nutzen der abstrakten Module sowie des Moduls zum Clippen des Aneurysmas. Jedoch ist eine Studie notwendig, um die Effektivität des Simulators zu evaluieren. Diese war aus zeitlichen und organisatorischen Gründen nicht Teil der vorliegenden Arbeit.

8.3. Ausblick

Die meisten Erweiterungsmöglichkeiten liegen im Bereich der medizinischen Simulation des Aneurysmen-Clippings. Zum jetzigen Zeitpunkt beginnt das Modul mit dem eigentlichen Clipping. Erweitert werden könnte es um eine Präparation des Aneurysmas. Dazu muss die Simulation, die sich derzeit auf das Aneurysma beschränkt, auf umliegendes Gewebe erweitert werden. Dieses Gewebe muss zunächst zur Seite geschoben oder auch geschnitten werden, um einen Zugang zum Aneurysma zu ermöglichen. Die dafür notwendigen Reiß- und Schneide-Algorithmen können aus dem derzeit am ICM in Entwicklung befindlichen MicroSim-Projekt [Sis12] übernommen werden. Bei diesem Vorgang treten Blutungen kleinerer Gefäße auf; sie stellen eine Komplikation dar und müssen gestillt werden. Ausgetretenes Blut wird abgesaugt. Für diese Vorgänge müssen entsprechende Flüssigkeits- und Absaugsimulationen in den Simulator integriert werden. Ebenso wird eine Modellierung des Verschließens der Blutungen mit Hilfe hochfrequentem Wechselstroms benötigt. Aneurysmen, die sich in Form und Lage von dem im Trainingsmodul abgebildeten Aneurysma unterscheiden, können in den Simulator integriert werden. Damit können verschiedene Komplexitätsstufen des Aneurysmen-Clippings abgebildet werden.

Die Implementierung weiterer medizinischer Prozeduren in Form von Trainingsmodulen ist denkbar. So kann beispielsweise die Gefäß-Anastomose, also das Vernähen zweier Blutgefäße, die derzeit im Rahmen des MicroSim-Projekts entwickelt wird, in NeuroSim eingebaut werden. Diese Techniken kommen bei neurochirurgischen Bypass-Operationen vor, die nur von wenigen Chirurgen durchgeführt werden. Die Resektion eines Tumors stellt eine weitere neurochirurgische Operation dar, die in NeuroSim integriert werden kann.

Das Kopfphantom des Patienten bildet eine pterionale Kraniotomie ab. Weitere Kopfmodelle mit unterschiedlichen Zugängen können das Anwendungsspektrum des Simulators erweitern. Ebenso können weitere Aneurysmen-Clips mit verschiedenen geometrischen Strukturen modelliert werden.

Während der Durchführung der Trainingsmodule werden verschiedene Kriterien, wie beispielsweise die benötigte Zeit oder der von den Instrumenten zurückgelegte Weg, aufgezeichnet. Um dem Anwender eine bessere Rückmeldung über seine erbrachte Leistung zu geben, müssen diese Messungen je nach medizinischer Relevanz gewichtet und in Form einer Punkte- oder Notenwertung ausgegeben werden.

Neben diesen technischen Weiterentwicklungen hängt die Zukunft von NeuroSim vor allem von seiner medizinischen Evaluierung ab: Die Entwicklung des Simulators wurde von Neurochirurgen begleitet; sie bestätigten die korrekte Abbildung der Schnittstellen sowie den prinzipiellen Nutzen der Trainingsmodule. Dennoch ist eine Studie notwendig, in der größere Gruppen die Funktionalität und den Lernerfolg des vorgestellten Simulators überprüfen.

Bei einer möglichen Produktplatzierung können das Stereodisplay und das optische Trackingsystem als zusätzlich montierbare Komponenten für das Operations-

mikroskop eingestuft werden. Somit könnten die in den Kliniken bereits vorhandenen Operationsmikroskope in Phasen geringer Auslastung als Trainingsgeräte verwendet werden. Alternativ können Mikroskope, die bereits ausrangiert wurden, umgebaut werden. Die Anschaffung eines weiteren Operationsmikroskops für den Simulator ist somit nicht notwendig, es fallen keine hohen zusätzlichen Kosten an.

Anhang A

uIMU-Platine

Um den verwendeten ADIS-16350AMLZ-Sensor mit Spannung zu versorgen und seine Daten über den PC auslesen zu können, wurde folgende Platine entwickelt. „uIMU“ steht für das Auslesen der Daten per USB in Kombination mit dem „Inertial Measurement System“. Um nur ein Kabel verwenden zu müssen, sollte die Spannungsversorgung genau wie das Auslesen der Daten über USB erfolgen. Dazu war es nötig, die instabile USB-Spannung auf stabile 5 V zu bringen und die Daten vom SPI-Interface des Sensors in USB-Pakete zu kapseln.

Für die Spannungsversorgung wurde eine TPS60110 Charge Pump von Texas Instruments in der „Ultra Low Ripple“ Konfiguration [Tex03] verwendet. Sowohl die anliegenden USB-Spannung als auch die stabilisierte Spannung wird von je einer LED angezeigt.

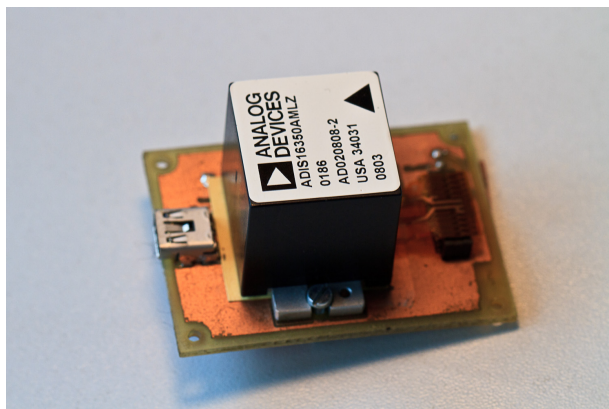


Abbildung A.1.: uIMU-Platine mit Sensoreinheit

Um das SPI-Interface der Sensoreinheit anzusprechen und die Daten per USB auslesen zu können, wurde ein FT2232D Chip von Analog Devices verwendet.

Abbildung A.2 und A.3 zeigen das Board-Layout in Eagle. Abbildung A.4 zeigt die schematische Ansicht des Eagle-Layouts.

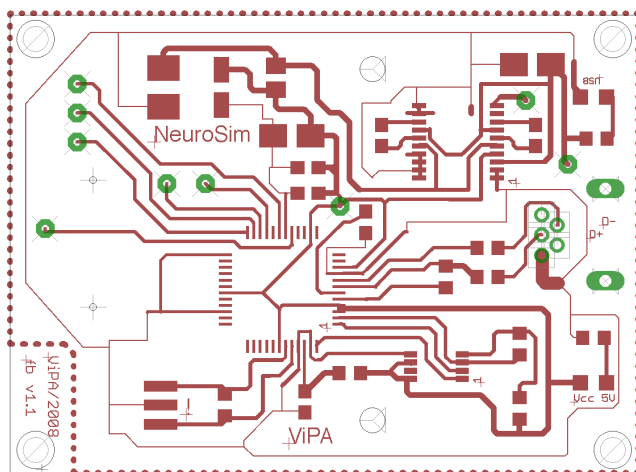


Abbildung A.2.: uIMU-Eagle-Board, Oberseite

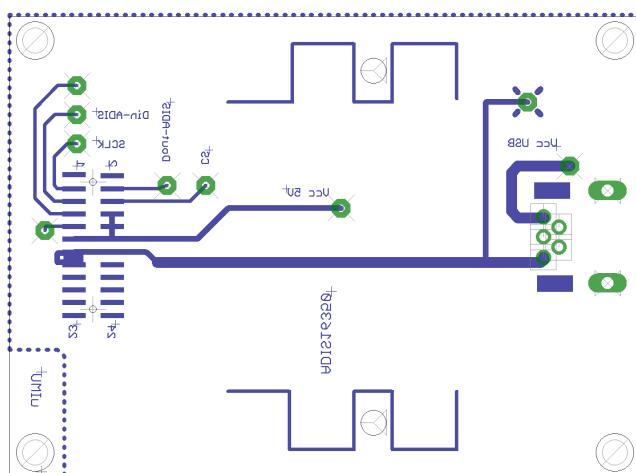


Abbildung A.3.: uIMU-Eagle-Board, Unterseite

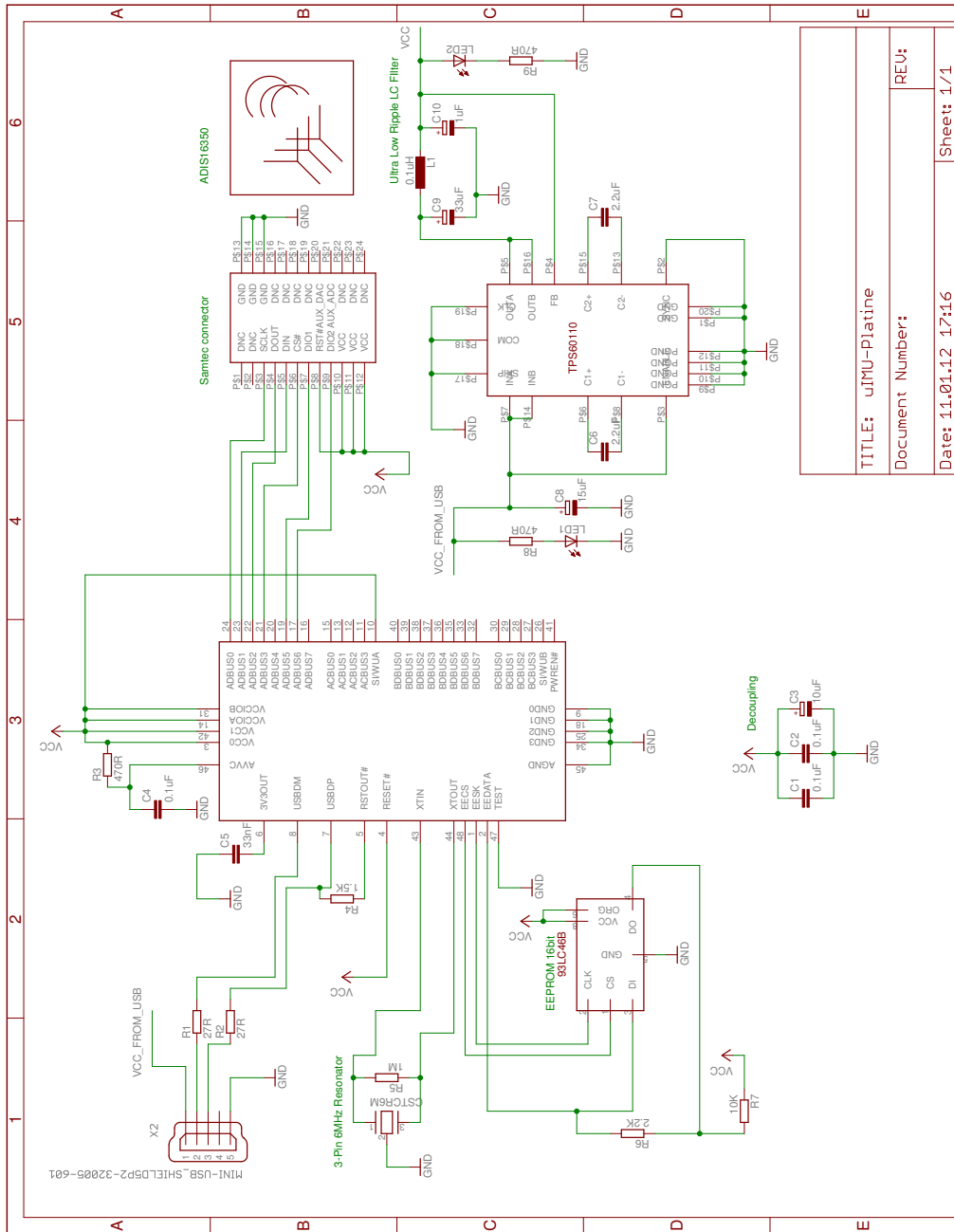


Abbildung A.4.: Schaltplan der uIMU-Platine

Anhang B

LED-Platine

Um die Infrarot-LEDs über die Einstellung des Stroms dimmen zu können und gleichzeitig eine variable Anzahl an LEDs zu ermöglichen, wurde eine spannungsgesteuerte Stromquelle in das Kopfphantom eingebaut, siehe Abbildung B.2. Diese wird von einem handelsüblichen 12 V-Spannungsteil versorgt, der Stromfluss kann über einen Potentiometer zwischen 0 und 100 mA geregelt werden.

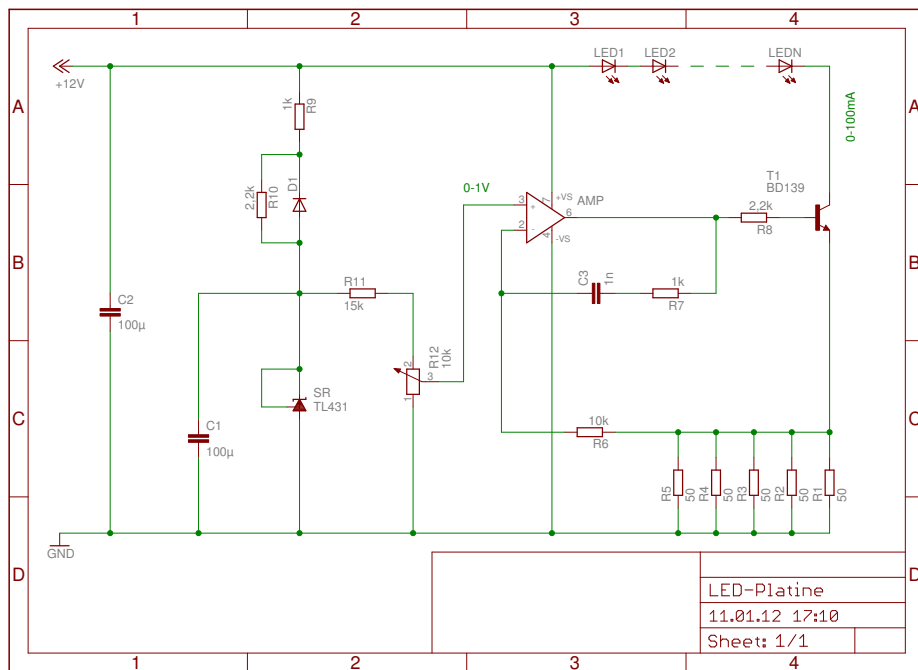


Abbildung B.1.: Schaltplan der Stromquelle

Die verwendeten LEDs benötigen bei 100 mA 1,5 V. Bei dem verwendeten Netzteil können somit ohne Dimmung bis zu 8 LEDs angeschlossen werden, bei gedrosselter Stromversorgung entsprechend mehr. Im vorliegenden Projekt wurden die LEDs mit etwa 60 mA betrieben, was für eine Belichtungszeit von 0,1 ms ausreichend war. In diesem Fall benötigt jede LED etwa 1,4 V.

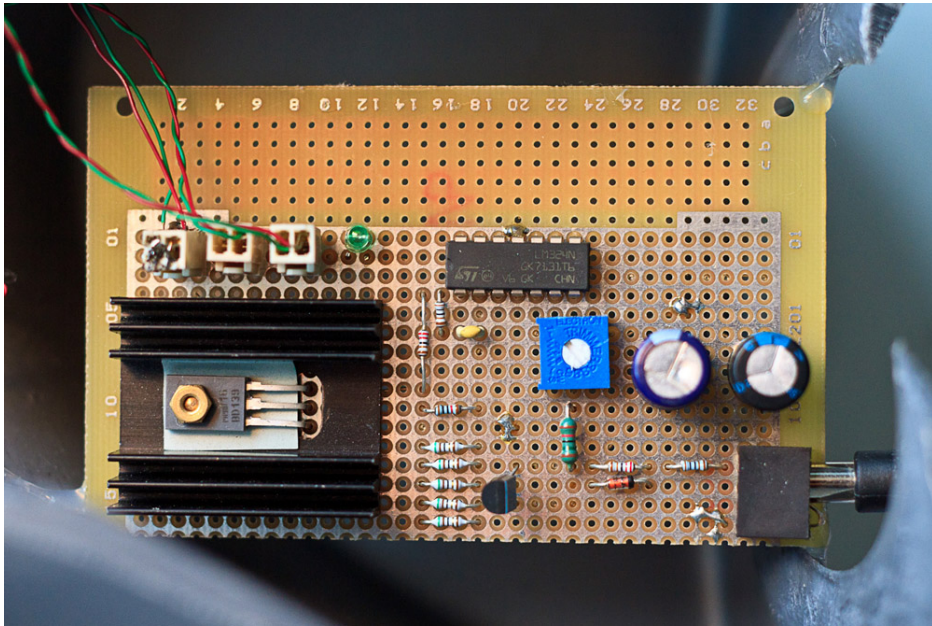


Abbildung B.2.: Stromquelle der LEDs

Optimales Dreieck

Im Folgenden soll die Herleitung der optimalen Platzierung von drei Markern für das Tracken von rigiden Objekten erläutert werden. Die Translation des Objektes ist bereits durch einen Marker gegeben. Um die vollständige Rotation zu bestimmen, müssen die Marker ein Dreieck bilden, die Seiten müssen also paarweise linear unabhängig sein.

Im Folgenden werden die drei Marker äquivalent zu den drei Ecken des Dreiecks A, B und C verwendet. Ohne Beschränkung der Allgemeinheit kann dabei angenommen werden, dass Marker A und B im Abstand einer Maßeinheit angebracht werden und die dadurch festgelegte Seite c die längste in einem unsymmetrischen Dreieck ist:

$$a < b < c = 1 \tag{C.1}$$

Gesucht wird somit die Position der dritten Ecke C, ausgedrückt durch ihre x- und y-Koordinate. Aus Gleichung C.1 ergeben sich folgende Nebenbedingungen für die Lage von C:

$$x^2 + y^2 < 1 \tag{C.2}$$

$$0,5 < x < 1 \tag{C.3}$$

$$0 < y < 1 \tag{C.4}$$

Abbildung C.1 stellt das Dreieck mit der gesuchten Ecke C dar.

Gesucht ist somit die Lage von C, also ihre x- und y-Koordinate, so dass die minimale Differenz zweier Seitenlängen maximal ist:

$$\arg \max_{x,y} (\min(b(x,y) - a(x,y), c - b(x,y), c - a(x,y))) \tag{C.5}$$

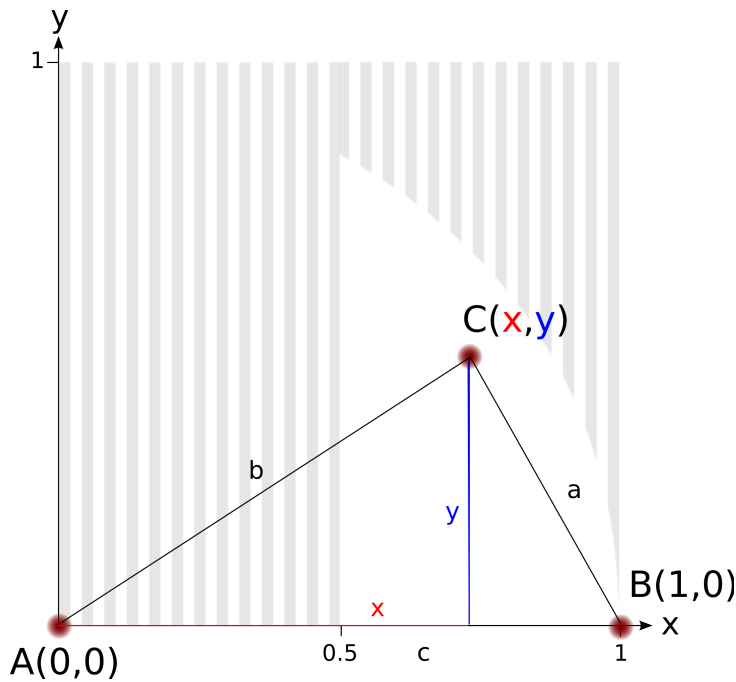


Abbildung C.1.: Dreieck

Durch Gleichung C.1 ergibt sich:

$$\arg \max_{x,y} (\min(b(x,y) - a(x,y), 1 - b(x,y))) \quad (\text{C.6})$$

Es folgt für die beiden relevanten Funktionen:

$$f_{b-a}(x,y) := \text{Seite}_b - \text{Seite}_a = \sqrt{x^2 + y^2} - \sqrt{(1-x)^2 + y^2} \quad (\text{C.7})$$

$$g_{c-b}(x,y) := \text{Seite}_c - \text{Seite}_b = 1 - \text{Seite}_b = 1 - \sqrt{x^2 + y^2} \quad (\text{C.8})$$

Die grafische Lösung (siehe Abbildung C.2, bzw. Abbildung C.3) der gesuchten Bedingung C.5 mit den beiden Funktionen f_{b-a} und g_{c-b} ergibt ein Optimum für $y = 0$ und $x \approx \frac{2}{3}$. Dies stellt offensichtlich kein Dreieck dar. Mit wachsendem y und somit mit wachsender Höhe des Dreiecks bewegt sich das Maximum monoton fallend auf der Schnittlinie der beiden Funktionen.

Eine alternative Betrachtungsweise stellt die Suche nach einer optimalen Verhältnis der Strecken untereinander dar. Dies würde im Optimum ebenfalls zu keinem Dreieck, sondern zu einer geteilten Strecke führen. Statt der $x \approx \frac{2}{3}$ -Lösung würde es zu $x \approx 0,618$ führen, was dem Goldenen Schnitt entspricht: $\phi = \frac{1+\sqrt{5}}{2} \approx 1,618$, $\frac{1}{\phi} \approx 0,618$. Mit wachsendem y bewegt sich das Maximum wieder monoton fallend auf der Schnittlinie der beiden Funktionen. Die Betrachtung

der Verhältnisse ist jedoch ungünstig, da ein sehr gutes Verhältnis auch bei sehr kleinen Differenzen der Seitenlängen vorkommen kann.

Ebenso ist eine Betrachtung der verschiedenen Winkel nicht sinnvoll: Diese hängen nicht linear mit den Seitenlängen des Dreiecks zusammen und können im Falle des optischen Trackings der Eckpunkte erst aus den Seitenlängen berechnet werden.

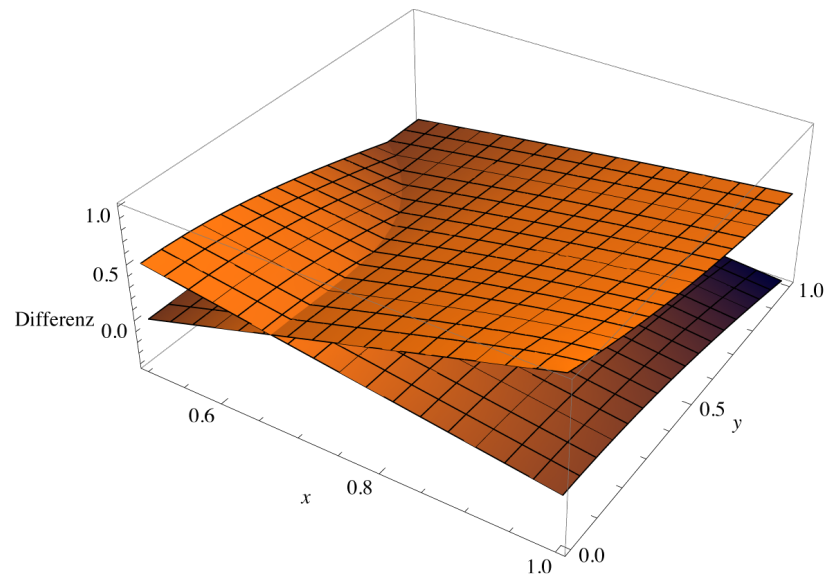


Abbildung C.2.: Abbildung der beiden Funktionen. Da das Minimum beider Funktionen gesucht wird, sind nur die Flächen mit kleinerem z-Wert zu beachten. Das Maximum liegt in der Schnittlinie.

Folglich wird eine weitere Nebenbedingung benötigt, die $y > 0$ einschränkt. Genauer wird ein y gesucht, das groß genug ist, um eine stabile Basis des Koordinatensystems aufzustellen. Die optimale Lage von C stellt einen Zielkonflikt zwischen absolutem Optimum und möglichst großem y für eine stabile Basis dar.

Im Folgenden wird lediglich die in Abbildung C.3 weiß dargestellte Schnittlinie der beiden Funktionen betrachtet, da sich zu einem gegebenen y -Wert dort der optimale x -Wert und die absolute Differenz ablesen lassen. Abbildung C.4 zeigt die Abhängigkeit des x -Wertes vom y -Wert, Abbildung C.5 zeigt die entsprechende Differenz, ebenfalls in Abhängigkeit Wertes von y .

Soll der Wert von y mindestens 0,5 Einheiten betragen, um eine stabile Basis aufstellen zu können, so beträgt der optimale x -Wert etwa 0,64 Einheiten (Abbildung C.4). Die Seitenlängen der beiden ähnlichsten Seiten unterscheiden sich um etwa 0,2 Einheiten (Abbildung C.5).

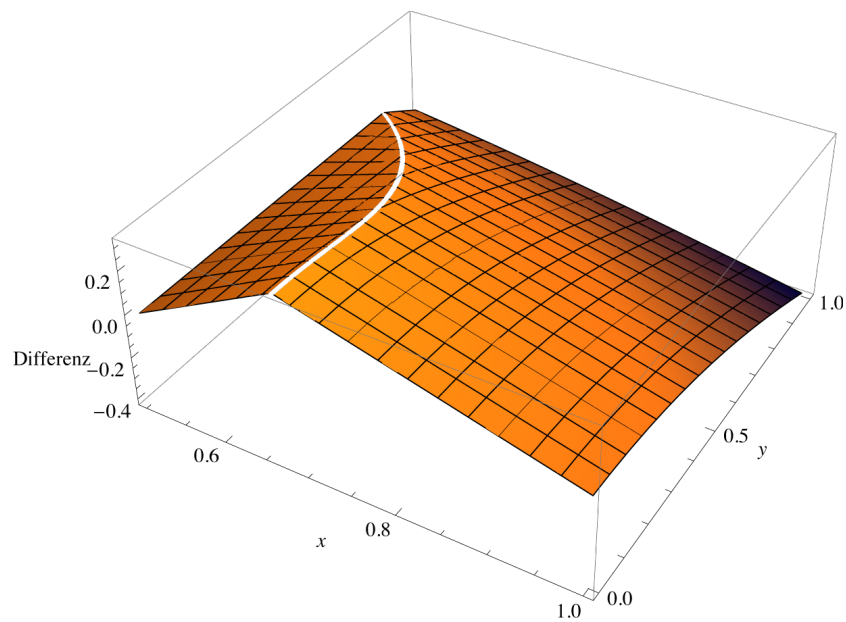


Abbildung C.3.: Abbildung der jeweils kleineren Abschnitte beider Funktionen. Das Maximum in Abhängigkeit von y liegt auf der Schnittlinie beider Funktionen.

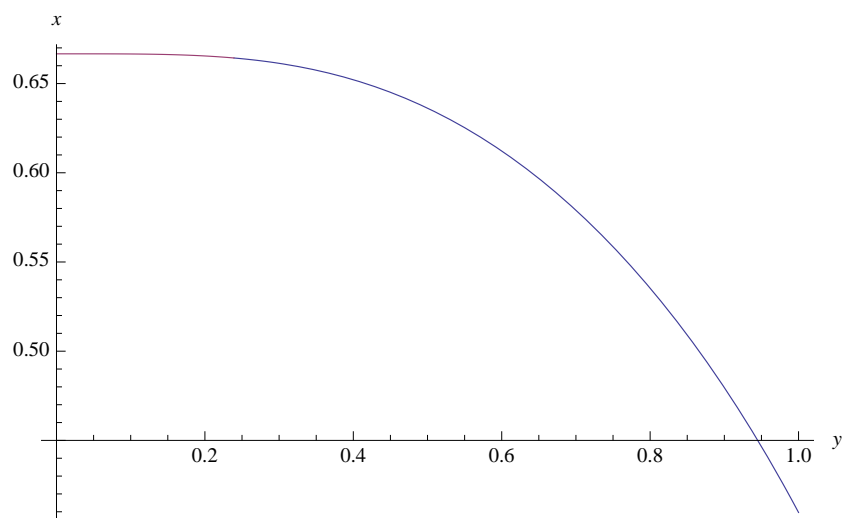


Abbildung C.4.: x -Koordinate von C in Abhängigkeit der y -Koordinate

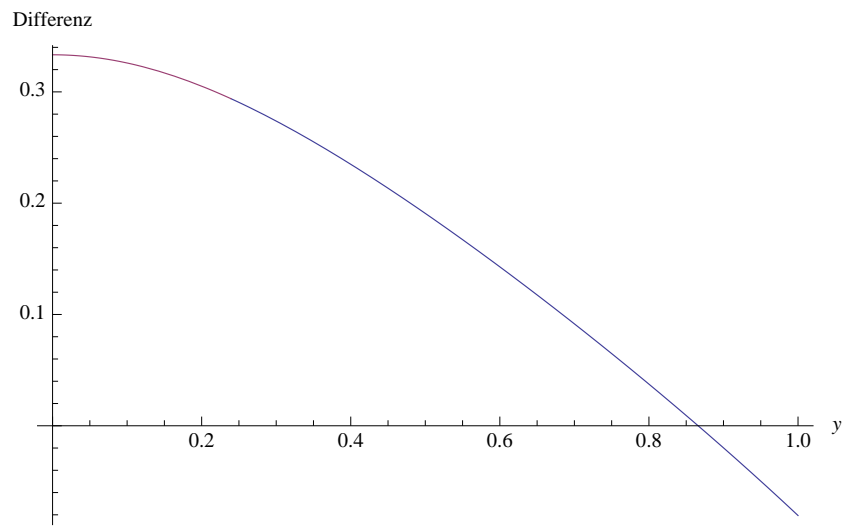


Abbildung C.5.: Absolute Differenz der – bezüglich ihrer Länge – ähnlichsten Seiten in Abhängigkeit der y -Koordinate

Anhang **D**

Transform-Modul

Nach dem Kalibrieren der internen und externen Parameter des Kamerasystems befindet sich der Koordinatenursprung im Kamerazentrum des ersten Kamerasensors. Die externen Parameter dieser Kamera entsprechen also einer 4×4 -Einheitsmatrix. Die externen Parameter der anderen Sensoren beziehen sich auf diesen Ursprung. Dadurch wechselt die Transformation zwischen Kamera- und Weltkoordinatensystem nach jeder Neuordnung und Kalibrierung der Sensoren. Damit diese wechselnde Transformation nicht jedesmal erneut bestimmt und im Simulator abgebildet werden muss, ist eine definierte Ausrichtung des Systems wünschenswert.

Dazu wurde für Tracklab, einem Programm der VRmagic GmbH, welches die Entwicklungs-, Kalibrier- und Experimentierumgebung für neue Tracking-Algorithmen darstellt, das im Folgenden beschriebene Plugin entwickelt. Dieses erlaubt, den Ursprung des Systems an eine definierte Stelle im Raum zu legen und ebenso dessen Ausrichtung zu bestimmen. Dazu wird ein Markerdreieck im Raum platziert. Über Konfigurationsdateien wird festgelegt, welche Transformation $T_{initial}$ zwischen Kamerasystem und Markerdreieck initial bestehen soll. Nachdem ein Bildframe vom Kamerasystem aufgenommen wurde, in dem alle drei Marker erkannt wurden, wird die aktuelle Transformation $T_{tracking}$ bestimmt. Anschließend werden die Kamera-Koordinatensysteme so verschoben, dass die Transformation zwischen Kamerasystem und Markerdreieck der gewünschten initialen Transformation entspricht.

Die Verschiebung der externen Parameter aller beteiligten Sensoren bzw. Kameras berechnet sich dabei nach:

$$T_{translate} = T_{tracking} + T_{initial}^T \quad (\text{D.1})$$

Abbildung D.2 zeigt das Tracklab-Plugin. Am rechten Rand sind die Bilder von vier Sensoren zu sehen. Am oberen Rand befinden sich die rektifizierten Bilder zweier

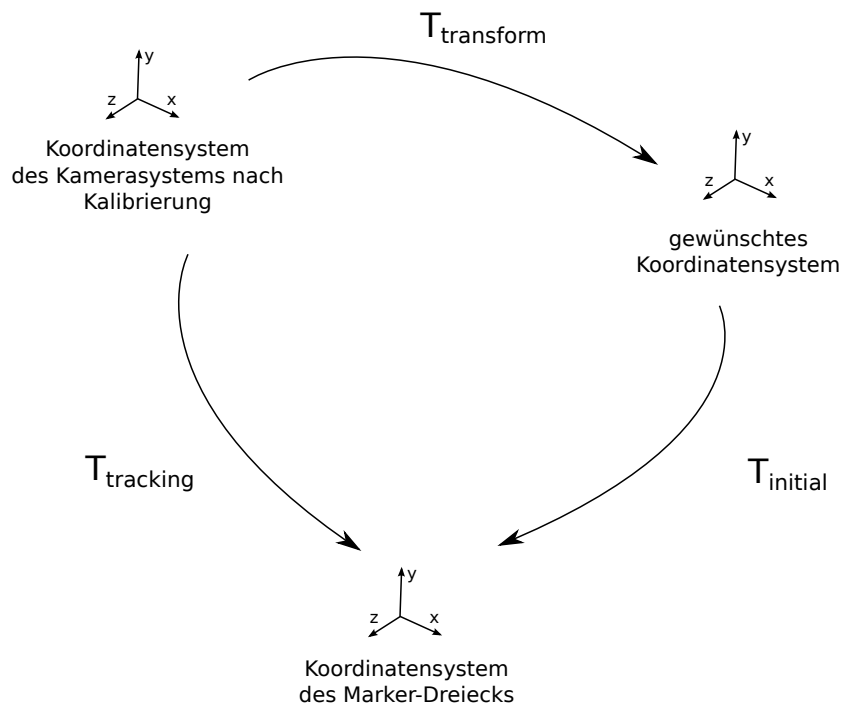


Abbildung D.1.: Transformationen zwischen Trackingssystem, Markerdreieck und gewünschtem Zielsystem

Kamera-paare. Das Plugin beinhaltet eine Auswahl verschiedener Rekonstruktionsverfahren und die dafür notwendigen Parameter. Im mittleren Bild werden die rekonstruierten Marker angezeigt. Sind die drei Marker des Kalibrierungsdreiecks erkannt, so kann ausgewählt werden, für welches System die Transformation durchgeführt werden soll. Je nach Auswahl wird die entsprechende Konfigurationsdatei mit der gewünschten initialen Transformation T_{initial} geladen.

Das Transform-Modul kommt zum Einsatz beim Mikroskop-Tracking (siehe Kapitel 5), beim Instrumenten-Tracking (siehe Kapitel 4) sowie beim Trackingsystem des MicroSim-Projektes (siehe [Sch12]).

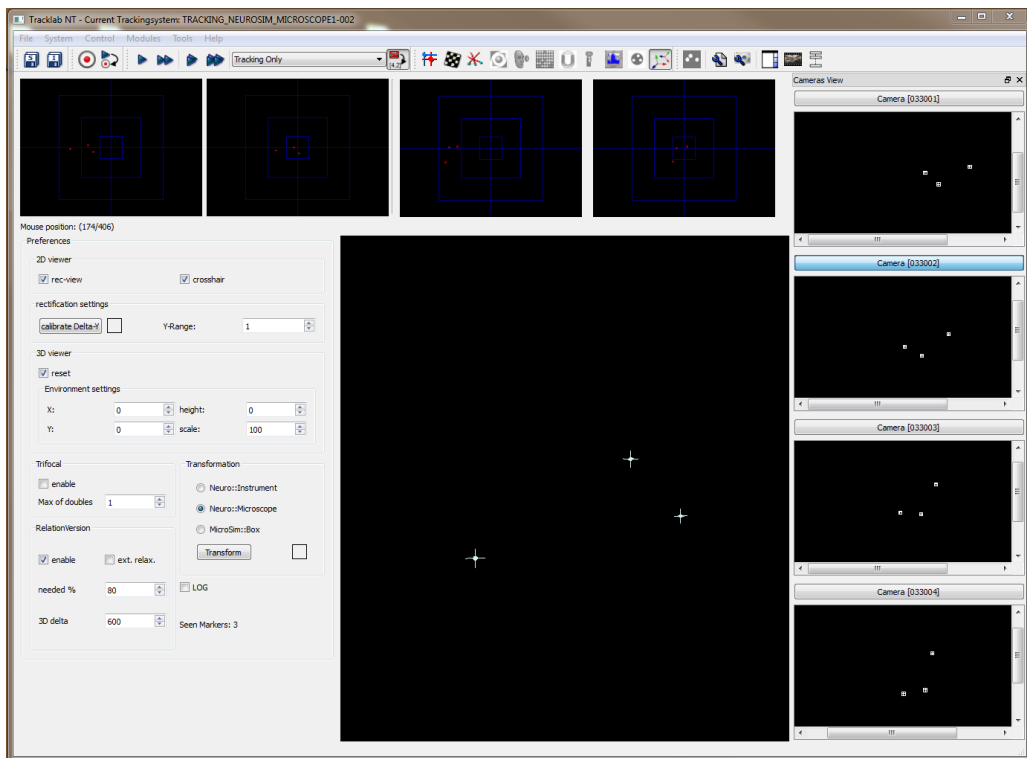


Abbildung D.2.: Transform-Modul in Tracklab

Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
ACGME	Accreditation Council for Graduate Medical Education
CAN	Controller-area network
CNC	Computerized Numerical Control
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
DVI	Digital Visual Interface
FIFO	First In, First Out
FPGA	Field Programmable Gate Array
GUI	Graphical User Interface
GPS	Global Positioning System
HLS	Hue-Lightness-Saturation
IA	Intrakranielles Aneurysma
IR	Infrarot
ICM	Institut für Computergestützte Medizin
ID	Identifier
LED	Light-emmiting diode
MEMS	Micro-Electro-Mechanical Systems
MPSSE	Multi-Protocol Synchronous Serial Engine
OLED	Organic Light Emitting Diode
RGB	Rot Grün Blau (Farbkanäle)
SLS	Selektives Lasersintern
SPI	Serial Peripheral Interface Bus
TFT	Thin-film Transistor
USB	Universal Serial Bus
ViPA	Virtual Patient Analysis
VGA	Video Graphics Array
VR	Virtuelle Realität
XML	Extensible Markup Language
ZITI	Institut für Technische Informatik

Abbildungsverzeichnis

1.1. Der Antoniette Trainer	1
1.2. Moderner Flugsimulator eines Airbus A320	2
1.3. Vergleich einer realen Operation und eines medizinischen Trainings- simulators	3
1.4. Leica OH5 Operationsmikroskop	4
1.5. Zwei Behandlungsmethoden von Aneurysmen	5
2.1. Pterionale Kraniotomie	10
2.2. Neurochirurgisches Stereomikroskop von Leica	11
2.3. Instrumente in Bajonettform	13
2.4. Circulus arteriosus cerebri	14
2.5. Querschnitt durch das Schädeldach	15
2.6. Neurochirurgisches Clipping	16
2.7. Endovaskuläres Coiling	18
3.1. Aneurysmenmodelle aus Kunststoff	20
3.2. Künstlich erzeugte Aneurysmen	21
3.3. Dextroscope	23
3.4. Brainlab	24
3.5. Braintrain	25
3.6. NeuroTouch-System	26
3.7. ImmersiveTouch	27
3.8. MENTIS-Plattform	27
3.9. Grundprinzip des optischen Trackings	29
3.10. Markertool des IO Trackers	30
3.11. Kamera-Aufbau im Polaris System	30
3.12. Beschleunigungs- und Drehratensensoren im Koordinatensystem	31
3.13. Prinzip der Strapdown-Navigation	32
3.14. Motion Tracking der Xsens Inc.	34
4.1. Bipolare Koagulationspinzette und rotations-symmetrische Instru- mentnachbildung	37
4.2. Kopfphantom als Nachbildung des Patienten	39

4.3. An den Instrumenten angebrachte Farbmarker	40
4.4. Multisensor-Kamera und ihre Integration in das Patientenphantom	41
4.5. Die vier weißen LEDs der in das Patientenphantom integrierten Multisensor-Kamera	42
4.6. Die verschiedenen Stadien der Bildbearbeitung	43
4.7. Kalibrierung des Systems mit einem Schachbrett-Muster	44
4.8. Triangulierung einer 3D-Markerposition aus zwei korrespondierenden 2D-Positionen	45
4.9. Epipolarebene durch beide Kamerazentren und den Marker	46
4.10. Kandidaten besitzen bei rektifizierten Bildern die gleiche y-Koordinate \pm eine geringfügige Abweichung	47
4.11. Doppeldeutigkeit bei mehr als einem Kandidat	48
4.12. Die ADIS-16350-Sensoreinheit von Analog-Devices	49
4.13. Sensorplatine mit Sensoreinheit an der bipolaren Koagulationspinzette	50
4.14. Die von den Beschleunigungssensoren gemessenen Komponenten der Gravitation	51
4.15. Nicht-linearer Zusammenhang zwischen Auslenkwinkel und gemessener Beschleunigung	53
4.16. Zuordnung des Koordinatensystems zur Pinzette	54
4.17. Die y-Achse der Pinzette kann sich nur außerhalb des Trackingvolumens parallel zur Achse der Erdanziehung befinden	55
4.18. Entscheidung über das Vorzeichen von \vec{y} im Falle eines uneindeutigen Rollwinkels	56
4.19. Aufbau der Latenzmessung mit LED	58
4.20. Latenzmessung des optischen Trackings	59
4.21. Stabilitätsmessung der Marker an der Instrumentenspitze und am Schaft in Ruhe	61
4.22. Abstandsmessung mit passiven Markern an den Instrumenten	61
5.1. Verwendetes Leica Operationsmikroskop der Leica Microsystems GmbH	63
5.2. Stereodisplay mit den beiden OLEDs	64
5.3. Schematische Darstellung der Anbindung der Displays an den Simulations- Computer	65
5.4. Fenster der Anwendung mit 2400×600 er Auflösung: Linke und rechte Stereoansicht sowie Debug-Ansicht	65
5.5. Absolutes Tracking von Mikroskopkopf mit bekannter Position des Patientenphantoms	66
5.6. Absolutes Tracking von Mikroskopkopf und Patientenphantom	67
5.7. Realsiertes Tracking von Mikroskopkopf und Patientenphantom	68
5.8. Integration der Infrarot-LEDs in das Patientenphantom	69
5.9. Die Multisensor-Kamera am Operationsmikroskop	70
5.10. Korrespondierende Markerpaare haben eine ähnliche Umgebung	71
5.11. Koordinatensystem im IR-LED-Markerdreieck	72
5.12. Pistolengriff und Touchscreen als Möglichkeiten den Arbeitsabstand und die Vergrößerung einzustellen	74

5.13. CAN-Bus-Schnittstelle und CANUSB-Dongle mit Pin-Adapter . . .	75
5.14. Fußschalter f-pro der dr. dresing & pehl GmbH	79
5.15. Abstandsmessung zweier LEDs mit und ohne Kalman-Filter	81
6.1. Der Aufbau des Arbeitsplatzes	83
6.2. Modell des Patientenkopfes mit Kraniotomie und Gehirn	88
6.3. Modelle der Instrumente in Cinema4D	89
6.4. Aufbau des Szenegraphs	90
6.5. Die Einwirkungen des Translator-Managers auf die Objekte des Szenegraphs	90
6.6. Patientenphantom beim Scan und in der Nachbearbeitung	92
6.7. Reale bipolare Koagulationsspinzette und ihre Nachbildung in Cinema4D	93
6.8. Das Modell des Aneurysmas	94
7.1. Ausgabe der verfügbaren Trainingsmodule und ihrer Level	95
7.2. Trainingsmodul zum Erlernen der Mikroskop-Bedienung	96
7.3. Trainingsmodul zum Trainieren der Instrumenthandhabung	98
7.4. Trainingsmodul zum bimanuellen Trainieren	99
7.5. Anti-Tremor-Trainingsmodul	100
7.6. Bimanuelles Anti-Tremor-Training	101
7.7. Das zu clippende Aneurysma	102
7.8. Anlegezange mit Clip und zweitem Instrument	103
7.9. Geclipptes Aneurysma in einer realen Operation und im Simulator	103
8.1. Der neurochirurgische Trainingssimulator NeuroSim	105
8.2. Vergleich einer realen Operation mit dem Simulator	106
A.1. uIMU-Platine mit Sensoreinheit	111
A.2. uIMU-Eagle-Board, Oberseite	112
A.3. uIMU-Eagle-Board, Unterseite	112
A.4. Schaltplan der uIMU-Platine	113
B.1. Schaltplan der Stromquelle	115
B.2. Stromquelle der LEDs	116
C.1. Dreieck	118
C.2. Abbildung der beiden Funktionen	119
C.3. Abbildung der jeweils kleineren Abschnitte beider Funktionen	120
C.4. x-Koordinate von C in Abhängigkeit der y-Koordinate	120
C.5. Absolute Differenz der – bezüglich ihrer Länge – ähnlichsten Seiten in Abhängigkeit der y-Koordinate	121
D.1. Transformationen zwischen Trackingssystem, Markerdreieck und gewünschtem Zielsystem	124
D.2. Transform-Modul in Tracklab	125

Tabellenverzeichnis

4.1. Die unterschiedlichen Auflösungen und Wertebereiche der Sensoren.	51
5.1. Die unterschiedlichen Pinbelegungen des CANUSB-Dongles und des Leica Operationsmikroskops	75
5.2. Telegramm ID 551: Anfordern einer Service Page	76
5.3. Telegramm ID 513: Nachrichtenformat der Service-Seite 1	76
5.4. Telegramm ID 608: Positionen und Geschwindigkeiten des Zoom- und Fokus-Antriebs	77
5.5. Inkrementbereiche der Motorpositionen	77
5.6. Tuben und deren ungefähre fokale Längen	78
6.1. Überblick über die wichtigsten verwendeten VRm-Bibliotheken . .	84
6.2. Überblick über die implementierten Trainingsmodule	91

Eigene Veröffentlichungen

- [BDSM11] F. Beier, S. Diederich, K. Schmieder, and R. Männer. NeuroSim - The Prototype of a Neurosurgical Training Simulator. *Studies in health technology and informatics*, 163:51–56, 2011.
- [Bei12] F. Beier. The Integration of a Neurosurgical Microscope as an Interface to a Medical Training Simulator. *Virtual Reality Conference (VR), 2012 IEEE*, pages 97–98, 2012.
- [BSS⁺12] F. Beier, E. Sismanidis, A. Stadie, K. Schmieder, and R. Männer. An Aneurysm Clipping Training Module for the Neurosurgical Training Simulator NeuroSim. *Studies in health technology and informatics*, 173:42–47, 2012.
- [KBWM07] A. Köpfler, F. Beier, C. Wagner, and R. Männer. Real-time Marker-based Tracking of a Non-rigid Object. *Studies in health technology and informatics*, 125:232–234, 2007.

Literaturverzeichnis

- [ACVT04] L. Armesto, S. Chroust, M. Vincze, and J. Tornero. Multi-rate fusion with vision and inertial sensors. In *Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA '04. 2004 IEEE International Conference on*, pages 193–199 Vol.1, April 2004.
- [ALF⁺11] A. Alaraj, M. G. Lemole, J. H. Finkle, R. Yudkowsky, A. Wallace, C. Luciano, P. P. Banerjee, S. H. Rizzi, and F. T. Charbel. Virtual reality training in neurosurgery: Review of current status and future applications. *Surgical neurology international*, 2:52, 2011.
- [Ana] Analog Devices Inc.. Homepage. <http://www.analog.com>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [Ana07] Analog Devices Inc.. *ADIS 16350 data-sheet, Tri-Axis Inertial Sensor*, 2007.
- [AS79] P. Adorian and W. N. Staynes. The evolution of the flight simulator. *50 years of flight simulation*, Presented at the Royal Aeronautical Society Conference, 1979.
- [Bao95] J. Bao. Rat tail: A useful model for microvascular training - Bao - 2005 - Microsurgery - Wiley Online Library. *Microsurgery*, 1995.
- [BK] A. Baerveldt and R. Klang. A low-cost and low-weight attitude estimation system for an autonomous helicopter. *1997 IEEE International Conference on Intelligent Engineering Systems*, pages 391–395.
- [BMP⁺06] G. H. Baltuch, MD, PhD, M. S. Grady, and MD. Virtual Reality Technology in Neurosurgery. *US NEUROLOGICAL DISEASE*, 2006.
- [Boo] Boost Library. Homepage. <http://www.boost.org>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [Braa] Bracco AMT Inc.. Dextroscope. <http://www.dextroscope.com>, zuletzt besucht am 06.01.2012.

- [Brab] Brainlab AG. Homepage. <http://www.brainlab.com>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [Brac] M. Branger. Via Library of Congress, Box 88, L'Aerophile Collection. <http://www.loc.gov/rr/scitech/trs/flight-simulator.html>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [BSN06] J. L. Brisman, J. K. Song, and D. W. Newell. Cerebral Aneurysms. *New England Journal of Medicine*, 355(9):928–939, 2006.
- [BWA01] G. Bishop, G. Welch, and B. Allen. Tracking: Beyond 15 minutes of thought. *SIGGRAPH Course Pack*, 2001.
- [Cad] Cadsoft Computer. Homepage. <http://www.cadsoftusa.com>, zuletzt besucht am 16.01.2012.
- [CAN09] CAN in Automation e.V.. *CANopen Recommendation, CiA 303, Part 1: Cabling and connector pin assignment, Version 1.7.0*, 2009.
- [Car98] T. R. Carretta. Transfer of Training Effectiveness in Flight Simulation: 1986 to 1997. September 1998.
- [CCK⁺10] C. Ó. Conaire, D. Connaghan, P. Kelly, N. E. O'Connor, M. Gaffney, and J. Buckley. Combining inertial and visual sensing for human action recognition in tennis. In *ARTEMIS '10: Proceedings of the first ACM international workshop on Analysis and retrieval of tracked events and motion in imagery streams*. ACM Request Permissions, October 2010.
- [CS03] A. Craig and W. Sherman. Understanding Virtual Reality-Interface, Application, and Design. *Presence: Teleoperators & Virtual Environments*, 2003.
- [Dan38] W. E. Dandy. Intracranial Aneurysm of the Internal Carotid Artery: Cured by Operation. *Annals of surgery*, 107(5):654–659, May 1938.
- [DAV] DAVID Vision Systems GmbH. Homepage. <http://www.david-laserscanner.com>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [dM09] A. de Mauro. *Microscope Embedded Neurosurgical Training and Intraoperative System*. PhD thesis, Fakultät für Informatik, Universität Karlsruhe, 2009.
- [dMRHW09] A. de Mauro, J. Raczkowsky, M. Halatsch, and H. Wörn. Virtual Reality Training Embedded in Neurosurgical Microscope. *Proceedings of the 2009 IEEE Virtual Reality Conference*, pages 233–234, 2009.
- [Doh69] G. F. G. Dohlman. *Carl Olof Nylén and the birth of the otomicroscope and microsurgery.*, volume 90. November 1969.

- [DP08] H. Diener and N. Putzki. *Leitlinien für Diagnostik und Therapie in der Neurologie*. Thieme Georg Verlag, 2008.
- [dr.] dr. dresing & pehl GmbH. f-rpo Fußschalter. <http://www.f-pro.de/fussschalter>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [DZL⁺] Z. Dong, G. Zhang, Y. Luo, C. Tsang, G. Shi, S. Kwok, W. Li, P. Leong, and M. Wong. A Calibration Method for MEMS Inertial Sensors Based on Optical Tracking. *Proceedings of 2007 IEEE International Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular Systems (IEEE-NEMS2007)*, pages 16–19.
- [eMa] eMagin. Z800 3D Visor. <http://www.3dvisor.com>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [Ets01] K. Etschberger. *Controller Area Network*. IXXAT Automation GmbH, August 2001.
- [Futa] Future Technology Devices International Ltd.. D2XX Direct Drivers. <http://www.ftdichip.com/Drivers/D2XX.htm>, zuletzt besucht am 16.01.2012.
- [Futb] Future Technology Devices International Ltd.. Homepage. <http://www.ftdichip.com>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [Fut06] Future Technology Devices International Ltd.. *FT2232D Dual USB UART/FIFO I.C., data-sheet*, 2006.
- [FWB05] W. Flenniken, J. Wall, and D. Bevely. Characterization of various IMU error sources and the effect on navigation performance. *Proceedings of the Institute of Navigation GNSS conference*, 2005.
- [GDO00] F. Ganovelli, J. Dingliana, and C. O’Sullivan. BucketTree: Improving Collision Detection between Deformable Objects. In *Spring Conference on Computer Graphics (SCCG’00)*, pages 156–163, 2000.
- [Gri05] J. Grimm. *Interaktive Echtzeitmodellierung von biologischem Gewebe für Virtuelle Realitäten in der medizinischen Ausbildung*. PhD thesis, Universität Mannheim, 2005.
- [HA00] M. L. Hackett and C. S. Anderson. Health outcomes 1 year after subarachnoid hemorrhage: An international population-based study. The Australian Cooperative Research on Subarachnoid Hemorrhage Study Group. *Neurology*, 55(5):658–662, September 2000.
- [Han09] H. Handel. *Algorithms for Building High-Accurate Optical Tracking Systems*. PhD thesis, Universität Mannheim, 2009.
- [Her09] J. Hernesniemi. Principles of microneurosurgery for safe and fast surgery. *Practical Handbook of Neurosurgery*, 2009.

- [HHT⁺06] T. Hicdonmez, M. K. Hamamcioglu, M. Tiryaki, Z. Cukur, and S. Cobanoglu. Microneurosurgical training model in fresh cadaveric cow brain: a laboratory study simulating the approach to the circle of Willis. *Surgical neurology*, 66(1):100–4; discussion 104, July 2006.
- [HHTC08] M. K. Hamamcioglu, T. Hicdonmez, M. Tiryaki, and S. Cobanoglu. A laboratory training model in fresh cadaveric sheep brain for microneurosurgical dissection of cranial nerves in posterior fossa. *British journal of neurosurgery*, 22(6):769–771, December 2008.
- [HKG⁺06] E. Heinz, K. Kunze, M. Gruber, D. Bannach, and P. Lukowicz. Using wearable sensors for real-time recognition tasks in games of martial arts—An initial experiment. *Proceedings of the 2nd IEEE Symposium on Computational Intelligence and Games (CIG 2006)*, pages 98–102, 2006.
- [HS06] S. Haque and S. Srinivasan. A meta-analysis of the training effectiveness of virtual reality surgical simulators. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, 10(1):51–58, 2006.
- [Hsu08] T.-R. Hsu. *MEMS & Microsystems: Design, Manufacture, and Nanoscale Engineering*. Wiley, 2 edition, March 2008.
- [HZ04] R. Hartley and A. Zisserman. *Multiple View Geometry in Computer Vision*. Cambridge University Press, 2 edition, April 2004.
- [Ima] Imagination Computer Services Ges.m.b.H. iotracker. <http://www.iotracker.com>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [IYO10] T. Ishikawa, N. Yasui, and H. Ono. Novel brain model for training of deep microvascular anastomosis. *Neurologia medico-chirurgica*, 50(8):627–629, 2010.
- [Jak09] O. J. Jakubik. *Simulation der Phakoemulsifikation im Augenoperationssimulator Eyesi*. PhD thesis, Universität Mannheim, 2009.
- [Kaa09] V. Kaajakari. *Practical MEMS: Analysis and Design of Microsystems, MEMS Sensors (accelerometers, Pressure Sensors, Gyroscopes), Sensor Electronics, Actuators, RF MEMS, Optical MEMS, and Microfluidic Systems*. Small Gear Publishing, 2nd edition edition, April 2009.
- [Kal60] R. E. Kalman. A new approach to linear filtering and prediction problems. *Journal of basic Engineering*, 82(Series D):35–45, 1960.
- [KD11] E. Kim and J. B. Delashaw. Osteoplastic pterional craniotomy revisited. *Neurosurgery*, 68(1 Suppl Operative):125–9; discussion 129, March 2011.

- [Kin98] A. King. Inertial navigation: Forty years of evolution. *GEC review*, 13(3):140–149, 1998.
- [KMN⁺09] T. Kimura, A. Morita, K. Nishimura, H. Aiyama, H. Itoh, S. Fukaya, S. Sora, and C. Ochiai. Simulation of and training for cerebral aneurysm clipping with 3-dimensional models. *Neurosurgery*, 65(4):719–25; discussion 725–6, October 2009.
- [KSTT⁺00] R. A. Kockro, L. Serra, Y. Tseng-Tsai, C. Chan, S. Yih-Yian, C. Gim-Guan, E. Lee, L. Y. Hoe, N. Hern, and W. L. Nowinski. Planning and simulation of neurosurgery in a virtual reality environment. *Neurosurgery*, 46(1):118–35; discussion 135–7, January 2000.
- [Law] Lawicel AB. CANUSB. <http://www.lawicel.com>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [LBF05] C. Luciano, P. Banerjee, and L. Florea. Design of the ImmersiveTouchTM: a high-performance haptic augmented virtual reality system. In *11th International Conference on Human-Computer Interaction, Las Vegas, NV*, 2005.
- [LBL⁺07] G. M. Lemole, P. P. Banerjee, C. Luciano, S. Neckrysh, and F. T. Charbel. Virtual reality in neurosurgical education: part-task ventriculostomy simulation with dynamic visual and haptic feedback. *Neurosurgery*, 61(1):142–8; discussion 148–9, July 2007.
- [Lei] Leica Microsystems GmbH. Homepage. <http://www.leica-microsystems.com>, zuletzt besucht am 04.02.2012.
- [Lei10] Leica Microsystems GmbH. *Stützwerttabelle und Formeln zur Berechnung des Arbeitsabstandes und der Vergrößerung der Optiktträger*, 2010.
- [LHH⁺03] O. Larsen, J. Haase, K. V. Hansen, L. Brix, and C. F. Pedersen. Training brain retraction in a virtual reality environment. *Studies in health technology and informatics*, 94:174–180, 2003.
- [LHØ⁺01] O. V. Larsen, J. Haase, L. R. Østergaard, K. V. Hansen, and H. Nielsen. The Virtual Brain Project—development of a neurosurgical simulator. *Studies in health technology and informatics*, 81:256–262, 2001.
- [LOB06] S. Luczak, W. Oleksiuk, and M. Bodnicki. Sensing tilt with MEMS accelerometers. *IEEE Sensors Journal*, 6(6):1669–1675, 2006.
- [Lob11] D. Lobel. Frontiers in neurosurgery: simulation in resident education. *the Future of neurosurgical education*, 2011.
- [Loc66] H. Locksley. Natural history of subarachnoid hemorrhage, intracranial aneurysms and arteriovenous malformations. Based on 6368 cases in the cooperative study. *Journal of neurosurgery*, 25(2):219–239, 1966.

- [LRAvG96] F. H. Linn, G. J. Rinkel, A. Algra, and J. van Gijn. Incidence of subarachnoid hemorrhage: role of region, year, and rate of computed tomography: a meta-analysis. *Stroke; a journal of cerebral circulation*, 27(4):625–629, April 1996.
- [LV05] H. Luinge and P. Veltink. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 43(2):273–282, 2005.
- [Mat] Matrox Electronic Systems Ltd.. TripleHead2Go. <http://www.matrox.com>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [MAX] MAXON Computer GmbH. Homepage. <http://www.maxon.net>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [Men00] T. Menovsky. A human skull cast model for training of intracranial microneurosurgical skills. *Microsurgery*, 20(7):311–313, 2000.
- [MHH⁺09] N. Matsumura, N. Hayashi, H. Hamada, T. Shibata, Y. Horie, and S. Endo. A newly designed training tool for microvascular anastomosis techniques: Microvascular Practice Card. *Surgical neurology*, 71(5):616–620, May 2009.
- [MHW⁺11] T. Mücke, F. Hölzle, K. D. Wolff, A. Harders, and M. Scholz. Microsurgically induced pure arterial aneurysm model in rats. *Central European neurosurgery*, 72(1):38–41, February 2011.
- [MHY⁺01] N. Matsumura, H. Hamada, K. Yamatani, N. Hayashi, Y. Hirashima, and S. Endo. Side-to-Side Arterial Anastomosis Model in the Rat Internal and External Carotid Arteries. *Journal of Reconstructive Microsurgery*, 17(04):263–266, 2001.
- [MKY⁺05] A. J. Molyneux, R. S. Kerr, L.-M. Yu, M. Clarke, M. Sneade, J. A. Yarnold, and P. Sandercock. International subarachnoid aneurysm trial (ISAT) of neurosurgical clipping versus endovascular coiling in 2143 patients with ruptured intracranial aneurysms: a randomised comparison of effects on survival, dependency, seizures, rebleeding, subgroups, and aneurysm occlusion. *The Lancet*, 366(9488):809–817, September 2005.
- [MSD⁺10] H. R. Malone, O. N. Syed, M. S. Downes, A. L. D’Ambrosio, D. O. Quest, and M. G. Kaiser. Simulation in neurosurgery: a review of computer-based simulation environments and their surgical applications. *Neurosurgery*, 67(4):1105–1116, October 2010.
- [MSK⁺08] T. Mücke, M. Scholz, M. Kesting, K. D. Wolff, K. Schmieder, and A. Harders. Microsurgically Induced Aneurysm Models in Rats, Part II: Clipping, Shrinking and Micro-Doppler Sonography. *min - Minimally Invasive Neurosurgery*, 51(1):6–10, February 2008.

- [Müc07] T. Mücke. *Mikrochirurgische Aneurysmamodelle an der Ratte – Trainingsmöglichkeiten und histologische Analyse*. PhD thesis, nbn-resolving.de, 2007.
- [Nat] National Research Council Canada. NeuroTouch. http://www.nrc-cnrc.gc.ca/eng/dimensions/issue2/virtual_surgery.html, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [New07] NewTec GmbH. *CAN-Communication of M525 OH4 / M720 OH5 Systems*, 2007.
- [Nin] Nintendo Co., Ltd.. Wii Spielekonsole. <http://www.wii.com>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [Nor] Northern Digital Inc.. Medical Products. <http://www.ndigital.com/medical>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [NYL54] C. O. NYLEN. The microscope in aural surgery, its first use and later development. *Acta oto-laryngologica. Supplementum*, 116:226–240, 1954.
- [OO09] J. Olabe and J. Olabe. Microsurgical training on an in vitro chicken wing infusion model. *Surgical neurology*, 72(6):695–699, December 2009.
- [OOR11] J. Olabe, J. Olabe, and J. Roda. Microsurgical cerebral aneurysm training porcine model. *Neurology India*, 59(1):78–81, 2011.
- [OORS11] J. Olabe, J. Olabe, J. M. Roda, and V. Sancho. Human cadaver brain infusion skull model for neurosurgical training. *Surgical neurology international*, 2:54, 2011.
- [OOS09] J. Olabe, J. Olabe, and V. Sancho. Human cadaver brain infusion model for neurosurgical training. *Surgical neurology*, 72(6):700–702, December 2009.
- [Ope] OpenGL Library. Homepage. <http://www.opengl.org>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [OSR07] OSRAM Opto Semiconductors GmbH. *SFH 485 P LED, data-sheet*, 2007.
- [PBR05] B. Panchaphongsaphak, R. Burgkart, and R. Riener. BrainTrain: brain simulator for medical VR application. *Studies in health technology and informatics*, 111:378–384, 2005.
- [PGR10] A. F. Phoon, G. J. Gumley, and M. A. Rtshiladze. Microsurgical Training Using a Pulsatile Membrane Pump and Chicken Thigh: A New, Realistic, Practical, Nonliving Educational Model. *Plastic and reconstructive surgery*, 126(5):278e–279e, November 2010.

- [PSS⁺06] B. Panchaphongsaphak, D. Stutzer, E. Schwyter, R.-L. Bernays, and R. Riener. Haptic device for a ventricular shunt insertion simulator. *Studies in health technology and informatics*, 119:428–430, 2006.
- [Qt] Qt Library. Homepage. <http://qt-project.org>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [RDB01] J. Rolland, L. Davis, and Y. Baillet. A survey of tracking technology for virtual environments. *Fundamentals of wearable computers and augmented reality*, pages 67–112, 2001.
- [RHH10] J. Regelsberger, O. Heese, and P. Horn. Training Microneurosurgery - Four Years Experiences with an in vivo Model. *Central European neurosurgery*, 2010.
- [Ric10] B. Richling. Trends und Perspektiven in der Neurochirurgie: Die Behandlung zerebraler Aneurysmen im Wandel der Zeit. *Journal für Neurologie*, 2010.
- [Rob] Robert Bosch GmbH. Homepage. <http://www.bosch.de>, zuletzt besucht am 30.01.2012.
- [Roh10] S. Rohr. *Anbindung eines Operationsmikroskops an einen medizinischen Trainingssimulator*. Bachelorarbeit, Universität Heidelberg, 2010.
- [Sam10] G. Samandouras, editor. *The Neurosurgeon's Handbook*. Oxford University Press, USA, March 2010.
- [Sch97] W. I. Schievink. Intracranial Aneurysms. *New England Journal of Medicine*, 336(1):28–40, 1997.
- [Sch02] M. Schill. *Biomechanical soft tissue modeling*. PhD thesis, Universität Mannheim, 2002.
- [Sch12] O. Schuppe. An optical tracking system for a microsurgical training simulator. *Studies in health technology and informatics*, 173:445–449, 2012.
- [SF06] L. Sekhar and R. Fessler, editors. *Atlas of Neurosurgical Techniques: Brain*. Thieme, 1 edition, August 2006.
- [SHH⁺06] H. Schoffl, D. Hager, C. Hinterdorfer, K. M. Dunst, S. Froschauer, W. Steiner, O. Kwasny, and G. M. Huemer. Pulsatile perfused porcine coronary arteries for microvascular training. *Annals of plastic surgery*, 57(2):213–216, August 2006.
- [Sis12] E. Sismanidis. Real-time Simulation of Blood Vessels and Connective Tissue for Microvascular Anastomosis Training. *Virtual Reality Conference (VR), 2012 IEEE*, pages 109–110, 2012.

- [SKS⁺11] A. T. Stadie, R. A. Kockro, L. Serra, G. Fischer, E. Schwandt, P. Grunert, and R. Reisch. Neurosurgical craniotomy localization using a virtual reality planning system versus intraoperative image-guided navigation. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 6(5):565–572, September 2011.
- [SMD⁺08] M. Scholz, T. Mücke, M. v. Düring, I. Pechlivanis, K. Schmieder, and A. G. Harders. Microsurgically induced aneurysm models in rats, part I: techniques and histological examination. *Minimally Invasive Neurosurgery*, 51(2):76–82, April 2008.
- [Sob07] J. Sobotta. Sobotta Anatomie des Menschen, der komplette Atlas in einem Band, 2007.
- [Str] Stryker Corporation. Homepage. <http://www.stryker.com>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [Str01] C. M. Strother. Electrothrombosis of Saccular Aneurysms via Endovascular Approach: Part 1 and Part 2. *AJNR. American journal of neuroradiology*, 22(5):1011–1012, January 2001.
- [Tex03] Texas Instruments Inc.. *TPS60110 Regulated 5-V 300-mA Low-Noise Charge Pump DC/DC Converter, data-sheet*, 2003.
- [TH04] M. Teschner and B. Heidelberger. A versatile and robust model for geometrically complex deformable solids. *CGI '04 Proceedings of the Computer Graphics Internationa*, 2004.
- [Tit05] D. Titterton. Strapdown Inertial Navigation Technology (IEE Radar Series). Institution of Engineering and Technology, 2005.
- [TPB87] D. Terzopoulos, J. Platt, and A. Barr. Elastically deformable models. *SIGGRAPH '87 Proceedings of the 14th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, 1987.
- [Tuc07] K. Tuck. Tilt sensing using linear accelerometers. *Application Note, AN3461, Rev, 2(06)*, 2007.
- [UCC02] J. Usón and M. Carmen Calles. Design of a new suture practice card for microsurgical training. *Microsurgery*, 22(8):324–328, December 2002.
- [VGB⁺07] M. Vloeberghs, A. Glover, S. Benford, A. Jones, P. Wang, and A. Becker. Virtual neurosurgery, training for the future. *British journal of neurosurgery*, 21(3):262–267, June 2007.
- [vGKR07] J. van Gijn, R. S. Kerr, and G. J. Rinkel. Subarachnoid haemorrhage. In *The Lancet*, pages 306–318, January 2007.
- [Vin08] D. A. Vincenzi. *Human Factors in Simulation and Training*. CRC Press, 1. edition edition, December 2008.

- [VMD⁺98] A. G. Vishteh, F. F. Marciano, C. A. David, J. J. Baskin, and R. F. Spetzler. The pterional approach. *Operative Techniques in Neurosurgery*, 1(1):39–49, 1998.
- [VRma] VRmagic GmbH. Eyesi Indirect. <http://www.vrmagic.com/simulators/eyes-indirect>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [VRmb] VRmagic GmbH. Eyesi Surgical. <http://www.vrmagic.com/simulators/eyes-surgical>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [VRmc] VRmagic GmbH. Imaging. <http://www.vrmagic.com/imaging>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [Wag04] C. Wagner. *Virtuelle Realitäten für die chirurgische Ausbildung*. PhD thesis, Universität Mannheim, 2004.
- [WBG05] P. Wang, A. Becker, and A. Glover. Designing a virtual reality simulator for neurosurgery. In *Virtual Reality International Conference*, Laval, France, 2005.
- [Web09] K. Weber. *Interaktive Echtzeitsimulation deformierbarer Oberflächen für Trainingssysteme in der Augen Chirurgie*. PhD thesis, Universität Mannheim, 2009.
- [Woo07] O. Woodman. An introduction to inertial navigation. *University of Cambridge, Computer Laboratory, Tech. Rep. UCAMCL-TR-696*, 2007.
- [WTP⁺04] G. Wurm, B. Tomancok, P. Pogady, K. Holl, and J. Trenkler. Cerebrovascular stereolithographic biomodeling for aneurysm surgery. *Journal of neurosurgery*, 100(1):139–145, January 2004.
- [WWH⁺03] D. O. Wiebers, J. P. Whisnant, J. Huston, I. Meissner, R. D. Brown, D. G. Piepgras, G. S. Forbes, K. Thielen, D. Nichols, W. M. O’Fallon, J. Peacock, L. Jaeger, N. F. Kassell, G. L. Kongable-Beckman, J. C. Torner, and International Study of Unruptured Intracranial Aneurysms Investigators. Unruptured intracranial aneurysms: natural history, clinical outcome, and risks of surgical and endovascular treatment. *Lancet*, 362(9378):103–110, July 2003.
- [WZAP07] G. K. C. Wong, C. X. L. Zhu, A. T. Ahuja, and W. S. Poon. Craniotomy and clipping of intracranial aneurysm in a stereoscopic virtual reality environment. *Neurosurgery*, 61(3):564–8; discussion 568–9, September 2007.
- [XSE] XSENS Inc.. 3D Motion Tracking. <http://www.xsens.com>, zuletzt besucht am 06.01.2012.
- [YAB95] D. Yen, R. Arroyo, and R. Berezniak. New model for microsurgical training and skills maintenance. *Microsurgery*, 1995.

- [Yaş84a] M. G. Yaşargil. *Clinical considerations, surgery of the intracranial aneurysms and results*. Microneurosurgery. Thieme, 1984.
- [Yaş84b] M. G. Yaşargil. *Microsurgical anatomy of the basal cisterns and vessels of the brain: diagnostic studies, general operative techniques and pathological considerations of the intracranial aneurysms*. Microneurosurgery. Thieme, 1984.
- [YN01] S. You and U. Neumann. Fusion of vision and gyro tracking for robust augmented reality registration. *IEEE Virtual Reality*, pages 71–78, 2001.
- [Zha00] Z. Zhang. A flexible new technique for camera calibration. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 22(11):1330–1334, 2000.

Erklärung

Hiermit versichere ich, die vorliegende Arbeit selbstständig und unter ausschließlicher Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel erstellt zu haben.

Bei der Implementierung wurde ich von einem Bachelor- sowie einem Master-Studenten unterstützt: Sascha Senst erarbeitete im Rahmen seiner Abschlussarbeit Grundlagen des Mikroskop-Trackings. Stephan Rohr implementierte im Rahmen seiner Abschlussarbeit die Anbindung des CAN-Buses. Beide Studenten wurden in ihrer Arbeit von Prof. Dr. Reinhard Männer und mir betreut.

Die VRm- und die Plattform-Bibliothek, die dieser Arbeit als Grundlage dienen, wurden von Mitgliedern des ICMs beziehungsweise des Lehrstuhls für Informatik V sowie von Mitarbeitern der VRmagic GmbH entwickelt.

Die Arbeit wurde weder in gleicher noch in ähnlicher Form veröffentlicht; auch wurde sie keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Florian Beier

