

Entwicklung eines chirurgischen
Assistenzsystems auf Basis eines
motorisierten OP-Mikroskops



Aus dem Institut für Robotik und Kognitive Systeme
der Universität zu Lübeck

Direktor:
Prof. Dr.-Ing. Achim Schweikard

Entwicklung eines chirurgischen Assistenzsystems auf Basis eines motorisierten OP-Mikroskops

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der Universität zu Lübeck
- Aus der Sektion Informatik/Technik -

Vorgelegt von Markus Finke
geboren in Stuttgart

Lübeck, im Oktober 2011

1. Berichterstatter: Prof. Dr.-Ing. Achim Schweikard

2. Berichterstatter: Prof. Dr.-Ing. Erik Maehle

Tag der mündlichen Prüfung: 06.02.2012

Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 06.02.2012



Markus Finke
Forschungsassistent
Institut für Robotik &
Kognitive Systeme
Universität zu Lübeck
Ratzeburger Allee 160
23 538 Lübeck

Danksagung

Während meiner Arbeit am Institut für Robotik und Kognitive Systeme an der Universität zu Lübeck erfuhr ich von vielen Personen in meinem persönlichen Umfeld hilfreiche Unterstützung, die sich auf den Ausgang dieses Projekts positiv auswirkte. Einige dieser Personen verdienen an dieser Stelle eine besondere Erwähnung.

An erster Stelle danke ich meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr.-Ing. Achim Schweikard, für das mir entgegengebrachte Vertrauen in den vergangenen Jahren und für die fachliche Anleitung in schwierigen Phasen meiner Arbeit.

Daran schließt sich unmittelbar der Dank an meine Kollegen am Institut an, die in vielfältigen Diskussionen mit ihrem fundierten Fachwissen immer wieder zur Lösung offener Fragestellungen beitrugen. Insbesondere die Gespräche in kleinen Gruppen halfen oftmals auf die Sprünge, wenn vor lauter Bäumen der Wald nicht zu sehen war.

Ein ganz besonderer Dank gilt natürlich auch der guten Seele des Instituts, Frau Cornelia Rieckhoff. Sie hat immer ein offenes Ohr und kümmert sich um alle Aufgaben abseits unserer Projektarbeit, so dass wir uns voll und ganz auf unsere Forschung konzentrieren können.

Alle ROBlers verbindet mein Dank für das ausgezeichnete Arbeitsklima und die gelegentlichen Ablenkungen am Kicker. Auch damit habt ihr immer wieder für die nötige Konzentration gesorgt. Besten Dank!

Ein solches Projekt kann natürlich ohne geeignete Kooperationspartner nicht gelingen. Für das eingebrachte Fachwissen danke ich stellvertretend Frau Dr. Eva Lankenau, Herrn Dr. Jürgen Koetke und Herrn Matthias Goeke.

Ein weiterer ganz besonderer Dank geht an Prof. Dr.med. Alf Giese von der Neurochirurgischen Klinik in Mainz (vorher Göttingen), der das Projekt aus medizinischer Sicht fachlich bekleidete. Aus den zahlreichen experimentellen Untersuchungen gingen wichtige Anregungen für die Integration des Systems in den klinischen Alltag hervor. Aber auch abseits der Universität gibt es einige Personen, die besonders zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Ich danke meiner Familie und meinen Freunden, die sich immer für mein Projekt interessiert und mir gleichzeitig auch stets die erforderliche Ablenkung und Motivation verschafft haben.

Ein ganz besonderer Dank gebührt zum Abschluss Michaela, die während des gesamten Projekts eine unbeschreibliche Unterstützung für mich war. Du warst jederzeit für mich da, hast mich bei Rückschlägen aufgefangen und Erfolge mit mir geteilt. Ohne dich wäre das alles nicht möglich gewesen.

Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit beschreibt die Entwicklung eines vollständig motorisierten Operationsmikroskops, das den Chirurgen in erster Linie bei der intraoperativen Positionierung unterstützt. Dies erfordert für das Mikroskop neben der kinematischen Analyse insbesondere ein geeignetes Steuerkonzept. Ausgehend von einer Bewertung häufig benötigter Positioniervorgänge, die weite, schnell ausgeführte und kurze, sehr genaue Bewegungen unterscheidet, wird die Entwicklung eines robotischen Assistenzsystems erläutert. Aus Sicherheitsgründen wird die Motorisierung auf Bewegungen der zweiten Kategorie begrenzt, große Bewegungen erfolgen weiterhin manuell.

Der erste Teil der Arbeit umfasst die Beschreibung der mechanischen Bauteile und der kinematischen Berechnungen. Darauf aufbauend wird das modulare Konzept der Systemsteuerung präsentiert. Neben dem Softwareentwurf wird dabei insbesondere die Entwicklung einer Funkfernsteuerung beschrieben. Angeschlossen an eines der chirurgischen Instrumente gewährleistet sie eine einfache und intuitive Kontrolle des Mikroskops, ohne das Ablegen der Instrumente erforderlich zu machen.

Der zweite Teil erläutert neue Anwendungen, die aus der Motorisierung des Mikroskops resultieren: 1) Automatische Positioniervorgänge, die manuell nicht oder nur mit großem Zeitaufwand zu realisieren sind (z.B. Pivotierung, Autofokus). 2) Die bildbasierte Navigation, die auf der Basis von prä- und intraoperativen Daten eine automatische Fokussierung relevanter Gewebestellen erlaubt und die Möglichkeit der positionssynchronen Einblendung zusätzlicher Informationen in das Sichtfeld des Mikroskops bietet. 3) Die Einbindung der Optischen Kohärenztomographie, um automatische, nicht invasive, in vivo Untersuchungen großer Gewebeflächen zu realisieren. In der Neurochirurgie ermöglicht dies, den Randbereich einer Resektionshöhle auf verbliebene Tumorzellen zu überprüfen, um die intraoperative Diagnose zu optimieren.

Abschließend werden die Systemeigenschaften unter Laborbedingungen untersucht. Ein wesentliches Merkmal des Mikroskops stellt die mechanische Positioniergenauigkeit dar. Unter Berücksichtigung der zuvor definierten Anforderungen beträgt die absolute Genauigkeit ca. $0,85\text{ mm}$ und die Wiederholgenauigkeit ca. $0,54\text{ mm}$.

Der Vergleich zwischen dem neuen Steuerkonzept und der bisherigen, manuellen Positionierung zeigt sehr deutlich, dass sich die Fernbedienung besonders durch die intuitive Kontrolle nach nur kurzer Trainingsdauer auszeichnet. Insgesamt zeigen die Ergebnisse, dass mit der Motorisierung neue Anwendungen möglich werden, die der Chirurg bisher manuell nicht realisieren konnte.

Abstract

This thesis describes the development of a fully motorized surgical microscope to assist the surgeon in positioning the system intraoperatively and supports the clinical workflow. The automatic positioning requires suitable kinematics and an appropriate control concept. Based on a review of manual, intraoperative positioning of the microscope, which differentiates wide, rapidly performed and short, precise movements, the development of a robotic assistant system is explained. For safety reasons the motorization is limited to movements of the second category, while large movements are still performed manually.

The first part includes the description of all mechanical components and the kinematic calculations. Based on this, the modular concept of the control system is presented and the design of the software environment as well as the development of a small remote control is explained. Mounted to one of the surgical instruments the remote control provides intuitive control without the need of dropping the instruments.

The second part introduces new applications that result from the motorization of the microscope. First, automatic, precise positioning is explained in detail (e.g. pivot movements, autofocus). The second focus is image-based navigation, allowing automatic focusing of the field of view based on pre- and intraoperative data. It also enables to display additional information true to scale in the microscopic field of view. Third, the integration of Optical Coherence Tomography allows automatic, non-invasive and in vivo examination of large tissue areas. In neurosurgery, this offers the possibility to check for residual tumor cells inside the resection cavity in order to optimize the intraoperative diagnosis.

Finally, the properties of the system are studied under laboratory conditions. A key feature of the robotic microscope is the mechanical positioning accuracy. Taking the previously defined requirements into account, the absolute accuracy of the focal point is about 0.85 mm and the repeatability error is about 0.54 mm . Based on this, the new control concept will be tested and compared to manual positioning. The remote control is characterized especially by the intuitive control and just a very short training period. Overall, the results demonstrate that new, challenging applications are possible due to the motorization of the surgical microscope. This improves the intraoperative workflow and supports the diagnosis of the surgeon.

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	i
Abstract	ii
Abbildungsverzeichnis	vi
Tabellenverzeichnis	ix
Abkürzungsverzeichnis	xiii
1. Einleitung	1
1.1. Zielstellung dieser Arbeit	2
1.2. Stand der Technik	3
1.2.1. Intraoperative Bildgebung	4
1.2.2. Automatisierung	5
1.2.3. Zusätzliche Diagnoseverfahren	6
1.3. Struktur dieser Arbeit	7
2. Anforderungen	9
2.1. Hardwareanforderungen	10
2.2. Steuerkonzept	11
2.3. Softwareanforderungen	13
3. Motorisiertes Mikroskop	15
3.1. Systembeschreibung	15
3.1.1. Das Mikroskop	16
3.1.2. Light-Router	18
3.2. Motorisierung	19
3.2.1. Hardwareentwurf	19

3.2.2. Sicherheit	24
3.3. Kinematik	26
3.3.1. Architekturmodelle	26
3.3.2. Denavit-Hartenberg Parameter	27
3.3.3. Vorwärtskinematik	29
3.3.4. Passives Gelenk	30
3.3.5. Inverse Kinematik	33
3.3.6. Singularitäten	37
3.4. Mikroskopkalibrierung	39
3.4.1. Optische Mikroskopachse	40
3.4.2. DH-Parameter	42
4. Systemsteuerung	45
4.1. Hardwareebene	46
4.1.1. Mikroskop	47
4.1.2. Tracking-System	53
4.2. Systemebene	56
4.2.1. Registrierung	56
4.2.2. Sicherheit	62
4.3. Anwenderebene	63
4.3.1. Fernbedienung	63
4.3.2. Grafische Nutzeroberfläche	68
5. Anwendungen	71
5.1. Bildbasierte Navigation	72
5.1.1. Datenvorverarbeitung	72
5.1.2. Operationsplanung	73
5.1.3. Intraoperative Navigation	73
5.2. Automatisierte Bewegungen	75
5.2.1. Translation	75
5.2.2. Pivotbewegung	76
5.3. Autofokus	77
5.3.1. Stereo LED-Modul	77
5.3.2. Detektion der Lichtpunkte	79
5.3.3. Fokussierung	80

5.4. Augmented Reality	81
5.4.1. Visualisierung von 3D-Informationen	84
5.4.2. Das Overlay-System für 2D-Informationen	86
5.5. Simulation	87
6. Optische Kohärenztomographie (OCT)	91
6.1. Grundlegende Funktionsweise von OCT	92
6.2. OCT-Hardware	96
6.3. Anwendungen	101
6.3.1. Automatisches Scannen großer Gewebeflächen	102
6.3.2. Intraoperative Visualisierung	109
7. Ergebnisse	113
7.1. Motorisierung	113
7.1.1. Mechanische Positioniergenauigkeit	113
7.1.2. Untersuchung der Dynamik des Mikroskops	118
7.2. Intraoperative Bedienung	120
7.2.1. Untersuchung möglicher Varianten zur Steuerung des Mikroskops	121
7.2.2. Einfluss auf den operativen Ablauf	125
7.2.3. Qualitative Eigenschaften der Fernsteuerung	127
7.3. Autofokus	129
7.3.1. Verfahren zur automatischen Fokussierung	129
7.3.2. Experimenteller Aufbau	131
7.3.3. Ergebnisse	133
7.4. Augmented Reality	134
7.4.1. Kamerakalibrierung	135
7.4.2. Genauigkeitsanalyse	137
7.5. Optische Kohärenztomographie	140
7.6. Sicherheit	143
7.6.1. Teststrategie	146
7.6.2. Ergebnisse	149
8. Diskussion	151
8.1. Motorisierung	151
8.2. Fernbedienung	153
8.3. Autofokus	155

8.4. Augmented Reality	156
8.5. Optische Kohärenztomographie	157
9. Fazit und Ausblick	159
9.1. Fazit	159
9.2. Ausblick	160
A. Anhang	163
A.1. Denavit-Hartenberg Konventionen	163
A.2. Der Algorithmus von Horn	163
A.3. Datenblätter	164
Literaturverzeichnis	171

Abbildungsverzeichnis

2.1. Arbeitsschritte bei der manuellen Neupositionierung des Mikroskops . . .	10
3.1. Mikroskop MÖLLER Hi-R 1000 mit Stativ FS4-20	16
3.2. Light-Router LR 1000i	18
3.3. Motorisierung der Achse 1	21
3.4. Motorisierung der Achsen 2 und 3	22
3.5. Motorisierung der Achse 5	23
3.6. Koordinatensysteme nach Denavit-Hartenberg	29
3.7. Schematische Darstellung des Mikroskops zur Berechnung von θ_{15} . . .	35
3.8. Schematische Seitenansicht des Mikroskops zur Berechnung von θ_2 und θ_3	36
3.9. Versuchsaufbau zur Ermittlung der optischen Achse des Mikroskops . .	41
3.10. Ermittlung der Transformation der optischen Mikroskopachse	42
4.1. Übersicht des modularen Systemaufbaus	46
4.2. Mikroskop-Controller	48
4.3. Regelkreis für die Positionierung der einzelnen Achsen	49
4.4. Vergleich der Beschleunigungsverläufe bei Schrittmotoren	51
4.5. Algorithmus zur Positionsregelung der Schrittmotoren	54
4.6. Navigationsstern des Mikroskops	55
4.7. Beschleunigungssensor zur Kalibrierung der Achsen 6 und 7	57
4.8. Calibration-GUI	57
4.9. Hand-Eye-Calibration	59
4.10. Registrierungsdialog für AR-Umgebung	62
4.11. Basismodul der Fernbedienung des Mikroskops	67
4.12. GUI der Anwendersoftware	69
5.1. Präoperative Definition relevanter Zielpunkte	74
5.2. Funktionsweise eines Stereomikroskops	78

5.3. Modul mit Laserdioden für den Autofokus	79
5.4. Algorithmus des Autofokus	82
5.5. Sichtfeldgröße in Abhängigkeit von Zoom und Arbeitsabstand	83
5.6. Methoden zur Darstellung virtueller Informationen	84
5.7. Berechnung der Sichtfeldgröße des Mikroskops	85
5.8. Systemanalyse mittels Simulation	88
5.9. Simulationsumgebung des Mikroskops	89
6.1. Überblick zur max. Auflösung verschiedener Verfahren der medizini- schen Bildgebung	93
6.2. Schematischer Aufbau eines Michelson-Interferometers	95
6.3. Übersicht der Systemsteuerung mit integriertem OCT-Modul	97
6.4. OCT-Scanner	99
6.5. Visualisierung des OCT-Scanbereichs	100
6.6. OCT-Scanbereich in Abhängigkeit von Zoom und Arbeitsabstand	100
6.7. 2D-Raster für großflächige OCT-Aufnahmen	103
6.8. Detektion der Gewebeoberfläche im A-Scan	105
6.9. Ermittlung einer 2D-Translation mittels POC	108
6.10. OCT Punktwolke nach Registrierung	110
7.1. Streuung der Zielpunkte zur Berechnung der absoluten Genauigkeit	115
7.2. Streuung der Zielpunkte zur Berechnung der Wiederholgenauigkeit	117
7.3. Schwingungen des Mikroskops bei automatischer Bewegung	120
7.4. Fernbedienung des Mikroskops mittels Beschleunigungssensor, Druck- schalter oder Joystick	122
7.5. Lernkurve für unterschiedliche Fernbedienungen	123
7.6. Intraoperativer Arbeitsbereich des Mikroskops	126
7.7. Einblendung der Bewegungsrichtung des Mikroskops	126
7.8. Spannungsverlauf des Akkus der Fernbedienung	128
7.9. Faltungsergebnisse alternativer Fokussieralgorithmen	132
7.10. Vergleich alternativer Verfahren zur automatischen Fokussierung	134
7.11. Ergebnisse der Kamerakalibrierung	138
7.12. Abweichung der AR bei Überlagerung realer und virtueller Objekte	140
7.13. Ergebnisse eines automatischen OCT-Scans bei einem Phantom	142
7.14. Ergebnisse eines automatischen OCT-Scans am Finger	144
7.15. Ergebnisse eines automatischen OCT-Scans einer ex vivo Tumorprobe	145

A.1. Technische Daten des Schrittmotors ST5709	165
A.2. Technische Daten des Schrittmotors ST5918	166
A.3. Technische Daten des HPG Getriebes für Achse 1	167
A.4. Technische Daten des CPU Getriebes für Achsen 2 und 3	168
A.5. Technische Daten des CPU Getriebes für Achse 5	169
A.6. Technische Daten des Absolutgebers	170

Tabellenverzeichnis

3.1. Begrenzungen der Rotationsachsen	17
3.2. Schaltzustände der Bremsen	20
3.3. Spezifikation der Schrittmotoren und Getriebe	21
3.4. Spezifikation der Encoder	22
3.5. Vergleich der Motor- und Bremsmomente	25
3.6. DH-Parameter	30
4.1. Power-Down-Zustände der Fernbedienung	67
7.1. Ergebnisse der absoluten Positioniergenauigkeit	116
7.2. Ergebnisse der Wiederholgenauigkeit	117
7.3. Ergebnisse der auftretenden Schwingungen bei Bewegungen des Mikro- skops	119
7.4. Evaluierung unterschiedlicher Varianten zur Kontrolle des Mikroskops .	124
7.5. Ergebnisse automatischer und manueller Fokussierung	135
7.6. Abweichungen bei der Überlagerung optischer Marker in der AR	140
7.7. Ergebnisse der automatischen OCT-Scans für verschiedene Proben . . .	141
7.8. Fehlerprotokoll	146
7.9. Prioritätsklassen	147
7.10. Grenz- und Äquivalenzklassenwerte	148
7.11. Ergebnisse des Softwaretests	149

Abkürzungsverzeichnis

3D	Dreidimensional
5-ALA	5-Aminolävulinsäure
API	Application Programming Interface
AR	Augmented Reality
CAS	Computer Assisted Surgery
CT	Computertomographie
DFT	Diskrete Fouriertransformation
DoF	Degrees of Freedom
EMV	Elektromagnetische Verträglichkeit
FD-OCT	Frequenz-Domain OCT
FOV	Field of View
FP	Fokuspunkt
GUI	Graphical User Interface
HMD	Head Mounted Display
ICG	Indocyanine Green
ICP	Iterative Closest Point
MPG	Medizinproduktegesetz
MRT	Magnetresonanztomographie
NA	Numerische Apertur
OCT	Optische Kohärenztomographie
OR	Operationsraum
PCA	Principal Components Analysis
PLC	Programmable Logic Controller
POC	Phase-Only-Correlation
RoI	Region of Interest
SLD	Superlumineszenzdiode
SMD	Sum Modulus Difference
SML	Sum of Modified Laplacian
TD-OCT	Time-Domain OCT
UCD	Use Case Diagram

Variablennotation

β	Öffnungswinkel des Sichtkegels im Mikroskop
b	Bildebene des Lightrouters
c	Lichtgeschwindigkeit
$c\theta_i$	Kurzform für $\cos \theta_i$
d	Bewegungsrichtung des Mikroskops
E	Lichtfeld
f	Brennweite
FP	Koordinaten der fokussierten Gewebestelle
G	Gewichtskraft
Γ	Gesamtvergrößerung der Mikroskopoptik
i_G	Getriebeübersetzung
I	Intensität des Lichtfeldes
J	Jacobimatrix
k	Wellenzahl
λ	Wellenlänge
L	optische Weglänge
n_{Luft}	Lichtbrechungsindex (hier: von Luft)
${}^i_j P$	homogene 4×4 Transformationsmatrix von Koordinatensystem i nach j
p	1×3 Positionsvektor (aus der 4. Spalten der Positionsmatrix P)
R	3×3 Rotationsmatrix
M^{ij}	Matrizelement in Zeile i und Spalte j
η_G	Wirkungsgrad des Getriebes
O_i	Ursprung des Koordinatensystems i
$s\theta_i$	Kurzform für $\sin \theta_i$
S	gaußförmiges Frequenzspektrum der Lichtquelle
T	homogener Translationsvektor (aus der 4. Spalten der Positionsmatrix P)
t_x, t_y, t_z	Translationen in Weltkoordinaten
t_g	Kohärenzzeit
$\theta_i, \dot{\theta}_i, \ddot{\theta}_i$	Gelenkwinkelstellung, Geschwindigkeit und Beschleunigung des Gelenks i
Θ	Vektor, bestehend aus allen Gelenkwinkelstellungen des Mikroskops
τ	Laufzeit
WD	Arbeitsabstand des Mikroskops
Z	Zoomfaktor des Mikroskops
ω	Frequenz des Lichts

1. Einleitung

Ein Operationsmikroskop wurde bei einem neurochirurgischen Eingriff erstmals 1967 von Madjid Samii in Deutschland verwendet [1]. Heute kommen OP-Mikroskope vor allem in der Neurochirurgie, der Ophthalmologie, der Hals-Nasen-Ohren Chirurgie oder bei komplizierten Gefäßoperationen zum Einsatz.

Der wesentliche Vorteil eines Operationsmikroskops besteht in der genauen Darstellung von Mikrostrukturen, die im Gegensatz zu Eingriffen ohne Mikroskop stark vergrößert (bis zu $45\times$) dargestellt werden können. Durch den Einsatz von Fluoreszenzmarkern und zusätzlichen Filtern im Mikroskop können bestimmte Gewebetypen direkt im Sichtfeld des Mikroskops detektiert werden. Zusätzlich gewährleisten die integrierten Lichtquellen eine optimale Ausleuchtung des mikroskopischen Sichtfeldes. Dem steht allerdings ein eingeschränktes Sichtfeld für den Chirurgen gegenüber, so dass besondere Anforderungen an die anatomischen Kenntnisse gestellt werden [2]. Zusätzlich erfordert jede Veränderung der Mikroskopposition oder der optischen Parameter das Ablegen der Instrumente und unterbricht damit den Arbeitsprozess des Chirurgen.

In heutigen Operationssälen kommen bereits zahlreiche verschiedene Diagnose- und Behandlungssysteme (Mikroskop, Röntgen, CT, OCT, ...) zum Einsatz. Die optimale Versorgung des Patienten soll durch die direkte Bereitstellung aller notwendigen Informationen gewährleistet werden. Allerdings findet ein interaktiver Austausch gewonnener Informationen in der Regel nur selten statt, so dass der isolierte Einsatz der Systeme zu ineffektiven Planungs- und Operationsprozessen führt [3].

Ein wichtiger Bestandteil neuer medizinischer Entwicklungen besteht daher in der Integration in existierende Systeme und Arbeitsprozesse, um Diagnose, Arbeitsfluss und Therapie zu optimieren. Dies gilt in besonderem Maße für Operationssäle, deren Arbeitsbedingungen sich in den letzten 15 Jahren durch die Integration neuer Techniken signifikant geändert haben [4]. Die Entwicklungsschwerpunkte neuer Techniken liegen dabei auf einer erwünschten Zeitersparnis, einem verbesserten Arbeitsfluss und einer geringeren Invasivität im Vergleich zu existierenden Techniken [5].

In Anlehnung an ein mögliches Szenario für künftige Operationssäle, welches diese

Defizite auszugleichen sucht [6], besteht das grundlegende Ziel dieser Arbeit in der Entwicklung eines chirurgischen Assistenzsystems auf Basis eines motorisierten Operationsmikroskops. Das Hauptaugenmerk soll dabei auf die intraoperative Unterstützung des Chirurgen, z.B. bei der Positionierung oder der Visualisierung relevanter Gewebestrukturen gerichtet sein.

1.1. Zielstellung dieser Arbeit

Operationsmikroskope finden bereits in verschiedenen medizinischen Disziplinen, unter anderem in der Orthopädie, der Ophthalmologie, der rekonstruktiven Chirurgie und in der Neurochirurgie Anwendung. Besonders in der Neurochirurgie stellen sie einen wesentlichen Bestandteil der instrumentellen Ausstattung des Operationsraums (OR) dar. Sie dienen der visuellen Darstellung feiner Strukturen auf der Körperoberfläche unter sterilen Bedingungen und sind neben der Darstellung von präoperativen Daten und dem direkten visuellen Kontakt die wichtigste Quelle der intraoperativen Bildgebung.

Allerdings lässt sich feststellen, dass die derzeit in Anwendung befindlichen neurochirurgischen Operationsmikroskope erhebliche Defizite in Bezug auf folgende Bereiche aufweisen:

- fehlende Integration prä- und intraoperativer Bilddaten zur verbesserten intraoperativen Navigation und Positionierung,
- fehlende Integration funktionserweiternder Diagnosetechniken sowie
- komplexe Handhabung und Bedienung.

Diese Defizite wirken sich durch den resultierenden Zeitverlust und das Infektionsrisiko nachteilig auf den Arbeitsfluss und somit auf die Qualität und Kosten einer Behandlung aus. Es konnte gezeigt werden, dass mit zunehmender Operationsdauer bzw. Anästhesiezeit das Risiko einer postoperativen Wundinfektion deutlich steigt [7, 8]. Die mangelnde Nutzung vorhandenen Potentials zur funktionellen Erweiterung und zur zentralisierten Steuerung erschwert zudem die Integration in zukünftige Operationsraumszenarien. Weiterhin ist die Stellung innerhalb des OR meist isoliert, die Steuerung der Mikroskope erfolgt manuell und ist daher nicht zentralisierungsfähig.

Eine Erweiterung des neurochirurgischen Operationsmikroskops zu einem bildgebenden Assistenzsystem bedingt zunächst die vollständige Motorisierung aller Gelenkachsen. Damit verbunden ist die Entwicklung einer intuitiven Bedienmethode, um eine automatische Positionierung des Mikroskops zu ermöglichen, ohne den Arbeitsfluss des Chirurgen zu unterbrechen. Dies bildet die Grundlage für die Integration weiterer Diagnoseverfahren, die, verbunden mit der Motorisierung, eine präzise und schnelle Bereitstellung zusätzlicher Informationen gewährleistet. Die orts- und maßstabsgetreue Einblendung relevanter Gewebeeinformationen in das mikroskopische Sichtfeld verbessert zudem die intraoperative Orientierung des Chirurgen. Besonders hilfreich erweist sich die Navigation bei Eingriffen in Gehirnarealen mit hoher Funktionalität (z.B. Motor- oder Sprachkortex), multiplen Läsionen oder Biopsien, sowie bei der Zugangsplanung und der Lokalisierung von Resektionsgrenzen bei Gliomen [9].

Die Ziele lassen sich damit in folgenden Punkten zusammenfassen:

1. Zentrale Visualisierung verschiedener Gewebeeinformationen unter Kombination verschiedener Modalitäten (Magnetresonanztomographie, Computertomographie, Mikroskop, Kamera, Optische Kohärenztomographie),
2. Verbesserung der intraoperativen Bildgebung und Diagnose sowie zentrale Visualisierung durch multimodale Techniken und Geräte,
3. Vereinfachung von Positioniervorgängen durch Automatisierung,
4. Entwicklung einer einfachen und intuitiven Bedienmethode für das System,
5. bildgestützte Diagnose mit Hilfe der Optischen Kohärenztomographie und
6. Beachtung des Modularitätsprinzips.

1.2. Stand der Technik

Ein Großteil heutiger OP-Szenarien besitzt gravierende Nachteile hinsichtlich Planung, Architektur, Organisation und Integration neuer Technologien [3, 10]. Hauptprobleme sind dabei ineffektive und oftmals redundante Planungsvorgänge, fragmentierte und isolierte Kommunikationswege und eine Inkompatibilität vorhandener Instrumente. Durch die daraus resultierende Komplexität von Abläufen vor, während und nach

einer Operation entsteht ein erheblicher Zeitverlust, der sich naturgemäß negativ auf die Qualität und die Kosten der Behandlungen auswirkt.

Aus diesen, in [4,6,11] aufgezeigten Perspektiven haben sich verschiedene Prototypen integrierter Operationsräume entwickelt [10]. Kommerziell erhältliche Lösungen sind z.B. NavSuiteTM von Stryker [12] und OR1 von Karl Storz [13]. Aufgrund der sich abzeichnenden, steigenden Bedeutung von integrativen Operationsräumen passen sich fast alle medizintechnischen Neuentwicklungen für den OR an die genannten Kriterien an. Dies gilt insbesondere auch für bildgebende Assistenzsysteme [5].

1.2.1. Intraoperative Bildgebung

Operationsmikroskope liefern vergrößernde Bildinformationen des Operationssitus und stellen somit die Hauptquelle der intraoperativen Bildgebung in vielen medizinischen Disziplinen dar, so auch in der Neurochirurgie. Durch Computertomographie (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT) sind weitere anatomische Informationen verfügbar, die besonders in der Neurochirurgie zur Diagnose und Navigation auch intraoperativ genutzt werden.

Die Überlagerung des für den Chirurgen sichtbaren mikroskopischen Situs mit den präoperativ gewonnenen CT- oder MRT-Daten ist in diesem Zusammenhang von entscheidender Bedeutung, weil damit eine räumliche Zuordnung zwischen realen und virtuellen Objekten in Echtzeit gewährleistet ist. Neben der Entwicklung kopfmonitierter Displays (HMD) [14] ist auch eine Überlagerung der Daten in das Bild eines Operationsmikroskops realisiert worden [15,16,17]. Dabei werden primär z.B. versteckte Strukturen wie Tumorränder, Gefäße, Nerven oder das Zielgebiet dreidimensional (3D) direkt im Blickfeld des Chirurgen dargestellt.

Durch diese Entwicklung soll dem Chirurgen eine globale Orientierung ermöglicht werden, ohne eine Neupositionierung des Mikroskops vornehmen zu müssen. Die existierenden Prototypen haben sich jedoch aufgrund mangelnder Praxistauglichkeit bisher nicht durchgesetzt. Dies ist im Wesentlichen auf ein ineffektives Zusammenspiel der realen und virtuellen Bildinformationen mit der Steuerung des Mikroskops, z.B. zur Neupositionierung, zurückzuführen.

Die begrenzten Kontrollmöglichkeiten führen dazu, dass der Chirurg die Hände und die Augen vom Mikroskop und damit vom Situs nehmen muss, um das Mikroskop neu zu positionieren. Dadurch wird der Zeitvorteil, den die globale Orientierung durch virtuelle Daten bietet, verspielt.

1.2.2. Automatisierung

Nachdem bereits einige robotische Systeme für bestimmte medizinische Anwendungen entwickelt wurden (z.B. Cyberknive [18], da Vinci [19]), können auch zahlreiche andere konventionelle Medizinprodukte von einer automatischen Positionierung profitieren. Ein wesentlicher Vorteil des Roboters besteht in der Fähigkeit den Endeffektor wiederholt und mit hoher Genauigkeit an ein bestimmtes Ziel zu bewegen. Zu den möglichen Produkten gehören neben dem mobilen C-Bogen-Röntgengerät [20,21] oder einer laparoskopischen Kamera [22] vor allem das Operationsmikroskop.

Auch wenn die optischen Voraussetzungen heutiger Operationsmikroskope die bestehenden Anforderungen erfüllen, so existieren trotzdem noch immer große Defizite in der Bedienung und Steuerung der Systeme. Diese Systeme sind im Wesentlichen per Handsteuerung bedienbar, so dass der Chirurg zur Veränderung der Mikroskopposition das Instrument aus der Hand legen und das Mikroskop manuell einstellen muss.

Der Umgang mit sehr feinen Strukturen bei neurochirurgischen Eingriffen macht in der Regel eine hochauflösende Visualisierung des Situs für den Chirurgen erforderlich. Damit ist gleichzeitig eine Beschränkung des Sichtfeldes verbunden, so dass das Mikroskop bereits bei kleinen Veränderungen der Blickrichtung neu ausgerichtet werden muss. Daher hat eine Automatisierung des Mikroskops kombiniert mit einem geeigneten Steuerkonzept wesentlichen Einfluss auf die Handhabung des Systems und verbessert den intraoperativen Arbeitsfluss.

Heutige Operationsmikroskope, wie z.B. Zeiss OPMI Neuro/NC4, Leica M520 MC1 oder MÖLLER Hi-R 1000, sind nur teilweise motorisiert. Die beiden letzten Achsen lassen sich automatisch positionieren und ermöglichen es dem Chirurgen, das Mikroskop über dem Operationssitus zu schwenken, allerdings gerät die zuvor fokussierte Gewebestelle dabei aus dem Sichtfeld. Der Chirurg möchte bei Positionsänderungen aber in der Regel die fokussierte Stelle beibehalten und vielmehr aus einer neuen Blickrichtung betrachten. Dies ist aufgrund der limitierten Freiheitsgrade durch die partielle Motorisierung mit aktuellen Mikroskopen nicht möglich. Das grundlegende Problem besteht demnach in der manuellen Bedienung, da jede Neupositionierung das Ablegen und spätere erneute Aufnehmen der Instrumente erfordert und die Unterbrechung des Arbeitsflusses des Operateurs bedingt.

Die partielle Motorisierung bekannter Systeme ermöglicht die Verwendung von Fußsteuerungen, um einzelne Achsen zu bewegen. Wird allerdings im Stehen operiert, sind auch Fußschalter nur eingeschränkt einsetzbar. Außerdem ist die Steuerung von mehr

als drei Achsen über Fußschalter in der Praxis nicht durchführbar, so dass zwar Lateralbewegungen und Fokussierung, nicht aber eine Bewegung des Mikroskops um den Objektpunkt möglich ist, die z.B. bei Schlüsselloch-OPs von zentraler Bedeutung ist. Ein weiteres großes Problem ist die zunehmende Anzahl von Bedienelementen im Operationsfeld. Standardmäßig verwendete Instrumente wie Bipolarsonde, Koagulatoren und Sauger werden bereits jetzt per Fußschalter bedient.

Neben der Fußsteuerung arbeiten Kassel et al. seit einiger Zeit auch an der Sprachsteuerung von Operationsmikroskopen [23]. Allerdings konnte sich diese Methode bisher nicht durchsetzen, da der Chirurg bei voller Konzentration auf das Operationsgeschehen nur schwerlich eine zusätzliche Sprachsteuerung bedienen kann. Mundschutz, Gespräche und Hintergrundgeräusche verursachen eine Verschlechterung der Erkennungsraten und erhöhen die Gefahr von Missverständnissen und Fehlfunktionen [24].

1.2.3. Zusätzliche Diagnoseverfahren

Über die reine Vergrößerung anatomischer Strukturen hinaus existieren bei heutigen Mikroskopen bereits einige Ansätze zur Integration von Diagnosemethoden z.B. Fluoreszenzmarkierung mittels 5-Aminolävulinsäure (5-ALA) zur Tumorzellenerkennung bei Gliomen vom Grad III und IV [25, 26] oder ICG-Fluoreszenz zur Darstellung von Blutfluss und zur Aneurysmendetektion [27, 28]. Problematisch ist dabei allerdings, dass einzelne Zellen oder kleine Tumorcluster nicht detektiert werden können oder es durch unzureichende Verstoffwechslung bei 5-ALA zu falsch positiven Fällen kommt [29].

Ein weiterer vielversprechender Ansatz für eine intraoperative Bildgebung bildet daher die Optische Kohärenztomographie (OCT), die aufgrund ihrer hohen Auflösung Gebiete mit unterschiedlicher Zelldichte darstellen kann. Die OCT, eine relativ junge bildgebende Technik, hat in den letzten zehn Jahren in verschiedenen Gebieten der Medizin Anwendung gefunden und erreicht Auflösungen im μm -Bereich. Verschiedene OCT-Geräte für Anwendungen unter anderem in der Urologie [30, 31], der Dermatologie [32, 33] und der Ophthalmologie [34] wurden bereits entwickelt.

OCT wurde in der Vergangenheit auch zur Untersuchung von Gehirnstrukturen verwendet [35, 36, 37]. Im Rahmen verschiedener Pilotversuche wurde daher die Fähigkeit von OCT zur intraoperativen Tumorrestzellenidentifikation getestet. Dabei hat sich gezeigt, dass die Identifikation von Krebszellen mit Hilfe von OCT möglich ist [38, 39, 40, 41], so dass z.B. die intraoperative Untersuchung von Resektionshöhlen

auf Tumorrestzellen in der Neurochirurgie maßgebliche Vorteile mit sich bringt. Studien haben gezeigt, dass eine zuverlässige Identifikation und Entfernung der Tumorrestzellen eine verminderte Progressionsrate niedrig-maligner Tumore und somit eine erhöhte Überlebenschance des Patienten verspricht [42]. Bei bisherigen Operationen können intraoperativ verbliebene Tumoranteile häufig erst in postoperativ angefertigten Kernspintomographien dargestellt werden.

Ergebnisse von ex vivo und in vivo durchgeführten Vergleichen der OCT-Bilder mit histologischen Untersuchungen zeigen, dass OCT eine Differenzierung von Infiltrationszone, solidem Tumor und Nekrosezone erlaubt [43]. Dabei wurde jedoch ein externes OCT-Gerät verwendet, was zu einer Verlängerung der OP-Zeit führte. Aufgrund der Auflösungen der OCT im μm -Bereich stellt auch die manuelle Positionierung einen wesentlichen Nachteil dar. Die Integration eines OCT-Scanners in den Strahlengang des Operationsmikroskops bringt demnach eine vielversprechende Diagnosetechnik für den intraoperativen Einsatz mit sich. Die automatische Positionierung des Scanners mit Hilfe des Mikroskops erhöht die Präzision und bietet darüber hinaus die Möglichkeit, die gewonnenen Ergebnisse direkt in das Sichtfeld des Mikroskops einzublenden.

1.3. Struktur dieser Arbeit

Nach einer Einführung in Kapitel 1 werden in Kapitel 2 die grundlegenden Anforderungen des vollständig motorisierten Operationsmikroskops beschrieben. Beginnend bei der Spezifikation der Hardware bis hin zu einem geeigneten Steuerkonzept werden genaue Vorgaben an das System definiert, die zu einer Förderung des intraoperativen Arbeitsflusses des Chirurgen beitragen sollen.

Daran anschließend wird in Kapitel 3 zunächst das vorhandene Basissystem der Firma Möller-Wedel GmbH vorgestellt bevor im zweiten Teil des Kapitels dessen Motorisierung beschrieben wird. Neben dem eigentlichen Hardwareentwurf des chirurgischen Assistenzsystems wird die Kinematik erläutert und insbesondere die inverse Berechnung ausführlich beschrieben. In diesem Zusammenhang wird ebenfalls auf die Sicherheitsaspekte der Motorisierung eingegangen.

Das entwickelte Steuerkonzept bestehend aus einer grafischen Nutzeroberfläche und einer kleinen Fernbedienung zur Steuerung des Mikroskops ist Inhalt von Kapitel 4. Anhand der hierarchischen Struktur wird der modulare Aufbau der Systemsteuerung erläutert, der eine einfache Erweiterung des Assistenzsystems gewährleistet.

Kapitel 5 verdeutlicht die Anwendungsmöglichkeiten des motorisierten Mikroskops.

Dies bezieht sich zunächst auf die automatische Positionierung, wodurch neue Bewegungsabläufe bereitgestellt werden, die manuell nicht oder nur mit großem Zeitaufwand möglich wären. Damit einhergehend wurde auch eine Methode zur automatischen Fokussierung des Gewebes nötig, da bei starker Vergrößerung bereits kleine Bewegungen zu einem Verrauschen des Sichtfeldes führen können. Eine Augmented Reality bietet die Möglichkeit, wichtige Daten intraoperativ in das Sichtfeld des Mikroskops einzublenden und somit dem Chirurgen alle relevanten Informationen für die Diagnose direkt zur Verfügung zu stellen.

Das Kapitel 6 beinhaltet einen kurzen Überblick über die Grundlagen der Optischen Kohärenztomographie und beschreibt die in das Mikroskop integrierte Hardware bevor auf einige Anwendungen für die intraoperative Gewebeuntersuchung eingegangen wird. Die Ergebnisse der experimentellen Untersuchungen des Systems werden im Kapitel 7 zusammengefasst. Dabei wird insbesondere auf den zusätzlichen Nutzen durch die Motorisierung in Bezug auf Genauigkeit, Handling und Arbeitsfluss des Chirurgen im Vergleich zur bisher üblichen, manuellen Bedienung eingegangen. Im Vorgriff auf eine klinische Prüfung wird die Sicherheit des Assistenzsystems ebenso betrachtet wie dessen erweiterte Einsatzmöglichkeiten.

Anschließend werden diese Ergebnisse in Kapitel 8 diskutiert. Das letzte Kapitel fasst das Projekt zusammen und schließt mit einem kurzen Ausblick auf mögliche, zukünftige Weiterentwicklungen.

2. Anforderungen

Die Motorisierung eines Mikroskops erfordert einige grundlegende Voraussetzungen, um eine reibungslose Integration in das klinische Arbeitsumfeld zu gewährleisten. Dies umfasst u.a. folgende Aspekte:

1. relevante Anwendungen,
2. Genauigkeit,
3. Steuerkonzepte und
4. Sicherheit.

Unter diesen Gesichtspunkten wurden gemeinsam mit Chirurgen die typischen Bewegungen eines Mikroskops im klinischen Einsatz analysiert. Dabei können zwei grundlegende Kategorien von Bewegungen des Mikroskops unterschieden werden:

1. Veränderungen über große Strecken, die eine schnelle Positionierung erfordern, dabei aber sehr ungenau bleiben, und
2. kleine Bewegungen, die langsam und sehr genau ausgeführt werden, um Gewebe zu betrachten, das sich knapp außerhalb des sichtbaren Bereichs befindet.

Bisher sind Operationsmikroskope im Wesentlichen per Hand- oder Fußsteuerung bedienbar, so dass der Chirurg zur Veränderung der Mikroskoppotion das Instrument aus der Hand legen und das Mikroskop manuell umpositionieren muss (Abb. 2.1).

Unter Berücksichtigung dieser Aspekte ist eine Automatisierung des Mikroskops nur für Bewegungen der zweiten Kategorie sinnvoll, da es die Positioniergenauigkeit erhöht und Anwendungen ermöglicht, die manuell nur sehr schwierig durchzuführen sind. Im Gegensatz dazu wären automatische Bewegungen der ersten Kategorie entweder sehr zeitaufwändig oder würden das Sicherheitsrisiko für Patient und Personal erheblich erhöhen. Aus diesem Grund wird die manuelle Funktion des Mikroskops hinsichtlich

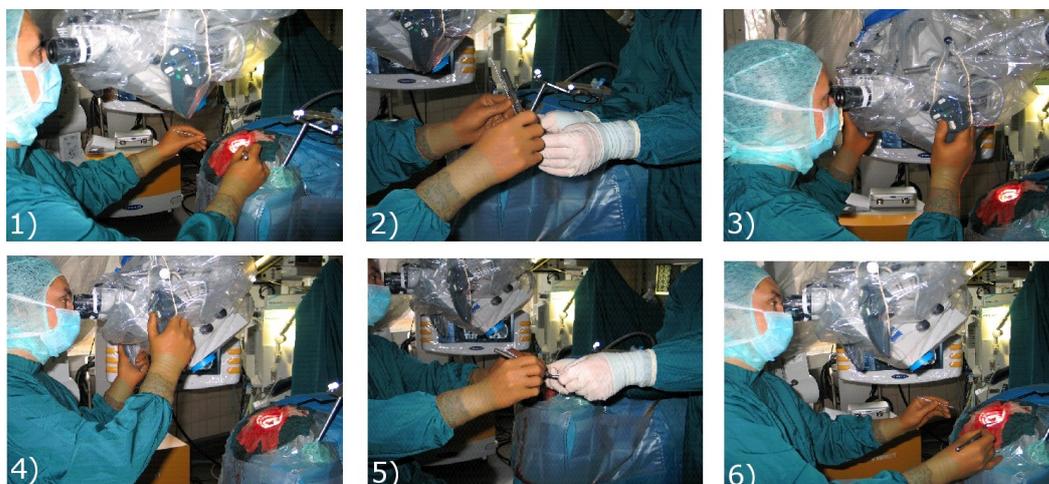


Abbildung 2.1.: Arbeitsschritte bei der Neupositionierung des Mikroskops: 1) ursprüngliche Position, 2) Ablegen der Instrumente, 3) Entriegeln des Mikroskops, 4) Ausrichten des Mikroskops, 5) Aufnahme der Instrumente, 6) Neuorientierung und Wiederaufnahme der Arbeit

Bewegungen der ersten Kategorie beibehalten und nur für automatische Bewegungen der zweiten Kategorie erweitert.

Zunächst werden in diesem Kapitel die Hardwareanforderungen für die Motorisierung erläutert und die Rahmenbedingungen für ein geeignetes Steuerkonzept beschrieben. Anschließend werden die Vorgaben für die Softwareumgebung näher erläutert.

2.1. Hardwareanforderungen

Die Hardwareanforderungen werden maßgeblich davon beeinflusst, dass die Motorisierung ein bestehendes System erweitert und kein neues Mikroskop entwickelt wird. Aus diesem Grund müssen die Komponenten ausreichend klein sein, um sie in die existierende Architektur integrieren zu können. Gleichzeitig müssen die Antriebe aber auch eine hohe Schrittauflösung erbringen, um trotz der langen Hebelarme der Gelenke eine genaue Positionierung gewährleisten zu können.

Das Mikroskop dient primär der visuellen Darstellung feiner Strukturen auf der Körperoberfläche und stellt neben dem direkten visuellen Kontakt die wichtigste Quelle der intraoperativen Bildgebung dar. Dabei ermöglicht die Mikroskopoptik einen Sichtbereich mit einem Durchmesser zwischen $14,7\text{ mm}$ und $87,1\text{ mm}$ je nach Ein-

stellung von Zoomfaktor und Arbeitsabstand, so dass Ungenauigkeiten von kleiner als 1 *mm* bei der Positionierung als ausreichend angesehen werden können. Betrachtet man für diese Anforderung den maximal möglichen Hebelarm von 1700 *mm* für das erste Gelenk, so muss der Antrieb eine Auflösung von mindestens $0,034^\circ$ liefern. Die Encoderauflösung muss diesen Wert noch unterschreiten, um eine sichere Detektion von Gelenkbewegungen gewährleisten zu können.

Um Gewebestellen zu fokussieren, die außerhalb des aktuellen Sichtbereichs liegen, werden nur geringe Distanzen zurückgelegt. Dabei sollen sowohl starke Schwingungen als auch eine unscharfe Darstellung, hervorgerufen durch ruckartige Bewegungen des Mikroskops, verhindert werden, um eine zuverlässige Beobachtung des Gewebes während der Bewegung zu ermöglichen. Dies lässt sich nur mit langsamen, gleichmäßigen Bewegungen durch die Antriebe erreichen.

Darüber hinaus müssen schnelle, abrupte Bewegungen aus Sicherheitsgründen vermieden werden, da der Chirurg auch während der aktiven Bewegung des Mikroskops das Gewebe beobachtet. Dabei besteht Augenkontakt zu den Okularen, so dass er die Bewegungen des Mikroskops frühzeitig einschätzen muss, um Verletzungen durch unvorhergesehene Bewegungen zu vermeiden.

Eine grundlegende Anforderung an das System besteht zudem darin, selbstständige, unbeaufsichtigte Bewegungen des Mikroskops zu verhindern, um die Sicherheit des Patienten zu gewährleisten. Dafür muss einerseits das Haltemoment der Motoren die auf den Gelenkarm wirkenden Kräfte bewältigen und andererseits das Haltemoment der Bremsen das Drehmoment der Motoren übersteigen. Das Haltemoment der Motoren muss daher 0,5 *Nm* übersteigen, um auftretende Gewichtskräfte von mindestens 40 *N* bei einem Hebelarm von bis zu 1323,4 *mm* am zweiten Gelenk bewältigen zu können. Trotz dieser Anforderungen soll das motorisierte Mikroskop auch im Notfall eine flexible und unkomplizierte Handhabung gewährleisten. Für eine Reanimation beispielsweise muss das System schnell und ohne großen Aufwand aus dem Gefahrenbereich bewegt werden können, damit der Chirurg sofort alle notwendigen Maßnahmen einleiten kann.

2.2. Steuerkonzept

Einhergehend mit der Motorisierung des Mikroskops entstehen neue Funktionen, die manuell nicht oder nur sehr schwer zu bewältigen sind. Gleichzeitig soll für die intraoperative Positionierung und Navigation sowohl auf prä- als auch auf intraoperative

Bilddaten zurückgegriffen werden können. Dies erfordert ein geeignetes Steuerkonzept für aktive Bewegungen des Systems, das den Chirurgen unterstützt, ohne den Arbeitsfluss zu beeinträchtigen. Hierfür werden zwei grundlegende Anwendungsgebiete unterschieden:

1. Bewegungen des Mikroskops in sechs Freiheitsgraden, die der Chirurg initiiert und überwacht. Dazu zählen Translationsbewegungen über kurze Distanzen oder Pivotbewegungen um einen vom Chirurgen vorgegebenen Zielpunkt. Dies erfordert eine nicht-manuelle Bedienung des Mikroskops, bei der externe Informationen direkt in das Sichtfeld des Chirurgen eingespiegelt werden, damit weder das Blickfeld gewechselt noch die Instrumente abgelegt werden müssen. Zu diesem Zweck soll ein Bedienkonzept zur Umsetzung der vom Chirurgen gewünschten Bewegungen entwickelt werden, das folgenden Anforderungen genügt:
 - a) einfache und intuitive Handhabung und
 - b) keine Behinderung der Operationsabläufe (z.B. durch zusätzliche Kabel).

2. Bildbasierte Positionierung und Navigation anhand prä- und intraoperativer Bilddaten. Die Einspiegelung externer Daten soll dem Chirurgen eine verbesserte Orientierung durch orts- und maßstabsgetreue Visualisierung relevanter Zusatzinformationen ermöglichen. Bilddaten aus unterschiedlichen Quellen (CT, MRT, OCT) müssen dazu auf die aktuellen Bildinformationen des Mikroskops registriert werden, um eine korrekte Darstellung durch das Beobachtungsmodul zu gewährleisten.

Durch eine geeignete Verbindung der Visualisierung von Bilddaten und Planungsvorgängen mit der Steuerung des Mikroskops soll eine verbesserte intraoperative Navigation ermöglicht werden. Damit können komplexe Bewegungsabläufe vereinfacht und z.B. Resektionshöhlen automatisch und zeitsparend untersucht werden.

Zur Verbesserung der intraoperativen Diagnose und der Erweiterung des Systems soll die Optische Kohärenztomographie (OCT) in den Strahlengang des Mikroskops integriert werden. Dies erfordert Methoden zur korrekten Positionierung der OCT-Sonde in Bezug auf das zu untersuchende Zielgebiet sowie ein Verfahren zur automatischen Untersuchung großer Gewebeflächen. Hierfür soll ein vom Chirurgen spezifiziertes Gebiet automatisch gescannt und die resultierenden Bildinformationen in die virtuelle

Umgebung integriert werden, um eine orts- und maßstabsgetreue Überlagerung mit dem Mikroskopbild zu ermöglichen.

2.3. Softwareanforderungen

Der Einsatz mikroskopbasierter, chirurgischer Eingriffe umfasst verschiedene aufeinander aufbauende Arbeitsschritte von der präoperativen Planung bis zur intraoperativen Navigation und Diagnose. In diesem Zusammenhang bietet das motorisierte Mikroskop verschiedene Ansatzpunkte zur Unterstützung des Chirurgen. Hierzu ist eine geeignete Softwareumgebung notwendig, die den Ablauf der Arbeitsschritte berücksichtigt und für den Chirurgen eine einfache und intuitive Bedienung bereitstellt.

Die Grundstruktur der Software muss verschiedene Anforderungen erfüllen, um eine erfolgreiche Integration in den chirurgischen Arbeitsablauf zu gewährleisten:

1. **Präoperative Planung des chirurgischen Eingriffs.** Basierend auf präoperativen Bilddaten werden relevante Strukturen bestimmt, z.B. Tumor oder wichtige Gefäße, die bei der Wahl des chirurgischen Zugangs zum Operationsgebiet Berücksichtigung finden sollen. Ein Planungsmodul stellt eine 3D-Ansicht der Daten zur Verfügung und soll eine einfache Bedienung gewährleisten. Relevante Zielpunkte und Orientierungen für das Mikroskop werden gespeichert und für die intraoperative Navigation vorgehalten.
2. **Kalibrierung des Mikroskops.** Für das motorisierte Mikroskop stellt die Kalibrierung ein essentielles Modul dar, um verschiedene Parameter der Kinematik zu bestimmen und damit die Genauigkeit bei der Positionierung im Arbeitsraum zu erhöhen. Da während einer Operation in der Regel kein technisches Personal anwesend ist, muss dieser Prozess automatisch ablaufen, um die Belastung der Chirurgen mit Aufgaben zu vermeiden, mit denen sie nicht zwangsläufig vertraut sind.
3. **Registrierung der Planungsdaten.** Die Registrierung soll den räumlichen Bezug zwischen präoperativen Planungsdaten und dem tatsächlichen Operationsgebiet herstellen. Dies ist eine grundlegende Voraussetzung für eine automatische Positionierung des Mikroskops relativ zum Patienten, ohne die eine orts- und maßstabsgetreue Überlagerung des Sichtfeldes mit externen Daten nicht möglich ist.

4. **Visualisierung prä- und intraoperativer Bilddaten.** Um die Funktion des Mikroskops über die reine Darstellung des Operationssitus hinaus zu erweitern, werden zusätzliche Informationen in den Strahlengang eingespiegelt. Durch die Präsentation von Daten zu Systemstatus (z.B. Zoom- und Fokuswerte), Navigation (z.B. Lage und Orientierung von Zielregionen) oder Diagnose (z.B. intraoperative OCT-Bilder) werden Blickwechsel auf externe Monitore überflüssig.
5. **Intraoperative Navigation relativ zum Patienten.** Die Auswahl prä- und intraoperativ definierter Zielpunkte soll die Positionierung des Mikroskops vereinfachen und den Zeitaufwand reduzieren. In Kombination mit den vom Visualisierungsmodul bereitgestellten Informationen soll die Orientierung im Operationssitus für den Chirurgen verbessert und eine Fernbedienung (vgl. Kap. 2.2) für die aktive Positionierung des Mikroskops bereitgestellt werden.

Darüber hinaus werden an die Software besondere Anforderungen in Bezug auf Nutzerfreundlichkeit und Sicherheit gestellt. Die Bedienung der einzelnen Module muss einfach und intuitiv verständlich sein, damit auch unerfahrene Anwender das System problemlos nutzen können. Dem Sicherheitsaspekt wird durch definierte Modulabhängigkeiten Rechnung getragen, so dass keine Registrierung ohne vorherige Kalibrierung des Mikroskops und damit auch keine Positionierung basierend auf Informationen aus den Patientendaten möglich ist.

3. Motorisiertes Mikroskop

In diesem Kapitel wird der mechanische Aufbau des motorisierten Operationsmikroskops beschrieben. Das primäre Ziel der Motorisierung besteht darin, die durch die manuelle Positionierung des Mikroskops verursachten Beeinträchtigungen für den Chirurgen zu beheben und ihm neue Anwendungen zur Verfügung zu stellen, die manuell nicht zu realisieren sind.

In [44] werden die folgenden Komponenten als grundlegende Elemente für die Entwicklung angeführt:

1. mechanischer Roboterarm,
2. interne Sensoren zur Positionserkennung und
3. der Controller.

Ausgehend vom kommerziell vertriebenen manuellen OP-Mikroskop, das die Grundlage für diese Entwicklung bildet, ist die Architektur der ersten Komponente für das vollständig motorisierte Mikroskop bereits vorgegeben. Die integrierten Komponenten sowie die internen Sensoren zur Positionserkennung werden in diesem Kapitel beschrieben. Insbesondere die Antriebshardware (Motoren, Absolutgeber und Bremsen) wird detailliert dargestellt und in Bezug auf Kalibrierungsanforderungen und Sicherheitsaspekte evaluiert. Anschließend wird eine ausführliche kinematische Analyse des Systems präsentiert, die zur Berechnung der fokussierten Gewebestelle (Vorwärtskinematik) und der Gelenkwinkelstellungen (Inverse Kinematik) erforderlich ist.

Die dritte Komponente, der Controller zur automatischen Steuerung des Mikroskops, wird in Kapitel 4 präsentiert.

3.1. Systembeschreibung

Der folgende Abschnitt liefert einen kurzen Überblick über die bereits existierenden Komponenten des Mikroskops, auf die bei der Entwicklung des motorisierten Systems

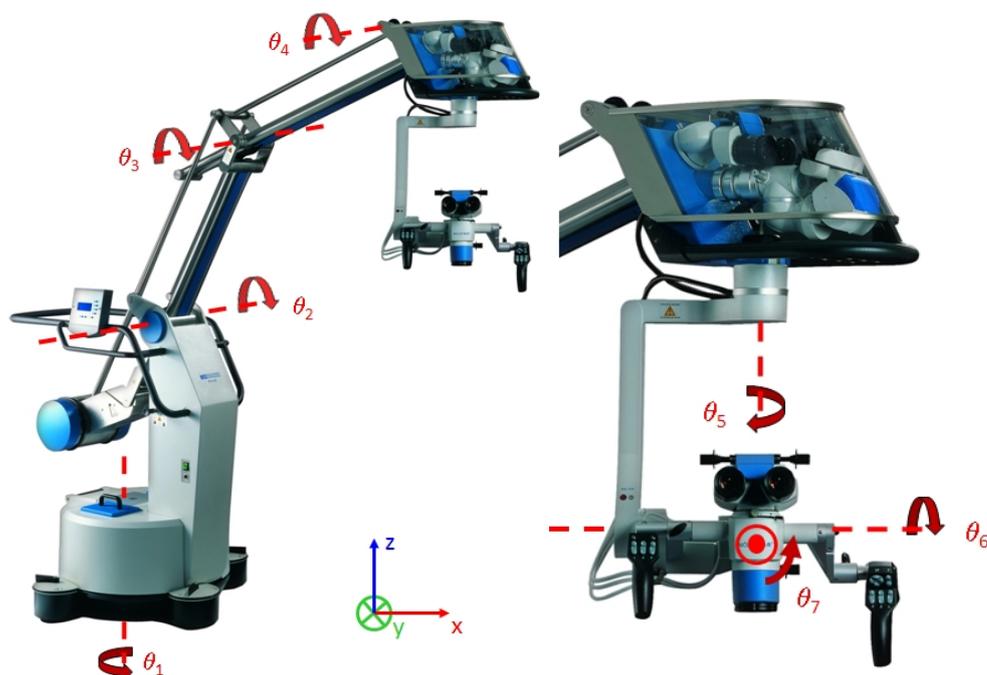


Abbildung 3.1.: Das MÖLLER Hi-R 1000 Mikroskop und das FS4-20 Stativ bilden das Basissystem für das vollständig motorisierte, chirurgische Mikroskop. Bild: Möller-Wedel GmbH

aufgebaut wurde. Speziell die mechanischen Beschränkungen der Stativarchitektur und die Komponenten für die intraoperative Bildverarbeitung werden näher erläutert.

3.1.1. Das Mikroskop

Für die Entwicklung eines vollständig motorisierten, chirurgischen Mikroskops wurde das handelsübliche Modell MOELLER 20-1000 der Firma Möller-Wedel GmbH als Basissystem eingesetzt. Dieses System besteht aus einem gewichtsausgleichenden Stativ (FS 4-20) mit senso-servo drive (SSD) für kontinuierliche, kraftfreie Bewegungen und einem Stereo-Operationsmikroskop MÖLLER Hi-R 1000 mit hochauflösender Optik (Abb. 3.1).

Das Mikroskop besitzt sieben Achsen und sechs Freiheitsgrade. Die beiden letzten Achsen sind ab Werk motorisiert und lassen sich über eine RS-232 Schnittstelle steuern. Dies ermöglicht dem Chirurgen, die Blickrichtung über einen Joystick am Handgriff des Mikroskops zu kontrollieren. An den Handgriffen befinden sich ebenfalls Funktionstasten zum Verstellen von Fokus, Zoom und Beleuchtung des Mikroskops. Encoder

Tabelle 3.1.: Begrenzungen der Rotationsachsen.

Achse	Bezeichnung	min	max
1	θ_1	-	-
2	θ_2	-120°	-40°
3	θ_3	30°	115°
4	θ_4	-75°	90°
5	θ_5	-270°	270°
6	θ_6	40°	210°
7	θ_7	-135°	-40°

zur Bestimmung der Absolutpositionen sind nicht vorhanden.

Das Mikroskop ist mit einer apochromatischen Optik ausgestattet, deren Frontlinse einen Arbeitsabstand zwischen 224 mm und 510 mm , sowie eine 25 mm Stereobasis für dreidimensionale Wahrnehmung aufweist. Der Vergrößerungsfaktor kann frei zwischen $1,3\times$ und $15,0\times$ gewählt werden. Der Arbeitsraum wird durch Drehungen um die vertikale Achse von $\pm 270^\circ$, Neigungen nach links und rechts von -45° bis 50° sowie Neigungen nach vorne und hinten von -50° bis 120° aufgespannt.

Das FS 4-20 Stativ hat eine Standfläche von $700 \times 700\text{ mm}^2$ und kann unbegrenzt um die vertikale Achse gedreht werden. Der Parallelogrammarm ermöglicht eine große Reichweite des Systems und stellt über ein Gegengewicht eine Tragkraft von max. $18,7\text{ kg}$ sicher. Die Architektur des Mikroskops begrenzt den Arbeits- und Konfigurationsraum mit Ausnahme der vertikalen Achse des Stativs (Tab. 3.1). Trotzdem ermöglicht es einen Arbeitsraum von ca. $800\text{--}2000\text{ mm}$ über dem Boden und innerhalb von $700\text{--}1700\text{ mm}$ Entfernung von der vertikalen Achse.

Alle Gelenke werden durch elektromagnetische Bremsen gegen unbeabsichtigte Bewegungen gesichert. Hydraulische Schwingungsdämpfer verringern ein Nachschwingen nach einer Neupositionierung. Im unteren Teil des Stativs befindet sich eine 300 W Xenon Lichtquelle, sowie die RS-232 Schnittstelle für serielle Kommunikation mit einem externen Computer. Das Mikroskop kann mit einer Spannung von $100\text{--}240\text{ V}$ betrieben werden.



Abbildung 3.2.: Der Light-Router LR 1000i stellt die grafischen Schnittstellen zur Verfügung. Bild: Möller-Wedel GmbH

3.1.2. Light-Router

Das Beobachtungsmodul LR 1000i der Firma Möller-Wedel GmbH ist Teil eines chirurgischen Operationssystems für die Neurochirurgie. Es wurde für den klinischen Gebrauch konzipiert und erfüllt die notwendigen Konformitätskriterien, darunter die Normen EN 60 601-1¹, EN 60 601-1-2² und EN ISO 14971³.

Die Funktion des Light-Routers (Abb. 3.2) ist ähnlich der eines Monitors. Es hat eine Auflösung von 1280×1024 Pixel, eine Farbtiefe von 24bit (true color) und eine Bildwiederholungsrate von 60 Hz. Die Linsen des Mikroskops begrenzen den sichtbaren Bereich auf einen Durchmesser von 930 Pixeln. Durch die Linsenoptik hat diese Fläche laut Herstellerangaben einen relativen Durchmesser von 210 mm.

Der Light-Router kann über einen DVI-D Anschluss mit einem externen Computer verbunden werden und bietet die Möglichkeit, die aktuelle Mikroskopansicht mit einem virtuellen Bild zu überlagern und das Sichtfeld mit zusätzlichen Informationen zu ergänzen.

Darüber hinaus bietet das Beobachtungsmodul über eine seitliche Schnittstelle die Möglichkeit, das aktuelle Sichtfeld des Chirurgen mit einer Kamera aufzunehmen und auf einen externen Bildschirm zu übertragen. An dieser Stelle wird eine Firewire-Kamera (DFK 31AF03, The ImagingSource Europe GmbH) mit einem 1/3" CCD-Chip und einer Auflösung von 1024×768 Pixeln an die Schnittstelle angeschlossen.

¹Konformitätskriterium für medizinisch, elektronische Geräte. Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit

²Konformitätskriterium zweite Ergänzungsnorm. Elektronische Verträglichkeit

³Konformitätskriterium zur Anwendung des Risikomanagements auf Medizinprodukte

3.2. Motorisierung

Basierend auf den in Kapitel 2 definierten Anforderungen wird die manuelle Funktionalität des Mikroskops als primärer Modus beibehalten und die Motorisierung nur als zusätzliches Verfahren realisiert, um den Chirurgen während der Operation bei der Navigation des Systems zu unterstützen [45]. Der folgende Abschnitt beschreibt den Hardwareentwurf für die Motorisierung eines handelsüblichen MÖLLER Hi-R 1000 Mikroskops. Neben der Spezifikation der eingesetzten Hardwarekomponenten wird ausführlich auf die kinematische Analyse der Stativarchitektur eingegangen.

3.2.1. Hardwareentwurf

Die Auswahl der erforderlichen Antriebskomponenten wird maßgeblich vom bestehenden System beeinflusst. Die Antriebe werden dabei so ausgelegt, dass sie sich in die existierende Architektur integrieren lassen und gleichzeitig eine ausreichende Genauigkeit für kleine Bewegungen im Arbeitsraum des Chirurgen sichergestellt wird [46]. Die Spezifikation der Hardware wurde in Zusammenarbeit mit IBG Technology Hansestadt Lübeck GmbH durchgeführt.

Die Gelenke des Stativs werden mit Schrittmotoren ausgestattet, da diese einfach und zuverlässig per Software gesteuert werden können und durch ihre Robustheit eine lange Lebensdauer aufweisen. Außerdem weisen sie im Gegensatz zu anderen Motoren auch bei niedrigen Drehzahlen ein hohes Haltemoment auf. Schrittmotoren können zwar durch Schrittverluste Positionsungenauigkeiten verursachen, werden sie aber innerhalb ihrer Leistungsgrenzen betrieben, so erfolgt der Positioniervorgang ohne Rückführung. Der Einsatz zusätzlicher externer Absolutgeber hinter dem Getriebe an jedem Gelenk gewährleistet dabei die präzise Bestimmung der Gelenkstellungen unabhängig von den Motoren, auch wenn der Leistungsbereich kurzzeitig verlassen wurde.

Bei der Erhöhung der Schrittauflösung mithilfe von Getrieben wurde insbesondere auf geringes Spiel geachtet, um eine hohe Wiederholgenauigkeit erzielen zu können. Durch einen ungenauen Zahneingriff kann es zum Zahnradspiel kommen, wodurch Winkelverstellungen trotz ruhendem Antrieb hervorgerufen würden. Dieses Gelenkspiel wird durch geeignete Komponenten auf 2,5 Winkelminuten beschränkt, komplett kann das Spiel allerdings nicht beseitigt werden, da sonst die Reibung im Getriebe deutlich zunehmen und eine entsprechend größere Antriebskraft notwendig würde.

Tabelle 3.2.: Schaltzustände der Bremsen in unterschiedlichen Modi.

Achse	Komponente	manueller Modus	Automatikmodus
1	MW-Bremse	gelöst	gelöst
	KEB-Kupplung	offen	geschlossen
2	MW-Bremse	gelöst	angezogen
	Nanotec-Bremse	angezogen	gelöst
3	MW-Bremse	gelöst	angezogen
	Nanotec-Bremse	angezogen	gelöst
5	MW-Bremse	gelöst	angezogen
	Nanotec-Bremse	angezogen	gelöst

Außerdem wird jedes Gelenk mit einer zusätzlichen Bremse versehen, da die bereits vorhandene Bremse des manuellen Modus im Automatik-Modus als Welle fungiert und somit den Motor nicht bremst (Tab. 3.2). Diese zweite Bremse hält den Gelenkarm in Position und verhindert nicht geplante Bewegungen des Motors, wobei das Haltemoment der Bremse stets das Drehmoment des Motors übersteigen muss.

Um im Falle eines unerwarteten Stromausfalls das Entfernen des Mikroskops aus dem Operationsgebiet gewährleisten zu können, wurden Rutschkupplungen in die Gelenke eingesetzt. Diese ermöglichen die im stromlosen Zustand geschlossenen Bremsen mit erhöhtem Kraftaufwand durchzudrücken und so das Mikroskop aus der Gefahrenzone zu bewegen.

Für die einzelnen Gelenkachsen (Abb. 3.1) wurden folgende Komponenten ausgewählt:

Achse 1:

Die erste Achse wird mit einem Schrittmotor ST5709 (Nanotec Electronic GmbH & Co.KG) ausgestattet. Dieser Motor besitzt eine Schrittweite von $0,9^\circ$ pro Schritt und ist auf einem Zahnrad im Fuß des Stativs montiert (Abb. 3.3). Ein spielfreies Getriebe (Harmonic Drive AG) reduziert die Schrittweite auf $0,0053^\circ$ pro Schritt (Tab. 3.3). Der Absolutgeber AD36 (Hengstler GmbH) läuft auf dem Zahnrad parallel zum Motor und hat eine Auflösung von 2^{19} Schritten pro Umdrehung, wobei 2^{12} Umdrehungen gemessen werden können (Tab. 3.4). Dies ergibt eine Auflösung von $0,0007^\circ$ pro Schritt und gewährleistet, dass Motorschritte zuverlässig detektiert werden. Im Normalzustand ist der Motor ausgekuppelt und muss nicht gebremst werden.

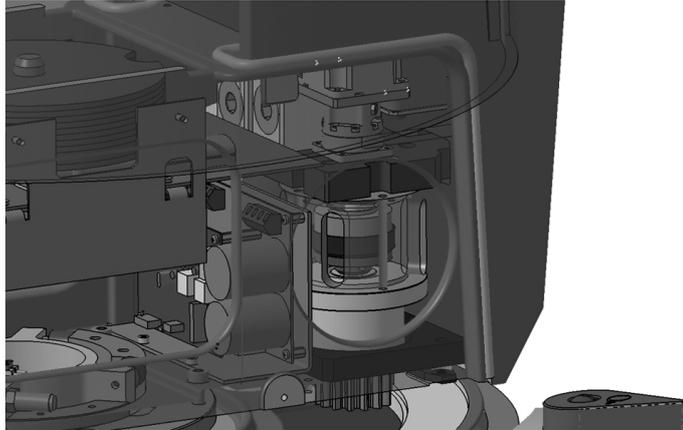


Abbildung 3.3.: Motor und Absolutgeber der ersten Achse laufen parallel zueinander auf einem Zahnrad im Fuß des Stativs.

Tabelle 3.3.: Spezifikation der Schrittmotoren und Getriebe.

Achse	Motorschrittweite	Getriebe	Bewegungsauflösung
1	0,9°	1:169	0,0053°
2	0,9°	1:100	0,009°
3	0,9°	1:100	0,009°
4	-	-	0,009°
5	1,8°	1:100	0,018°
6	1,17°	1:100	0,012°
7	1,17°	1:100	0,012°

Achsen 2 und 3:

Die beiden Hauptachsen des Parallelogrammarms werden ebenfalls mit ST5709 Schrittmotoren ausgestattet. Zykloidgetriebe (Harmonic Drive AG) ermöglichen eine Schrittauflösung von 0,009° pro Schritt (Tab. 3.3). Motor und Bremse des zweiten Gelenks sind direkt am Hauptarm angebracht (Abb. 3.4). Der Absolutgeber (AD36) hingegen ist am Hilfsarm des Parallelogrammarms montiert, der sich immer parallel zum Hauptarm bewegt.

Motor, Bremse und Absolutgeber der dritten Achse werden in das große Gegengewicht am unteren Ende des Parallelogrammarms integriert, wobei Motor und Absolutgeber parallel zueinander montiert sind, so dass beide jeweils unabhängig voneinander betrieben werden.

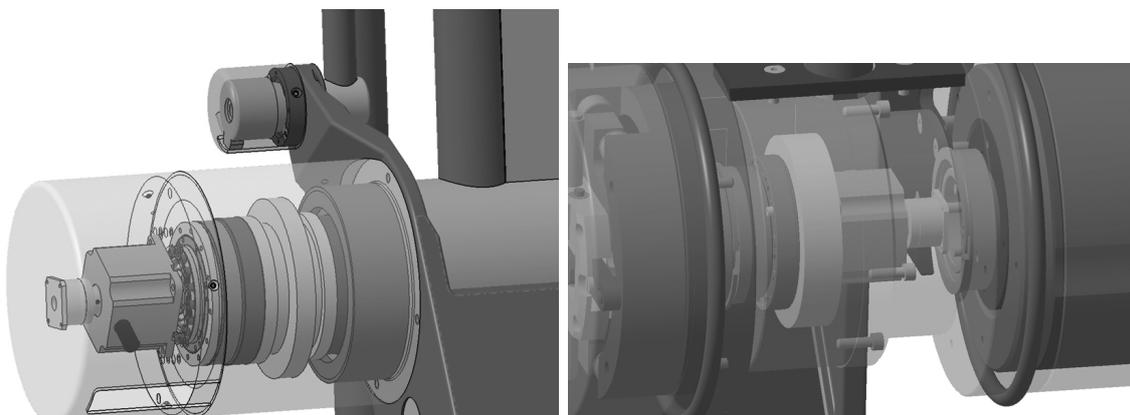


Abbildung 3.4.: Motor und Bremse des zweiten Gelenks befinden sich direkt am Hauptarm, der zugehörige Absolutgeber ist am Hilfsarm des Parallelogrammars angebracht (links). Motor, Bremse und Absolutgeber der dritten Achse sind in das Gegengewicht integriert.

Tabelle 3.4.: Spezifikation der Encoder.

Achse	Geber / Umdr.	Übersetzung	Schritte / °	Auflösung
1	2 ¹⁹	169:15	16408,27	10 ⁻⁵ · 6,09°
2	2 ¹⁹	1:1	1456,36	10 ⁻⁴ · 6,87°
3	2 ¹⁹	1:1	1456,36	10 ⁻⁴ · 6,87°
5	2 ¹⁹	1:1	1456,36	10 ⁻⁴ · 6,87°
6	512	1:60	85,6	0,01°
7	512	1:60	85,6	0,01°

Achse 4:

Die vierte Achse am oberen Ende des Parallelogrammars stellt ein passives Gelenk dar. Es kompensiert ausschließlich die Bewegungen der Gelenke zwei und drei. Die Parallelkinematik des Arms überträgt die Bewegungen dieser beiden Gelenke direkt auf das vierte, um die Aufhängung des Mikroskops immer in horizontaler Stellung zu halten. Daher ist die Motorisierung dieses Gelenkes nicht erforderlich.

Achse 5:

Ein Schrittmotor ST5918 (Nanotec Electronic GmbH & Co.KG) treibt das fünfte Gelenk an. Der Motor weist eine Schrittweite von 1,8° pro Schritt auf, die durch ein spielfreies Getriebe (Harmonic Drive AG) auf 0,018° erhöht wird (Tab. 3.3). Motor, Bremse und Absolutgeber sind oberhalb der Mikroskopaufhängung montiert (Abb.

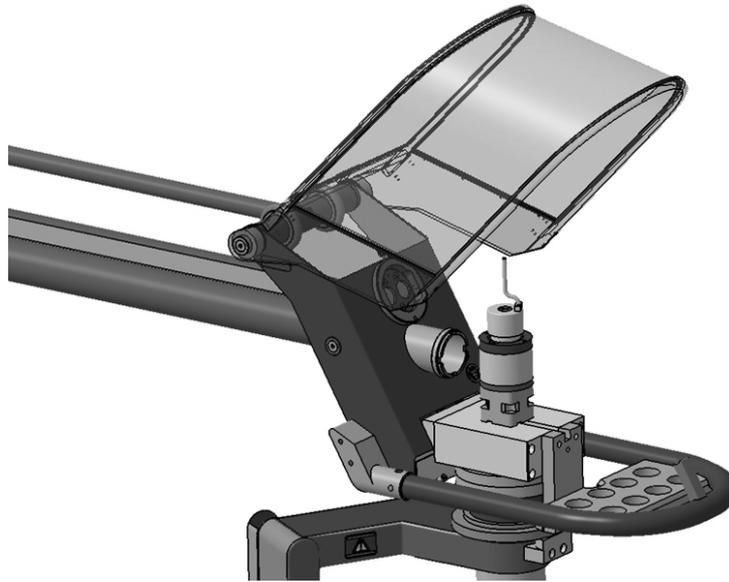


Abbildung 3.5.: Die Komponenten des fünften Gelenks sind oberhalb der Mikroskopaufhängung montiert. Der Absolutgeber ist mit einem zusätzlichen Zahnrad unterhalb des Gelenks verbunden, um Gelenkwinkelveränderungen auch im manuellen Modus zu detektieren.

3.5). Eine parallele Installation von Motor und Geber ist aufgrund der Stativarchitektur nicht möglich. Der Encoder wurde daher mit einem zusätzlichen Zahnrad unterhalb des Gelenks verbunden. Dies gewährleistet die Verbindung von Encoder und Gelenkarm, auch wenn der Motor ausgekuppelt wird.

Achsen 6 und 7:

Die Achsen sechs und sieben werden bereits vom Hersteller motorisiert. Dafür werden bürstenlose DC-Motoren 3056 und 2444 (Dr. Fritz Faulhaber GmbH & Co.KG) eingesetzt. Die Motoren sind mit einem spielfreien Getriebe HFUC14 (Harmonic-Drive AG) mit einer Untersetzung von $i_G = 100$ verbunden. Damit wird eine Schrittauflösung von $0,012^\circ$ erreicht (Tab. 3.3).

Im Gegensatz zu den nachträglich motorisierten Achsen, werden die Achsen sechs und sieben im manuellen Modus nicht von den Motoren getrennt, sondern auch in diesem Fall mithilfe der Servomotoren positioniert. Die Rotationsrichtung für die Bewegung wird über Dehnmessstreifen in den Handgriffen des Mikroskops detektiert. Beide Achsen sind nicht mit externen Absolutgebern ausgestattet, eine Kalibrierung dieser Achsen wird deshalb erforderlich.

3.2.2. Sicherheit

Besondere Aufmerksamkeit im Umgang mit motorisierten Geräten muss der Sicherheit gewidmet werden. Dies gilt insbesondere für medizinische Systeme, bei denen sich ein Patient direkt im Arbeitsraum befindet (Medizinproduktegesetz). Ebenso arbeitet das OR-Team in unmittelbarer Nähe neben dem Gerät, ohne dass dabei die Aufmerksamkeit ständig auf das Mikroskop gerichtet ist. Gerade deshalb muss zu jeder Zeit die Sicherheit für alle Beteiligten gewährleistet sein.

Hierzu werden Hardware- und Softwaremethoden unterschieden, wobei hier zunächst nur auf die Hardwaresicherheit eingegangen werden soll, die maßgeblich auf folgenden Faktoren basiert:

1. Mithilfe eines großen Gegengewichts am unteren Ende des Parallelogrammarms ist das System jederzeit ausbalanciert. Der Gewichtsausgleich hält das Mikroskop auch dann in seiner Position, wenn die Bremsen gelöst wurden, ohne eine aktive Bewegung zu initiieren.
2. Basierend auf den Hardwareanforderungen für das System sind die Schrittmotoren nur für geringe Geschwindigkeiten ausgelegt. In Kombination mit der Tatsache, dass das Mikroskop ausschließlich nicht invasiv arbeitet und dabei einen Arbeitsabstand von mindestens 220 mm aufweist (Kap. 3.1.1), können drohende Kollisionen frühzeitig erkannt und verhindert werden.
3. Der manuelle Modus wird immer mit höchster Priorität betrieben, d.h. aktive Bewegungen des Mikroskops können nur erfolgen, wenn die Bremsen des manuellen Modus geschlossen sind (Tab. 3.2). Andernfalls agieren diese als eine Kupplung und trennen den Antrieb von den Gelenkarmen, so dass die aktive Bewegung unterbrochen und das Mikroskop manuell aus dem Gefahrenbereich bewegt werden kann.
4. Im Gegensatz zu den Motoren, die im manuellen Modus ausgekuppelt werden, dürfen die Verbindungen der Encoder zum jeweiligen Gelenkarm nicht unterbrochen werden. Dies stellt sicher, dass die exakte Position jederzeit (auch im manuellen Modus) bekannt ist.

Eine Absicherung des Mikroskops gegen unvorhergesehene Bewegungen (z.B. Absinken des Parallelogrammarms) muss dauerhaft gewährleistet sein. Das MÖLLER Hi-R 1000

Tabelle 3.5.: Vergleich der Motor- und Bremsmomente laut Herstellerangaben [47]

Achse	Motor		Bremse
	Haltemoment	Drehmoment	Haltemoment
1	0,608 Nm	< 0,51 Nm	⁴
2	0,608 Nm	< 0,51 Nm	1,4 Nm
3	0,608 Nm	< 0,51 Nm	1,4 Nm
5	0,92 Nm	< 0,92 Nm	1,4 Nm

realisiert dies durch einen gewichtsausgeglichenen Stativarm (Punkt 1). Ungenauigkeiten der Balancierung kompensiert der Nutzer im manuellen Modus, bei motorisierten Bewegungen müssen die auftretenden Gewichtskräfte allerdings von den Motoren bewältigt werden.

Das Haltemoment der Bremsen muss das Drehmoment der Motoren einerseits übersteigen (vgl. Tab. 3.5), andererseits muss das Haltemoment der Motoren die auf den Gelenkarm wirkenden Gewichtskräfte kompensieren. Hierfür muss lediglich der betragsmäßige Gewichtsunterschied des Parallelogrammarms berücksichtigt werden.

Für das worst-case Szenario soll hier die Gewichtskraft bei vollständig ausgefahrenem Parallelogrammarm bestimmt werden, die maximal auf Motor zwei wirken darf. Der Schrittmotor besitzt ein Haltemoment von $M_H = 0,608 \text{ Nm}$ (vgl. Tab. 3.5) und wird mit einer Getriebeübersetzung von $i_G = 1 : 100$ betrieben, der maximale Hebelarm der Gewichtskraft für Gelenk zwei beträgt $r = 1323,4 \text{ mm}$. Daraus ergibt sich eine maximale Gewichtskraft von $G = 45,94 \text{ N}$ (3.1). Unter Berücksichtigung des Wirkungsgrads des Getriebes ($\eta_G \leq 90\%$) erhöht sich der Betrag der maximal zulässigen Gewichtsunterschied sogar auf $G = 51,05 \text{ N}$.

$$G = \frac{M_H \cdot i_G}{r \cdot \eta_G} \quad (3.1)$$

Ein Gewichtsunterschied von mehr als 50 N wird vom Nutzer bei der initialen, manuellen Nutzung des Mikroskops erkannt und kann somit bereits im Vorfeld kompensiert werden. Auch intraoperativ kann ein solch großer Gewichtsunterschied nicht unbeachtet eintreten, so dass die Gefahr des Absinkens des Stativarms durch fehlerhaften Gewichtsausgleich bei automatischen Bewegungen nicht besteht.

⁴Im Normalzustand ist der Motor ausgekuppelt und muss nicht gebremst werden.

3.3. Kinematik

Im folgenden Abschnitt wird die kinematische Analyse des Mikroskops beschrieben [48]. Nach einer kurzen Gegenüberstellung und Bewertung verschiedener Architekturmodelle werden die Besonderheiten der realisierten Mikroskoparchitektur näher erläutert. Abschließend wird das Mikroskop hinsichtlich möglicher singulärer Stellungen bewertet.

3.3.1. Architekturmodelle

Bekannte Robotersysteme lassen sich anhand ihrer Architektur grundlegend in parallele [49] oder serielle Kinematiken [44] unterteilen. Beide Varianten besitzen maßgebliche Charakteristika, die sie für bestimmte Anwendungen prädestinieren, während sie für andere Anforderungen völlig ungeeignet sind.

Der Vorteil paralleler Systeme besteht in der hohen Positioniergenauigkeit und der hohen Steifigkeit des Roboterarms, allerdings besitzen sie nur einen relativ geringen Arbeitsraum. Serielle Kinematiken profitieren in erster Linie von einem großen Arbeitsraum und einer einfachen Bauweise, wohingegen ihre Defizite in einer geringeren Genauigkeit und der limitierten Tragfähigkeit im Vergleich zu ihrem Eigengewicht liegen. Damit eignen sich parallele Kinematiken vor allem bei stationärer Montage (z.B. an der Decke), wohingegen serielle Architekturen bei mobilen Systemen bevorzugt werden, da die größere Reichweite eine flexible Anpassung an sich ändernde Einsatzumgebungen ermöglicht.

Eine grundlegende Voraussetzung für den Einsatz eines Robotersystems in unterschiedlichen medizinischen Anwendungsgebieten besteht in einem anwendungsspezifischen Arbeitsraum [50]. Nur wenn eine flexible Positionierung ohne limitierende Nebenbedingungen möglich ist, kann ein zuverlässiger intraoperativer Einsatz gewährleistet werden. Vor allem wegen des limitierten Arbeitsraumes, aufgrund möglicher Kollisionen der einzelnen Gelenkarme, stoßen rein parallele Architekturen bei diesen Anforderungen an ihre Grenzen.

In [51] wird die Verwendung eines seriellen Roboterarms zur Positionierung eines Mikroskops für den klinischen Einsatz beschrieben. Die geforderte Positioniergenauigkeit von 1 mm konnte zwar erreicht werden, eine Erweiterung mit zusätzlichen Modulen ist wegen der limitierten Tragfähigkeit allerdings nicht mehr möglich, wodurch der flexible Einsatz in unterschiedlichen Anwendungsgebieten begrenzt bleibt.

Das MÖLLER Hi-R 1000 Mikroskop dagegen kombiniert die genannten Architekturen und profitiert auf diese Weise von den Vorteilen der beiden konkurrierenden Modelle, während gleichzeitig bestehende Nachteile behoben werden. Die grundlegende Kinematik beruht auf dem seriellen Modell, der Stativarm nutzt aber zusätzlich eine Parallelogrammarchitektur. Dadurch erzielt der Stativarm eine deutlich höhere Steifigkeit, da sich bei gegebenen Einzelsteifigkeiten c_i im parallelen Ansatz die Gesamtsteifigkeit c_p aus

$$c_p = c_1 + c_2 + \dots + c_n \quad (3.2)$$

ergibt [52] und eine höhere Genauigkeit bei der Positionierung erreicht werden kann. Beim seriellen Ansatz ergibt sich die Gesamtsteifigkeit c_s dagegen aus

$$c_s = \frac{1}{c_1} + \frac{1}{c_2} + \dots + \frac{1}{c_n}. \quad (3.3)$$

Zusätzlich sorgt der Gewichtsausgleich des Mikroskops für eine verbesserte Tragfähigkeit und ermöglicht es, weitere Komponenten am Mikroskop ohne Arbeitsraumbeschränkungen anzubringen. Dadurch werden Ungenauigkeiten minimiert, die durch das Einwirken der reinen Gewichtskraft auf den Mikroskoparm hervorgerufen werden können.

3.3.2. Denavit-Hartenberg Parameter

Neben der Umrechnung der Gelenkwinkelstellungen in die Position der fokussierten Gewebestelle (FP) im Weltkoordinatensystem wird im Rahmen der kinematischen Analyse vor allem ein Berechnungsverfahren für die Umrechnung der Positionen aus dem Weltkoordinatensystem in die Gelenkpositionen gesucht. Für eine systematische Betrachtung dieses Problems werden die Konventionen von Denavit und Hartenberg [53] berücksichtigt.

Durch eine geeignete Notation kann die Transformation von einer Achse auf die nächstfolgende durch nur vier Parameter beschrieben werden [54]. Das Gelenk wird dabei durch die Gelenklänge a_i , die Gelenkverdrehung α_i , die relative Lage der Koordinatensysteme durch den Gelenkoffset d_i und die Gelenkwinkelstellung θ_i beschrieben. Da das Mikroskop ausschließlich Rotationsgelenke besitzt, sind nur die Gelenkwinkelstellungen variabel, alle anderen Parameter bleiben konstant. Dieses Verfahren bietet die

Möglichkeit, eine Abbildungsvorschrift von den Gelenkkordinaten Θ auf die Linsenposition im Weltkoordinatensystem 0_8P zu formulieren:

$${}^0_8P = f(\Theta) \quad (3.4)$$

Das MÖLLER Hi-R 1000 besitzt sechs Freiheitsgrade und kann entlang der Achsen des Weltkoordinatensystems verschoben sowie um diese Achse rotiert werden. Den starr miteinander verbundenen Gelenken des Mikroskops wird dazu jeweils ein Koordinatensystem zugeordnet (Abb. 3.6) und die Gelenkposition durch eine 4×4 Transformationsmatrix i_jP repräsentiert.

Die erste z-Achse verläuft senkrecht durch den Mittelpunkt der Bodenplattform. Die Achsen zwei, drei und vier verlaufen alle parallel zueinander und senkrecht zu Achse eins. Gelenk vier befindet sich am oberen Ende des Parallelogrammarms und kompensiert die Bewegungen der Gelenke zwei und drei, um die Mikroskopaufhängung (Achse fünf) stets parallel zu Achse eins zu halten. Die beiden letzten Gelenke befinden sich direkt am Mikroskop und ermöglichen Kipp- und Neigebewegungen relativ zu den horizontalen Hauptachsen (x_0 und y_0). Die Bewegungen dieser Gelenke haben dabei folgende Auswirkungen auf die räumliche Positionierung der Linse:

- Gelenk 1: Rotiert das gesamte System um die z_0 -Achse $\rightarrow \theta_1$.
- Gelenk 2+3: Regulieren die Arbeitshöhe des Mikroskops $\rightarrow \theta_2, \theta_3$.
- Gelenk 4 (passiv): Gleicht Bewegungen der Gelenke 2 und 3 aus, um die Achsen z_4 und z_0 parallel zu halten $\rightarrow \theta_4 = -\theta_2 - \theta_3$.
- Gelenk 5: Rotiert die Mikroskopaufhängung um die z_0 -Achse $\rightarrow \theta_5$.
- Gelenk 6: Kippt das Sichtfeld nach vorne bzw. hinten $\rightarrow \theta_6$.
- Gelenk 7: Neigt das Sichtfeld nach links bzw. rechts $\rightarrow \theta_7$.

Für eine verbesserte Lesbarkeit haben die Transformationsmatrizen in den folgenden Abschnitten die folgende Form:

$${}^i_jP = \begin{bmatrix} r^{00} & r^{01} & r^{02} & t^x \\ r^{10} & r^{11} & r^{12} & t^y \\ r^{20} & r^{21} & r^{22} & t^z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

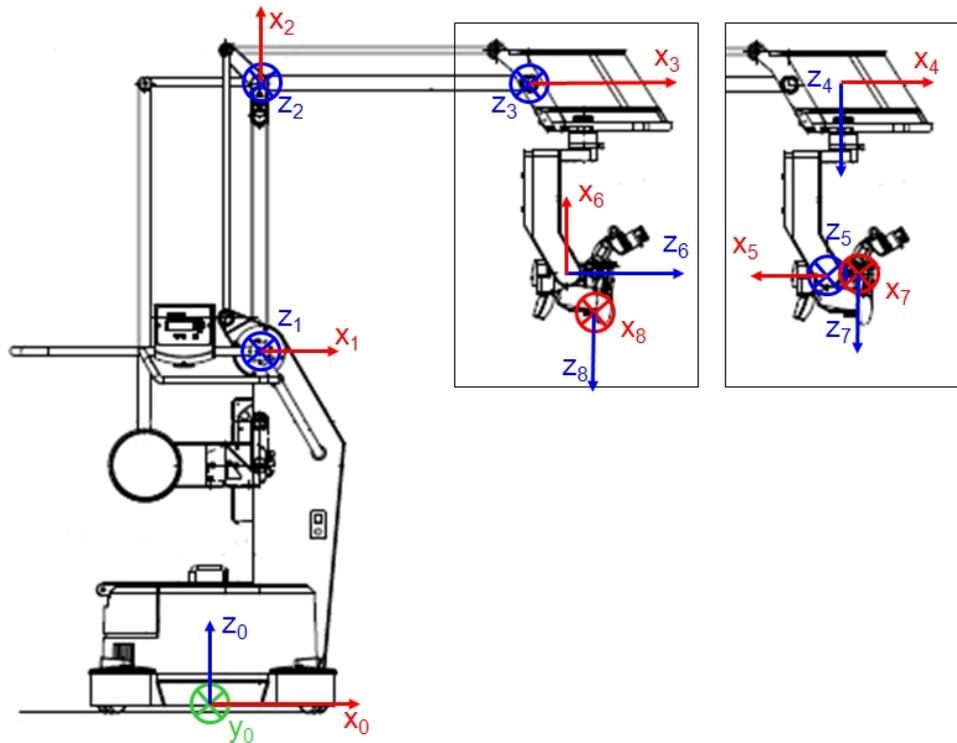


Abbildung 3.6.: Die Koordinatensysteme werden entsprechend der Denavit-Hartenberg Regeln festgelegt. Der Ursprung des vierten KO-Systems ist entlang von x_4 verschoben. Der Ursprung des sechsten KO-Systems liegt in der Schnittstelle von z_5 und y_7 .

Dabei wird für die weitere Beschreibung der Position P auf das Konzept der homogenen Matrizen zurückgegriffen. Diese setzen sich aus einer 3×3 Rotationsmatrix R und einem 3×1 Translationsvektor T zusammen.

3.3.3. Vorwärtskinematik

Die Vorwärtskinematik stellt die Berechnung der Linsenposition und der Blickrichtung des Mikroskops bei gegebenen Gelenkwinkelstellungen dar. Mithilfe der Denavit-Hartenberg Parameter (Tab. 3.6) ergeben sich die homogenen Transformationsmatrizen für Gelenk j in der Form:

Tabelle 3.6.: DH-Parameter. Translationen a und d sind in mm gemessen, die Rotationswinkel α und θ in Grad. Der Arbeitsabstand WD des Mikroskops beeinflusst die Verschiebung entlang der Blickrichtung (d_8).

KO-System	α	a	d	θ
1	-90	140,0	1060,0	θ_1
2	0	800,0	0,0	θ_2
3	0	800,0	0,0	θ_3
4	-90	179,8	0,0	θ_4
5	-90	46,5	564,9	θ_5
6	-90	0,0	0,5	θ_6
7	90	0	86,0	θ_7
8	0	0,0	125,5+ WD	0

$${}^i_j P = \begin{bmatrix} \cos \theta_j & -\cos \alpha_j \sin \theta_j & \sin \alpha_j \sin \theta_j & a_j \cos \theta_j \\ \sin \theta_j & \cos \alpha_j \cos \theta_j & -\sin \alpha_j \cos \theta_j & a_j \sin \theta_j \\ 0 & \sin \alpha_j & \cos \alpha_j & d_j \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

Die Positionsmatrix der Linse kann dann durch Multiplikation der Transformationsmatrizen berechnet werden, wobei die letzte Matrix ${}^7_8 P$ den Arbeitsabstand des Mikroskops und damit die Verschiebung entlang der z_8 -Achse (Blickrichtung) enthält:

$${}^0_8 P = \prod_{i=0}^7 {}^i_{i+1} P \quad (3.7)$$

3.3.4. Passives Gelenk

Das FS 4-20 Stativ dient primär dazu, das Mikroskop flexibel im OR zu platzieren und den Arbeitsraum des Systems zu erweitern. Dabei soll aber die Orientierung der Optik nicht beeinflusst werden, da sonst bereits geringe Veränderungen am Parallelogrammarm aufgrund der Hebelwirkung zu erheblichen Verschiebungen der Okulare führen würden. Für den intraoperativen Gebrauch des Mikroskops ist es daher wichtig, dessen Aufhängung immer horizontal zu halten.

Dies erfordert das Kompensieren der Bewegungen der Gelenke zwei und drei. Zu diesem Zweck befindet sich am oberen Ende des Parallelogrammarms ein zusätzliches, nicht motorisiertes Gelenk (KO-System 3), das die Kinematik des Mikroskops maßgeblich beeinflusst. Damit zeigt die Achse z_4 immer senkrecht nach unten und verläuft parallel zu Achse z_0 . Positionsänderungen der Gelenke zwei und drei beeinflussen dann die Blickrichtung des Mikroskops nicht mehr.

$$\theta_4 = -\theta_2 - \theta_3 \quad (3.8)$$

Die Vorwärtskinematik des Parallelogrammarms ergibt sich damit aus:

$${}^1_4P = {}^1_2P \cdot {}^2_3P \cdot {}^3_4P \quad (3.9)$$

Betrachtet man nun ausschließlich den Rotationsanteil 1_4R von 1_4P , so ergeben sich folgende Zusammenhänge:

$$\begin{aligned} {}^1_4r^{00} &= (c\theta_2c\theta_3 - s\theta_2s\theta_3)c\theta_4 + s\theta_4(-c\theta_2s\theta_3 - s\theta_2c\theta_3) \\ {}^1_4r^{02} &= -(c\theta_2c\theta_3 - s\theta_2s\theta_3)s\theta_4 + c\theta_4(-c\theta_2s\theta_3 - s\theta_2c\theta_3) \\ {}^1_4r^{10} &= (s\theta_2c\theta_3 + c\theta_2s\theta_3)c\theta_4 + s\theta_4(-s\theta_2s\theta_3 + c\theta_2c\theta_3) \\ {}^1_4r^{12} &= -(s\theta_2c\theta_3 + c\theta_2s\theta_3)s\theta_4 + c\theta_4(-s\theta_2s\theta_3 + c\theta_2c\theta_3) \\ {}^1_4r^{21} &= -1 \\ {}^1_4r^{01} &= {}^1_4r^{11} = {}^1_4r^{20} = {}^1_4r^{22} = 0 \end{aligned} \quad (3.10)$$

Unter Anwendung des Additionstheorems können die Elemente von 1_4R (3.11) und somit auch die Berechnung der Rotationsmatrix 0_8R vereinfacht werden (3.13). Dieser Sachverhalt wird explizit bei der Berechnung der inversen Kinematik genutzt.

$$\begin{aligned} \cos \theta_4 &= \cos \theta_2 \cos \theta_3 - \sin \theta_2 \sin \theta_3 = \cos(\theta_2 + \theta_3) = \cos(-\theta_2 - \theta_3) \\ \sin \theta_4 &= -\cos \theta_2 \sin \theta_3 - \sin \theta_2 \cos \theta_3 = \sin(-\theta_2 - \theta_3) \\ {}^1_4r^{00} &= {}^1_4r^{12} = \cos^2 \theta_4 + \sin^2 \theta_4 = 1 \\ {}^1_4r^{02} &= {}^1_4r^{10} = -\sin \theta_4 \cos \theta_4 + \cos \theta_4 \sin \theta_4 = 0 \end{aligned} \quad (3.11)$$

$${}^1_4R = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

$${}^0_8R = {}^0_1R \cdot {}^1_4R \cdot {}^4_5R \cdot {}^5_6R \cdot {}^6_7R \cdot {}^7_8R \quad (3.13)$$

Neben der Tatsache, dass die Parameter α_i , a_i und d_i immer unverändert bleiben, kann auch diese Vereinfachung aufgrund des passiven Gelenkes dazu genutzt werden, den Berechnungsaufwand für die Vorwärtskinematik erheblich zu reduzieren, indem redundante Berechnungen vermieden werden. Position und Orientierung der fokussierten Gewebestelle 0_8P lassen sich dann mithilfe der folgenden Gleichungen schnell und einfach ermitteln:

$$\begin{aligned} r^{00} &= c\theta_{15}c\theta_6c\theta_7 - s\theta_{15}s\theta_7 & (3.14) \\ r^{01} &= -c\theta_{15}s\theta_6 \\ r^{02} &= c\theta_{15}c\theta_6s\theta_7 + s\theta_{15}c\theta_7 \\ r^{10} &= s\theta_{15}c\theta_6c\theta_7 + c\theta_{15}s\theta_7 \\ r^{11} &= -s\theta_{15}s\theta_6 \\ r^{12} &= s\theta_{15}c\theta_6s\theta_7 - c\theta_{15}c\theta_7 \\ r^{20} &= s\theta_6c\theta_7 \\ r^{21} &= c\theta_6 \\ r^{22} &= s\theta_6s\theta_7 \\ t^x &= (c\theta_{15}c\theta_6s\theta_7 + s\theta_{15}c\theta_7)d_8 - c\theta_{15}s\theta_6d_7 + s\theta_{15}d_6 + c\theta_{15}a_5 \\ &\quad + c\theta_1(a_4 + c\theta_{23}a_3 + a_2c\theta_2) + c\theta_1a_1 \\ t^y &= (s\theta_{15}c\theta_6s\theta_7 - c\theta_{15}c\theta_7)d_8 - s\theta_{15}s\theta_6d_7 - c\theta_{15}d_6 + s\theta_{15}a_5 \\ &\quad + s\theta_1(a_4 + c\theta_{23}a_3 + a_2c\theta_2) + s\theta_1a_1 \\ t^z &= s\theta_6s\theta_7d_8 + c\theta_6d_7 - d_5 - s\theta_{23}a_3 - a_2s\theta_2 + d_1 \end{aligned}$$

wobei $\theta_{15} = \theta_1 - \theta_5$ gilt.

3.3.5. Inverse Kinematik

Die inverse Kinematik ist von besonderer Bedeutung, um aus einer Positionsmatrix die Gelenkstellungen zu berechnen, mit denen das Mikroskop die gewünschte Gewebestelle fokussieren kann. Dies ist in erster Linie für Navigationsaufgaben notwendig, bei denen externe Informationen (z.B. vom Trackingsystem) berücksichtigt werden.

Für Robotersysteme mit sechs Freiheitsgraden ergeben sich in der Regel mehrere verschiedene Lösungen, um einen vorgegebenen Zielpunkt mit definierter Orientierung einzunehmen. Daher müssen bei der Berechnung der inversen Kinematik alle Möglichkeiten ermittelt werden, um unter Berücksichtigung der aktuellen Position die Gelenkwinkelstellung auszuwählen zu können, die minimale Bewegungskosten verursacht.

Zu diesem Zweck wird hier eine closed-form solution vorgestellt, die im Gegensatz zu numerischen Lösungsverfahren alle möglichen Gelenkwinkelstellungen ermittelt [44].

Die Rotationsmatrix von 0_8P hängt nur von den Winkeln $\theta_1, \theta_5, \theta_6$ und θ_7 ab. Die übrigen Winkel θ_2, θ_3 und θ_4 , die ausschließlich die Arbeitshöhe beeinflussen, werden geometrisch ermittelt. Die Berechnung der Winkelstellungen erfolgt stets mithilfe der arctan 2-Funktion, um Mehrdeutigkeiten aufgrund des teilweise sehr großen Arbeitsraums der Gelenke zu vermeiden.

a) Berechnung der Mikroskopwinkel θ_6 und θ_7

Aus der Positionsmatrix des Zielpunkts (3.14) erhält man für θ_7 folgende Zusammenhänge:

$${}^0_8r^{20} = \sin \theta_6 \cos \theta_7 \quad (3.15)$$

$${}^0_8r^{22} = \sin \theta_6 \sin \theta_7 \quad (3.16)$$

Da θ_7 jeweils von θ_6 abhängt, ergeben sich unter Berücksichtigung der jeweiligen Winkelbereiche (Tab. 3.1) zwei Konstellationen.

1) Wenn $\sin \theta_6 \neq 0$, dann kann θ_7 unter Beachtung des Wertebereichs wie folgt berechnet werden:

$$\theta_7 = \arctan 2({}^0_8r^{22}, {}^0_8r^{20}) \quad (3.17)$$

2) Wenn aber $\sin \theta_6 = 0$, dann sind (3.15) und (3.16) gleich Null und θ_7 kann nicht mehr explizit berechnet werden. In diesem Fall kann θ_7 im Wertebereich von -140°

bis -45° beliebig gewählt werden. Aufgrund der mechanischen Beschränkungen (Tab. 3.1) ergibt sich daraus gleichzeitig: $\theta_6 = 180^\circ$.

Mit der Kenntnis von θ_7 wird die zugehörige inverse Transformationsmatrix nach (3.18) berechnet und man erhält die Positionsmatrix 0_6P , die unabhängig von θ_7 ist (3.19).

$${}^i_jP^{-1} = \begin{bmatrix} \cos \theta_j & \sin \theta_j & 0 & -a_j \\ -\cos \alpha_j \sin \theta_j & \cos \alpha_j \cos \theta_j & \sin \alpha_j & -d_j \sin \alpha_j \\ \sin \alpha_j \sin \theta_j & -\sin \alpha_j \cos \theta_j & \cos \alpha_j & -d_j \cos \alpha_j \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.18)$$

$${}^0_6P = {}^0_8P \cdot {}^7_8P^{-1} \cdot {}^6_7P^{-1} \quad (3.19)$$

Aus der Transformationsmatrix 0_6P wird θ_6 nun unabhängig von anderen Gelenkwinkeln berechnet:

$$\theta_6 = \arctan 2({}^0_6r^{20}, {}^0_6r^{22}) \quad (3.20)$$

Allerdings muss hierbei der Winkelbereich für Gelenk sechs beachtet werden (Tab. 3.1), der zwischen 40° und 210° liegt. Da der Wertebereich der arctan 2-Funktion auf $-180^\circ \leq \theta \leq 180^\circ$ beschränkt ist, werden Winkelstellungen von $\theta_6 < 30^\circ$ auf $\theta_6 + 180^\circ$ abgebildet.

b) Berechnung der Mikroskopwinkel θ_1 und θ_5

Die z-Achsen des ersten und des fünften KO-Systems werden durch das passive Gelenk am Ende des Parallelogrammarms immer parallel gehalten. Beide Gelenke beeinflussen damit die Rotation um die z_0 -Achse. Aus der Transformationsmatrix 0_5P ergibt sich folgender Zusammenhang:

$${}^0_5r^{00} = \cos \theta_1 \cos \theta_5 + \sin \theta_1 \sin \theta_5 \quad (3.21)$$

$${}^0_5r^{10} = -\cos \theta_1 \sin \theta_5 + \sin \theta_1 \cos \theta_5 \quad (3.22)$$

Wendet man auf (3.22) das Additionstheorem an, so erhält man den kombinierten Winkel $\theta_{15} = \theta_1 - \theta_5$.

$$\theta_{15} = \arctan 2({}^0_5P^{10}, {}^0_5P^{00}) \quad (3.23)$$

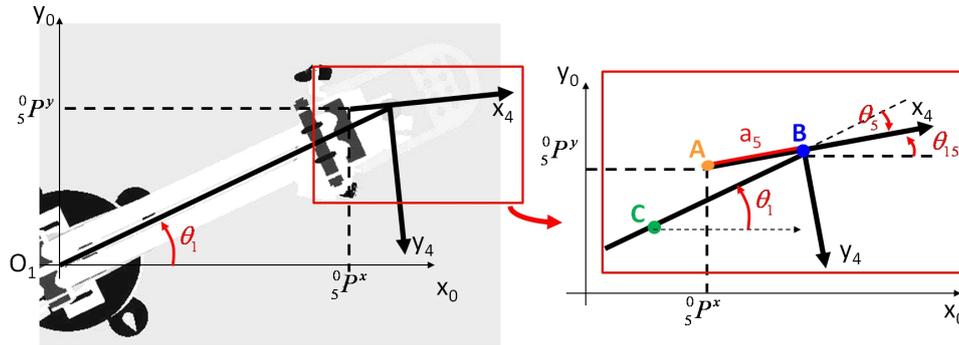


Abbildung 3.7.: Schematische Darstellung des Mikroskops. Die Position A entspricht 0_5P , B stellt den Ursprung des vierten Koordinatensystems dar und C repräsentiert die Position des passiven Gelenks.

Betrachtet man die schematische Darstellung des Mikroskops (Abb. 3.7), so erkennt man die geometrischen Zusammenhänge für Winkel θ_1 .

Der Punkt A entspricht der von 0_5P definierten Position, der Punkt B stellt den Ursprung des Koordinatensystems vier dar und der Parallelogrammarm wird durch die Strecke vom Koordinatenursprung O_1 zum Punkt C (passives Gelenk) repräsentiert. Der Winkel θ_{15} gibt die Rotation von x_4 gegenüber x_0 wieder. Die Distanz zwischen A und B entspricht dem DH-Parameter a_5 (Tab. 3.6).

Zur Berechnung von θ_1 werden x - und y -Koordinaten des Punktes B benötigt:

$$B^x = {}^0_5r^{03} + a_5 \cdot \cos \theta_{15} \quad (3.24)$$

$$B^y = {}^0_5r^{13} + a_5 \cdot \sin \theta_{15} \quad (3.25)$$

$$\theta_1 = \arctan 2(B^y, B^x) \quad (3.26)$$

Aus (3.26) und (3.23) wird dann der Winkel θ_5 berechnet. Da sowohl θ_1 als auch θ_5 einen Arbeitsbereich von mehr als einer Umdrehung aufweisen (Tab. 3.1), muss der berechnete Winkel auf eine Umdrehung abgebildet werden, um eine eindeutige Lösung zu erhalten.

c) Berechnung der Mikroskopwinkel θ_2 und θ_3

Die Gelenkwinkel θ_2 und θ_3 sind primär für die Arbeitshöhe und die Reichweite des Parallelogrammarms verantwortlich. Sie beeinflussen die Orientierung des Mikroskops nicht. Ihre Rotationen werden vom passiven Gelenk am Ende des Parallelogrammarms

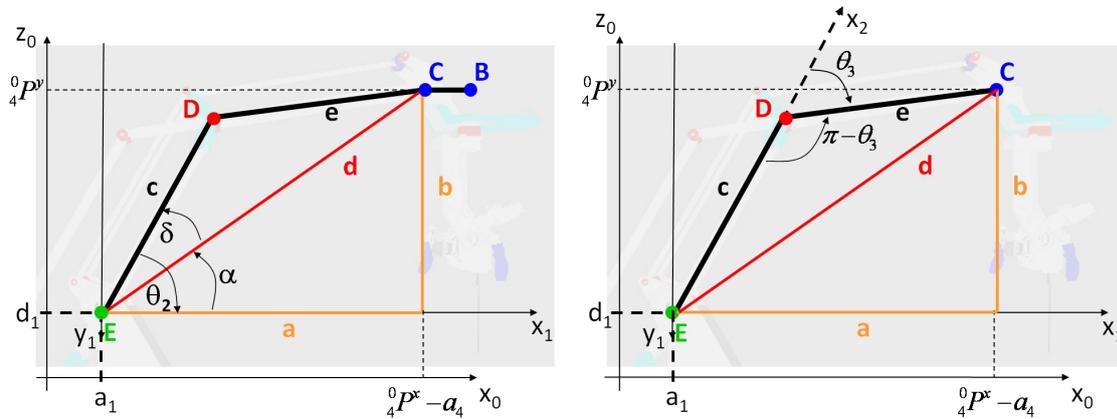


Abbildung 3.8.: Seitenansicht des Mikroskops. B repräsentiert den Ursprung des vierten Koordinatensystems, C stellt die Position des passiven Gelenks dar, D den Ursprung O_2 und E repräsentiert den Ursprung O_1 .

jeweils kompensiert, so dass ihre Positionen nicht wie bei den anderen Gelenken aus der Transformationsmatrix berechnet werden können. Stattdessen wird ein geometrischer Ansatz gewählt.

Zu diesem Zweck ist der Parallelogrammarm in Abb. 3.8 schematisch dargestellt. Der Punkt B repräsentiert den Ursprung O_4 , C den Ursprung des dritten Koordinatensystems (passives Gelenk), D den Ursprung O_2 und E repräsentiert den Ursprung des Koordinatensystems O_1 . Die beiden Segmente des Parallelogrammarms sind identisch ($c = e$).

Die Strecke \overline{BC} bleibt wegen des passiven Gelenks immer horizontal und wird durch den DH-Parameter a_4 repräsentiert (Tab. 3.6). Der Punkt B ist durch 0_4P definiert und unter Berücksichtigung des bereits berechneten Winkels θ_1 und der Gleichung (3.14) folgt:

$$a = \frac{1}{4}t^x - a_4 \quad (3.27)$$

$$b = -\frac{1}{4}t^y \quad (3.28)$$

Der Winkel θ_3 wird zwischen x_2 und e gemessen (Abb. 3.8 rechts). Die Strecke d in Abb. 3.8 (links) ergibt sich aus dem Satz des Pythagoras. Die Anwendung des Kosinussatzes auf das Dreieck $\triangle CDE$ resultiert zunächst in:

$$-\cos(\pi - \theta_3) = \cos \theta_3 = \frac{a^2 + b^2 - c^2 - e^2}{2ce} \quad (3.29)$$

$$\sin x = \pm \sqrt{1 - \cos^2 x} \quad (3.30)$$

In (3.30) muss nur der positive Fall berücksichtigt werden, da θ_3 lediglich Stellungen in den ersten beiden Quadranten annehmen kann (Tab. 3.1). Damit ergibt sich dann der Gelenkwinkel aus

$$\theta_3 = \arctan 2 \left(\sqrt{1 - \cos^2 \theta_3}, \cos \theta_3 \right) \quad (3.31)$$

In Abb. 3.8 (links) kann man erkennen, dass $\theta_2 = -\delta - \alpha$. Dabei bewegt sich der Winkel δ ausschließlich im ersten Quadranten, so dass auch hier nur der positive Fall in (3.30) beachtet werden muss. Daraus ergibt sich

$$\cos \delta = \frac{a^2 + b^2 + c^2 - e^2}{2c\sqrt{a^2 + b^2}} \quad (3.32)$$

$$\theta_2 = -\arctan 2(b, a) - \arctan 2 \left(\sqrt{1 - \cos^2 \delta}, \cos \delta \right) \quad (3.33)$$

Die Berechnung der Winkel θ_2 und θ_3 ist aufgrund der mechanischen Begrenzungen der Gelenke (Tab. 3.1) immer eindeutig. Der Parallelogrammarm verbleibt immer in der Stellung „elbow up“.

3.3.6. Singularitäten

Eine der Anforderungen an das automatische Positionieren des Mikroskops besteht in der Durchführung der Bewegungen mit konstanten Verfahrgeschwindigkeiten. Allerdings gibt es bei Robotern mit mehreren Freiheitsgraden in der Regel Raumpunkte, in denen zwei Achsen kollinear verlaufen, so dass unendlich viele Achsstellungen zur gleichen Stellung des Endeffektors führen. In diesen Stellungen müssten Achsen mit unendlicher Geschwindigkeit $\dot{\theta}_i$ bewegt werden, um die Forderung nach konstanter Verfahrgeschwindigkeit v des Endeffektors zu erfüllen. Diese Singularitäten sind daher unbedingt zu vermeiden.

Die Beziehung zwischen der kartesischen Bewegung des Endeffektors und den resultierenden Gelenkwinkeländerungen stellt man mithilfe der Jacobi-Matrix J her [46].

Eine Singularität liegt genau dann vor, wenn der Rang der Jacobi-Matrix kleiner der Anzahl der Roboterachsen ist. Um singuläre Stellungen zu vermeiden, muss für das MÖLLER Hi-R 1000 also gelten:

$$\text{rang}(J) = 7 \quad (3.34)$$

Zunächst stellt J aber für das Mikroskop (7 Gelenke, 6 DoF) eine 6×7 Matrix dar, mit $\max(\text{rang}(J)) = 6$. Daher erweitern wir J mit $\theta_4 = -\theta_2 - \theta_3$, um die Anforderungen des passiven Gelenks zu berücksichtigen (Kap. 3.3.4). Dann gilt:

$$\begin{pmatrix} {}^0_8v \\ 0 \\ {}^0_8\omega \end{pmatrix} = J \cdot \dot{\Theta} \quad (3.35)$$

Für die Bestimmung der Jacobi-Matrix sind zahlreiche Verfahren mit unterschiedlichem Berechnungsaufwand bekannt [55]. Für eine effiziente Berechnung ist eine Beschreibung direkt in Endeffektorkoordinaten erforderlich, wobei z_i die Rotationsachse des Gelenks i , r_i den Positionsvektor vom Gelenk i zum Endeffektor und ${}^0_i p$ den Positionsvektor vom Ursprung des Weltkoordinatensystems zu Gelenk i repräsentiert.

$$z_i = {}^i_8 R \cdot {}^{i-1}_i R^T \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.36)$$

$$r_i = {}^0_8 p - {}^0_i p \quad (3.37)$$

Damit erhalten wir die quadratische Jacobi-Matrix J_{mic} , die genau dann vollen Rang hat, wenn ihre Determinante ungleich Null ist.

$$J_{mic} = \begin{pmatrix} J^{00} & J^{01} & J^{02} & J^{03} & J^{04} & J^{05} & s\theta_6 \cdot f(\theta_1, \theta_5, \theta_7) \\ J^{10} & J^{11} & J^{12} & J^{13} & J^{14} & J^{15} & s\theta_6 \cdot f(\theta_1, \theta_5, \theta_7) \\ 0 & J^{21} & J^{22} & J^{23} & 0 & J^{25} & s\theta_6 \cdot f(\theta_1, \theta_5, \theta_7) \\ 0 & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -s\theta_1 & -s\theta_1 & -s\theta_1 & 0 & s\theta_{15} & -c\theta_{15}s\theta_6 \\ 0 & c\theta_1 & c\theta_1 & c\theta_1 & 0 & -c\theta_{15} & -s\theta_{15}s\theta_6 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (3.38)$$

Der Rang von J_{mic} reduziert sich also nur dann, wenn mindestens eine Zeile oder Spalte dem Nullvektor entspricht. In (3.38) ist unschwer erkennbar, dass nur die letzte Spalte zum Nullvektor werden kann, und zwar genau dann, wenn $\sin \theta_6 = 0$ gilt. Dieser Fall wurde bereits in Kap. 3.3.5 a) betrachtet.

Alle anderen Spalten enthalten stets zumindest ein Element ungleich Null. Unter Berücksichtigung der Gelenkwinkelbereiche (Tab. 3.1) des Mikroskops und insbesondere aufgrund der DH-Parameter a_5 und d_6 (Tab. 3.6) ist stets gewährleistet, dass jede Zeile in J_{mic} ungleich dem Nullvektor ist.

Weitere in der Literatur beschriebene Singularitäten bei 6D Gelenkarmen („wrist“- oder „elbow“-Singularitäten) werden durch die Architektur des Parallelogrammarms verhindert.

Allerdings treten bei der Bestimmung von θ_5 Mehrdeutigkeiten auf, die sich durch den großen Arbeitsraum von 540° ergeben. Zu jeder Orientierung der Linse existieren damit zumindest zwei unterschiedliche Gelenkstellungen der Achse fünf. Eine eindeutige Lösung wird gewährleistet, indem immer die Gelenkstellung ausgewählt wird, die der aktuellen Stellung am nächsten liegt, um minimale Bewegungskosten zu verursachen. Damit werden alle möglichen Singularitäten sicher behandelt.

3.4. Mikroskopkalibrierung

Der zuverlässige Einsatz eines Mikroskops während einer Operation erfordert eine hohe Positioniergenauigkeit. Laut ISO 9283 unterscheidet man dabei Positionier- (pose accuracy) und Wiederholgenauigkeit (pose repeatability) [56].

Diese Abweichungen ergeben sich aus zwei Komponenten: Zum einen aus dem geometrischen Fehler, der durch Ungenauigkeiten im kinematischen Modell verursacht wird, und zum anderen entsteht durch das Gewicht des Arms und der daran befestigten Komponenten eine Verformung, die zu einem Deformationsfehler führt [57]. Diese Fehler werden sowohl durch Ungenauigkeiten bei der Herstellung der einzelnen Gelenkarme als auch durch Temperaturschwankungen und das An- bzw. Abmontieren von zusätzlichen Komponenten (z.B. Lightrouter LR 1000i, Möller-Wedel GmbH) beeinflusst [58].

Durch die Kalibrierung des Mikroskops sollen die genannten Fehler minimiert werden. Dazu wird die Positioniergenauigkeit durch Softwareadaption verbessert, anstatt mechanische Komponenten oder das Design des Systems zu verändern [59]. Das kinematische Modell muss eine hochgenaue mathematische Beschreibung zur Positionierung

der Linse darstellen.

Die Kalibrierung des Mikroskops soll hier zunächst zur Verbesserung des kinematischen Modells genutzt werden. Da das passive Gelenk immer die horizontale Ausrichtung der Mikroskopaufhängung gewährleistet, wird die Kalibrierung in zwei Phasen unterteilt. Die erste Phase zur Kalibrierung der Achsen eins bis fünf muss für jedes System nur einmalig durchgeführt werden. Dabei werden direkt die DH-Parameter der Gelenke angepasst. Die Kalibrierung der Achsen sechs und sieben dagegen erfolgt wegen der fehlenden Encoder vor jedem Einsatz des Systems erneut.

3.4.1. Optische Mikroskopachse

Bei der Bestimmung der Positioniergenauigkeit des Mikroskops ist nicht die Position der Linse, sondern die der fokussierten Gewebestelle FP ausschlaggebend. Die Überwachung der Mikroskopposition mithilfe eines optischen Trackingsystems erfolgt aber unabhängig vom jeweiligen Arbeitsabstand, so dass jeweils nur die Position der Linse ermittelt werden kann. Gleichzeitig wird bei der kinematischen Berechnung des P_{FP} angenommen, dass der Strahlengang optimal ausgerichtet und damit der FP direkt in der Blickrichtung auf der z_8 -Achse liegt (Abb. 3.6). Diese Annahme trifft allerdings nicht zu, so dass es zu erheblichen Ungenauigkeiten bei der Berechnung des P_{FP} kommt. Daher wird zunächst die Vermessung der optischen Achse des Mikroskops relativ zur Linsenposition erforderlich.

Die optische Achse entspricht bei variablem Arbeitsabstand jeweils dem Mittelpunkt des Sichtfeldes. Zur Ausmessung wird das Mikroskop starr im Raum platziert und von einem optischen Trackingsystem überwacht. Die Blickrichtung bleibt unverändert, nur der Arbeitsabstand wird schrittweise verstellt. Die genaue Position der fokussierten Stelle relativ zum Mikroskop wird mit einem passiven Marker (Abb. 3.9) im Sichtfeld des Mikroskops definiert. Der Markerursprung O_m wird für jeden Arbeitsabstand manuell in die optischen Achse gelegt. Zur besseren Orientierung ist ein Fadenkreuz in das Sichtfeld eingeblendet.

Der tatsächliche Arbeitsabstand des Mikroskops ist durch den Abstand zwischen der Unterkante des mechanischen Rings der Objektivlinse und dem Fokuspunkt definiert. Dieser Abstand ist werkseitig kalibriert und kann über ein Interface direkt abgefragt werden.



Abbildung 3.9.: Der passive Marker (links) dient der Bestimmung der fokussierten Position. Für den Versuchsaufbau (rechts) wird der Arbeitsabstand schrittweise verändert und jeweils der Mittelpunkt des Sichtfeldes bestimmt.

Bei idealer Ausrichtung der optischen Achse gilt für die fokussierte Position:

$$P_{FP} = {}^i_j P \cdot P_{WD} \quad (3.39)$$

wobei P_{WD} nur eine Verschiebung entlang der Blickrichtung (z_8 -Achse) bewirkt. In Abb. 3.10 sind die FP_i bei variablem Arbeitsabstand unter Annahme einer idealen optischen Achse (blau) und unter Berücksichtigung der realen Achse (rot) gegenübergestellt. Dabei ist sowohl eine geringe Verschiebung als auch eine leichte Neigung der optischen Achse gegenüber der optimalen Ausrichtung zu erkennen.

Da die realen FP_i trotz der Abweichungen eine Gerade im Raum darstellen, lässt sich die Orientierung dieser Punktwolke mittels PCA ermitteln. Daraus ergeben sich rotatorische Abweichungen P_x und P_z gegenüber der Orientierung des Mikroskops. Die Translation ${}^L_0 T$ zwischen Mikroskoplinse L und dem Ursprung der realen optischen Achse O_{OA} berechnet sich aus den Koordinaten von idealem und realem FP bei mi-

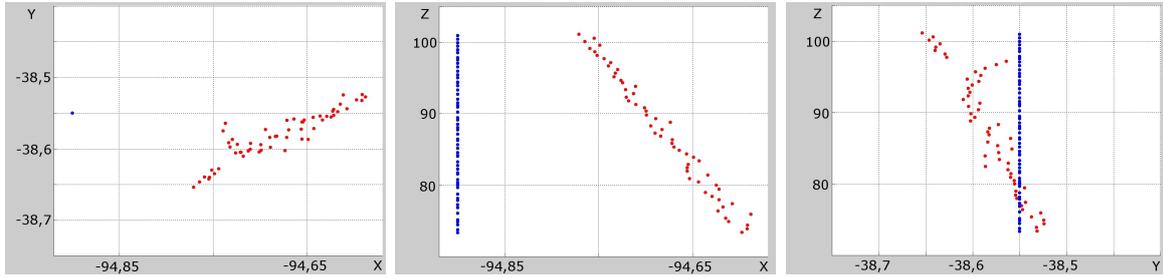


Abbildung 3.10.: Dargestellt sind die FP_i unter Annahme einer idealen optischen Achse (blau) und unter Berücksichtigung der realen Achse (rot). Die drei Grafiken zeigen die XY- (links), XZ- (Mitte) und YZ-Ansicht der beiden Punktwolken.

nimalem Arbeitsabstand. Für die Berechnung des realen Fokuspunktes folgt daraus:

$$T_{OA} = {}^L_O T + P_z \cdot P_x \cdot T_{\Delta WD} \quad (3.40)$$

$$P_{FP} = {}^i_j P \cdot P(T_{OA}) \quad (3.41)$$

Dabei beschreibt $T_{\Delta WD}$ die Differenz zwischen aktuellem und minimalem Arbeitsabstand und $P(T_{OA})$ die Verschiebung entlang der realen optischen Achse, wobei der Rotationsanteil von P der Einheitsmatrix entspricht.

3.4.2. DH-Parameter

Bei der maschinellen Bearbeitung der Komponenten und der späteren Montage kann es leicht zu geringen Abweichungen von den Konstruktionsvorgaben kommen, wobei sich schon kleine Ungenauigkeiten entlang der kinematischen Kette zu deutlichen Fehlern bei der Ermittlung des FP summieren. Daher werden nach der Vermessung der optischen Achse in einem zweiten Kalibrierungsschritt die DH-Parameter des kinematischen Modells optimiert.

Für die Roboterkalibrierung existieren bereits zahlreiche Ansätze, z.B. [58, 59, 60]. Allerdings verwenden alle diese Verfahren ein zusätzliches externes Messgerät, um die Position des End-Effektors zu bestimmen. Damit wird aber eine mögliche neue Fehlerquelle in die Berechnungen einbezogen. Für den Einsatz bei der Mikroskopkalibrierung kommt erschwerend hinzu, dass die exakte Position des End-Effektors (FP) nicht direkt im Arbeitsraum des Messgeräts sichtbar ist.

Daher kommt bei der Optimierung der Parameter ein genetischer Algorithmus zum Einsatz [61]. Dieser arbeitet ausschließlich auf einem (internen) Datensatz bestehend aus unterschiedlichen Θ , die alle den gleichen FP fokussieren, d.h. die Vorwärtsrechnung sollte für jedes Θ_i zum gleichen Ergebnis führen.

Basierend auf dem kinematischen Modell aus Kapitel 3.3.2 werden alle $a_i \neq 0$ und $d_i \neq 0$ der DH-Parameter optimiert. Zusätzlich überprüfen wir die tatsächliche Nullstellung der Gelenkwinkel θ_i , so dass sich ein Individuum des Genetischen Algorithmus aus 16 Genen zusammensetzt. Die Population besteht zunächst aus 200 zufällig erzeugten Individuen, wobei die Abweichungen bei den Individuen von den initialen DH-Parametern auf $\pm 3^\circ$ bzw. $\pm 5 \text{ mm}$ begrenzt werden.

Die Bewertung der Individuen erfolgt mithilfe der Fitnessfunktion basierend auf der Varianz der errechneten Zielpositionen, die bei optimalen DH-Parametern minimiert wird. Der Positionierfehler kann zur qualitativen Betrachtung nicht herangezogen werden, solange die optimalen Parameter unbekannt sind.

Der Reproduktionsprozess wählt zwei Individuen zufällig zur Kreuzung aus, wobei die Wahrscheinlichkeit von der Fitness des Individuums abhängt. Die Gene des neuen Individuums ergeben sich aus dem Mittelwert der Gene der Eltern. Der Algorithmus bricht ab, wenn für alle Gene die Anpassungen kleiner 0,01 sind, spätestens aber nach 100 Iterationen. Mit diesem Verfahren wird der absolute Positionierfehler um ca. 0,5 mm reduziert.

4. Systemsteuerung

Nachdem im vorherigen Abschnitt die Hardwarekomponenten und die Kinematik des motorisierten Mikroskops beschrieben wurden, wird in diesem Kapitel die Steuerung des Systems erläutert. Dabei muss eine moderne Roboterkontrollarchitektur einige grundlegende Anforderungen erfüllen:

1. **Modularität:** Die einzelnen Module der Architektur müssen unabhängig und austauschbar sein.
2. **Erweiterbarkeit:** Neue Module sollen leicht integrierbar sein, um neue, zusätzliche Funktionen bereitstellen zu können.
3. **Portabilität:** Die Systemsteuerung soll auf unterschiedlichen Plattformen lauffähig sein.
4. **Wiederverwertbarkeit:** Entwickelte Module sollen auch nach dem Austausch einzelner Hardwarekomponenten Verwendung finden.

Zur Realisierung dieser Systemziele muss die Abtrennung der Anwendungsmodule von den hardware-spezifischen Komponenten gegeben sein. Aus diesem Grund sind sowohl das Steuerkonzept für den aktiven Modus des Mikroskops als auch alle angeschlossenen Komponenten modular aufgebaut und ermöglichen eine einfache und flexible Kombination verschiedener Input- und Outputkomponenten [45]. Die grundlegende Hierarchie lässt sich in Anwender-, Software- und Hardwareebene unterscheiden (Abb. 4.1). Die Systemsteuerung verwaltet dabei den exklusiven Zugriff und stellt geeignete Schnittstellen für die Kommunikation der Module zur Verfügung. Ein wichtiger Faktor besteht darin, dass die Kommunikation nur zwischen benachbarten Ebenen stattfindet. Damit wird sowohl Portabilität als auch Ausbaufähigkeit des Systems sichergestellt. Darüber hinaus beruht der klinische Einsatz medizinischer Systeme maßgeblich auf einem geeigneten Steuerkonzept. Eine kleine Fernbedienung, befestigt an einem der chirurgischen Instrumente, bietet eine einfache und intuitive Kontrollvariante. Neue

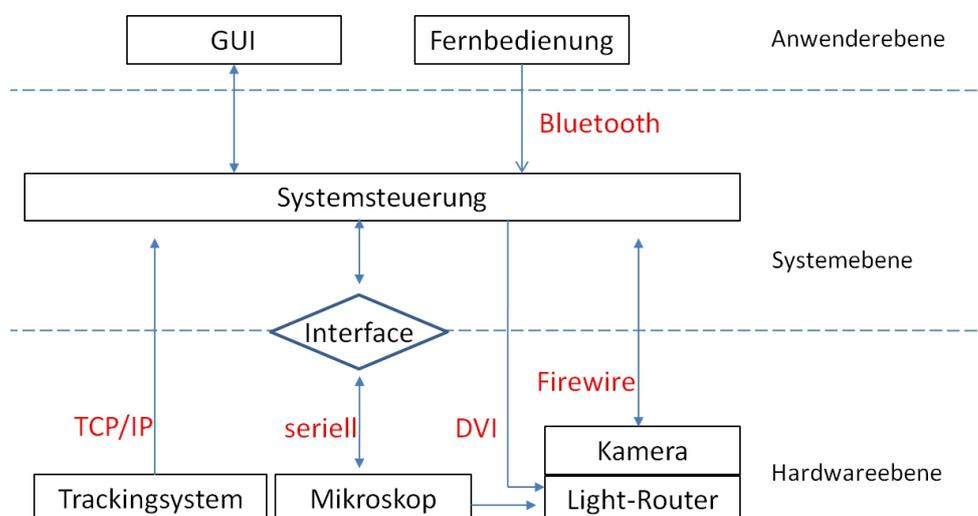


Abbildung 4.1.: Das Mikroskop kann entweder über eine Fernbedienung oder eine GUI gesteuert werden. Hardware- und Softwaremodule werden strikt voneinander getrennt, eine Kommunikation findet nur zwischen benachbarten Ebenen statt. Damit wird die Portabilität und Erweiterbarkeit des Systems sichergestellt.

Funktionen, die manuell nicht oder nur schwer zu realisieren wären, können mit der Fernbedienung standardmäßig bereitgestellt werden. Eine Grafische Benutzeroberfläche (GUI) stellt zusätzliche Anwendungen zur Verfügung, die seltener während einer Operation benötigt werden oder einen höheren Interaktionsbedarf aufweisen.

4.1. Hardwareebene

Die unterste Ebene beinhaltet alle Hardwarekomponenten des Systems sowie die Mikroskopsteuerung. Das Mikroskop wird durch eine Zustandsmaschine kontrolliert, die geeignete Aktionen basierend auf den empfangenen Parametern und internen Events auswählt. Eine unabhängige Kontrolle der motorisierten Gelenke gewährleistet ruckfreie Bewegungen und eine hohe Positioniergenauigkeit. Zusätzlich dient ein optisches Trackingsystem der externen Überwachung des Mikroskops, um Positionierfehler, z.B. verursacht durch das Eigengewicht der Gelenkarme, zu detektieren.

4.1.1. Mikroskop

Das motorisierte Mikroskop (Kap. 3) wird mit einem Embedded-PC (Beckhoff CX1100, Beckhoff Automation GmbH) gesteuert, der über eine serielle Verbindung mit einem externen PC in der Systemebene (Abb. 4.1) verbunden ist.

Die einzelnen Hardwarekomponenten des Mikroskops werden über unterschiedliche Busklemmen (KLxxxx, Beckhoff Automation GmbH) gesteuert, die an den Embedded-PC angeschlossen sind. Schrittmotorklemmen (KL2531) steuern die Motoren und definieren die zugehörigen Bewegungsparameter, dabei wird die Geschwindigkeit des Motors über die Frequenz des Verstärkers kontrolliert. SSI Encoder Interfaces (KL5001) überwachen die Absolutgeber und liefern jederzeit die exakten Gelenkstellungen. Die Bremsen werden über eine digitale 4-Kanal Outputklemme (KL2424) angesteuert und die Kommunikation mit dem externen PC erfolgt über ein serielles Interface (KL6001). Ein zusätzliches KL6001-Modul ist für die interne Kommunikation mit dem Herstellerinterface des Mikroskops verantwortlich, um u.a. die optischen Parameter zu steuern. Die Funktionen und Parameter des Mikroskops werden intern über den Mikroskop-Controller auf Mikroprozessorbasis gesteuert, der in Form eines Programmable Logic Controllers (PLC) [62] basierend auf TwinCAT PLC (Beckhoff Automation GmbH) implementiert wurde.

4.1.1.1. Mikroskop-Controller

Der grundlegende Aufbau des Controllers basiert auf einer Zustandsmaschine, die sich aus mehreren, unabhängigen Tasks zusammensetzt, um eine parallele Verarbeitung der Aufgaben zu ermöglichen (Abb. 4.2). Die Kommunikation zwischen den einzelnen Modulen erfolgt über Semaphore, um den exklusiven Lese- und Schreibzugriff auf globale Variablen sicherzustellen.

Das Kommunikationsmodul stellt die RS-232-Verbindung zur Systemebene her, die in Übereinstimmung mit dem CCITT V.28/DIN 66 259-1 Standard betrieben wird [63]. Für die allgemeine Systemsicherheit werden empfangene Befehle auf Konsistenz überprüft und mit einem Kontrollbyte an den Absender bestätigt, bevor die weitere Verarbeitung eingeleitet wird. Der Datentransfer über die serielle Leitung erfolgt byteweise in der Form: Befehlsbyte, Parameter, Anzahl gesendeter Bytes, so dass die empfangenen Daten auf Vollständigkeit überprüft werden können. Zusätzlich wird bei Bewegungskommandos zunächst die Erreichbarkeit des Zielpunkts überprüft, bevor die aktive Bewegung initiiert werden kann.

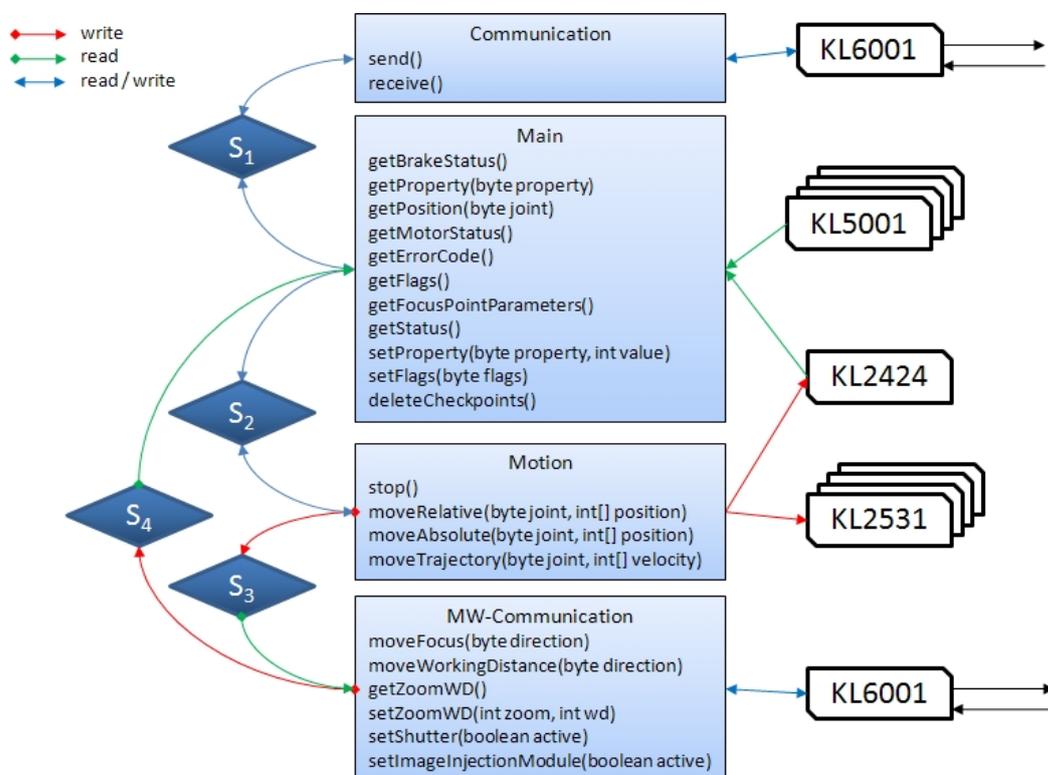


Abbildung 4.2.: Die interne Mikroskopsteuerung basiert auf unabhängigen Tasks (Communication, Motion, Main), die in Form einer Zustandsmaschine realisiert wurden.

Die interne Kommunikation mit dem Mikroskop wird über eine weitere RS-232-Schnittstelle realisiert. Entsprechende Parameter (z.B. für Mikroskopoptik oder Light-router) werden ebenfalls byteweise übertragen und mit einem Kontrollbyte beantwortet.

Die Hauptaufgabe des Controllers besteht allerdings in der Überwachung der automatischen Bewegungen des Mikroskops. Bei Schrittmotoren müssen die einzelnen Spulen abwechselnd bestromt werden, um eine Rotation der Welle zu erzeugen. Dafür bieten die Schrittmotorklemmen eine sogenannte „Fahrwegsteuerung“, die unter Vorgabe von Geschwindigkeit, Beschleunigung und Anzahl der zurückzulegenden Schritte den Motor positioniert. Unter idealen Bedingungen könnte damit die gewünschte Zielposition jederzeit direkt angefahren werden.

In der Realität greifen aber äußere Einflüsse (z.B. veränderte Lastverteilung) störend in das System ein, wodurch es zu Positionierungsungenauigkeiten kommen kann, die ohne ein

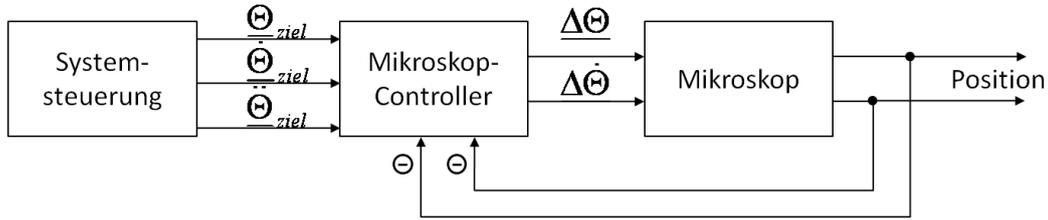


Abbildung 4.3.: Der Controller überwacht nach der Definition der Zielpunkte die aktuellen Positionen aller Gelenke mithilfe optischer Encoder. Damit wird eine online Anpassung der Motorparameter möglich und Positionierungengenauigkeiten können minimiert werden.

Feedback im Controller nicht erkannt würden [64]. Aus diesem Grund aktualisiert der Controller die Motorparameter basierend auf den Positionsinformationen der optischen Encoder, so dass ein geschlossener Regelkreis entsteht (Abb. 4.3). Es werden daher zwei Arten von Gelenkpositionen verwendet: interne Werte für die Zielposition und externe Werte zur Kontrolle des Positionierfehlers.

Die gewünschten Zielpositionen aller Gelenke Θ_{Ziel} werden fortlaufend mit den aktuellen Gelenkstellungen $\Theta(t)$ verglichen. Der sich daraus ergebende Fehler $\Theta_e = \Theta_{Ziel} - \Theta(t)$ wird im Controller genutzt, um die noch zurückzulegenden Schritte $\Delta\Theta$ zu berechnen. An dieser Stelle ist der Einsatz eines Proportionalreglers angebracht, da die Regelabweichung von der Zielposition stets endlich ist und der Verstärkungsfaktor k_t in Abhängigkeit von Stellgröße $\Delta\Theta_{t-1}$ und Fehler $\Theta_{e,t-1}$ definiert werden kann. Es bleibt aber zu beachten, dass die Encoder zwar Schrittverluste nicht aber Störeinflüsse wie die Verformung des Stativarms durch die Gewichtskraft detektieren können.

Fahraufträge werden im „Motion-Modul“ in der Reihenfolge abgearbeitet, in der sie empfangen wurden. Auf diese Weise kann eine bestimmte Anzahl neuer Zielpositionen bereits übermittelt werden, während eine andere Bewegung noch aktiv ist. Gleichzeitig ist es anwendungsbezogen ebenso möglich, die aktuelle Zielposition online während der Bewegung zu verändern und die Bewegungsparameter zu aktualisieren. In jedem Fall wird ein Stop-Befehl das Mikroskop unmittelbar anhalten und alle weiteren Zielpunkte löschen.

4.1.1.2. Trajektorien

Bei der manuellen Steuerung des Mikroskops erhält der Chirurg ein haptisches Feedback in Bezug auf Geschwindigkeit und Bewegungsrichtung. Im Gegensatz dazu liefert eine motorgetriebene Bewegung kein direktes Feedback. Deshalb ist es für den Chirurgen schwierig, die Dynamik des Mikroskops richtig einzuschätzen. Dieses Problem tritt vor allem zu Beginn einer Trajektorie auf. Dabei müssen ruckartige Richtungsänderungen unterbunden werden, so dass sich der Chirurg besser auf die Bewegungen des Mikroskops einstellen und das Gewebe auch während der Bewegung untersuchen kann. Das Mikroskop muss eine vorgegebene Trajektorie abfahren, um eine gewünschte Zielposition zu fokussieren. Aus Gründen der Nutzerfreundlichkeit soll sich die Parameterspezifikation für den Chirurgen dabei aber auf ein Minimum beschränken. Für eine einfache und intuitive Steuerung muss also die Vorgabe der Zielkoordinaten und der gewünschten Blickrichtung ausreichen. Die genaue Pfadplanung, Hindernisvermeidung und Geschwindigkeitsprofile müssen vom System selbstständig ermittelt werden. Je nach Komplexität der geplanten Trajektorie kann diese unter Umständen aus mehreren Kontrollpunkten bestehen. Dabei wird ein glatter Übergang der Teilstrecken angestrebt (d.h. eine stetige erste Ableitung), um Schwingungen des Mikroskoparms zu minimieren [65].

Die Beschleunigungsrampen können dabei in zwei Fälle unterschieden werden:

1. Beschleunigung bis zur gewünschten maximalen Geschwindigkeit oder
2. der Motor wird bereits abgebremst, bevor die maximale Geschwindigkeit erreicht wurde.

Die Geschwindigkeiten aller Gelenke auf jeder Teilstrecke hängen von der zurückzulegenden Strecke und der dafür verfügbaren Zeit t_i ab. Diese Zeit ist für alle Gelenke identisch und wird daher von dem Gelenk bestimmt, das die längste Strecke bei maximaler Geschwindigkeit zurücklegen muss.

Dazu wird in einem ersten Schritt mithilfe der inversen Kinematik (Kap. 3.3.5) für jedes Gelenk der zurückzulegende Rotationswinkel zwischen den Kontrollpunkten i und $i + 1$ bestimmt. Die lineare Interpolation zwischen Start- und Zielstellung stellt dabei die einfachste Bewegungsform dar. Allerdings würde dies zu Unstetigkeiten im Geschwindigkeits-Zeit-Profil und damit zu Schwingungen des Mikroskops führen. Dies kann durch parabelförmige Anfahr- und Abbremsprofile mit konstanter Beschleuni-

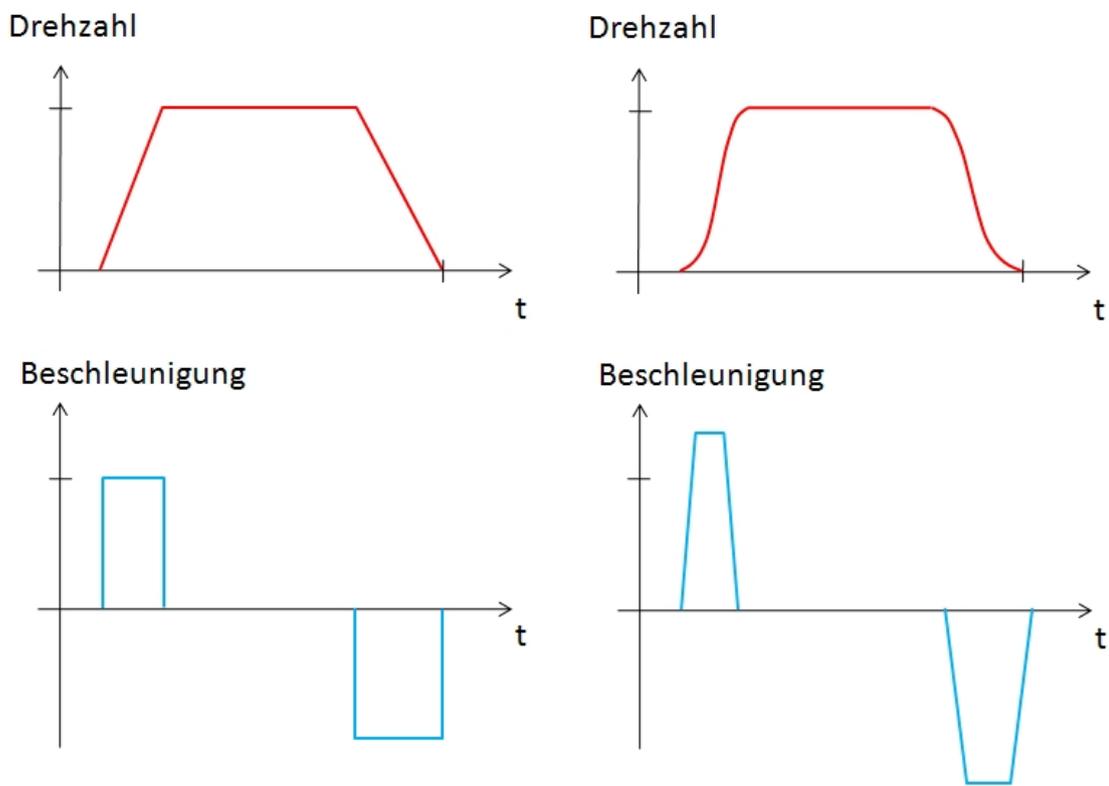


Abbildung 4.4.: Der blockförmige Beschleunigungsverlauf (links) bei linearen Rampen führt zu einem Ruck im System. Eine quadratische Beschleunigung (rechts) mindert diesen Ruck ab.

gung behoben werden, bei denen im Vergleich zum linearen Verlauf im mittleren Bereich der Bewegung eine höhere Beschleunigung vorliegen muss (Abb. 4.4).

Das Bewegungsprofil wird durch Winkeldifferenz θ , Geschwindigkeit $\dot{\theta}$ und Beschleunigung $\ddot{\theta}$ definiert. Dabei ist nur $\dot{\theta}$ variabel und wird für jedes Gelenk so angepasst, dass die Zielstellungen gleichzeitig erreicht werden. Zeitliche Differenzen, die sich aufgrund der unterschiedlichen Beschleunigungs- und Abbremszeiten bei den einzelnen Gelenken ergeben, können aufgrund der geringen Geschwindigkeiten vernachlässigt werden. Die max. Geschwindigkeit, an der sich alle Achsen orientieren müssen, wird antiproportional zum Vergrößerungsfaktor (Γ) der Linse bestimmt. Je stärker das Gewebe vergrößert wird, desto langsamer bewegt sich das Mikroskop.

Für die Interpolation der Winkelstellungen zwischen den Kontrollpunkten $i = 0, \dots, n$ einer Trajektorie ergeben sich in der Regel beliebig viele Lösungsmöglichkeiten. Trotzdem sind einige Randbedingungen für $\theta(t)$ leicht ersichtlich, wobei zur Vereinfachung

angenommen wird, dass sich die Beschleunigungen für Anfahr- und Abbremsprofil nur im Vorzeichen unterscheiden, so dass sich eine Punktsymmetrie bezogen auf $(t_h|\theta_h)$ ergibt. Damit lässt sich sicherstellen, dass die Geschwindigkeit am Übergang zwischen parabolern und linearem Profil identisch ist:

$$\theta_b = \theta_{i-1} + \frac{1}{2}\ddot{\theta}t_b^2 \quad (4.1)$$

$$\ddot{\theta}t_b = \frac{\theta_h - \theta_b}{t_h - t_b} \quad (4.2)$$

wobei t_b hier die Beschleunigungszeit und t_h die Zeit für die halbe Wegstrecke zwischen zwei Kontrollpunkten darstellt. Die Geschwindigkeit der Gelenke muss an den Kontrollpunkten $i = 1, \dots, n - 1$ vorgegeben werden, um einen glatten Bewegungsverlauf an diesen Stellen zu erreichen. Eine mögliche Heuristik bildet dafür der Mittelwert der durchschnittlichen Geschwindigkeiten der beiden Teilstücke, wenn beide das gleiche Vorzeichen haben. Andernfalls wird die Geschwindigkeit an den Kontrollpunkten auf Null gesetzt.

Sind der Betrag der Beschleunigung $|\ddot{\theta}_i|$ und der Zeitaufwand t_i bekannt, so kann für alle Kontrollpunkte $i = 1, \dots, n - 1$ die Beschleunigungszeit $t_{b,i}$ für jeden Kontrollpunkt berechnet werden:

$$\dot{\theta}_i = \frac{\theta_i - \theta_{i-1}}{t_i} \quad (4.3)$$

$$\ddot{\theta}_i = \text{SGN}(\dot{\theta}_{i+1} - \dot{\theta}_i)|\ddot{\theta}_i| \quad (4.4)$$

$$t_{b,i} = \frac{\dot{\theta}_{i+1} - \dot{\theta}_i}{\ddot{\theta}_i} \quad (4.5)$$

Der Zeitaufwand für das lineare Bewegungsprofil $t_{l,i}$ ergibt sich dann aus

$$t_{l,i} = t_i - \frac{1}{2}t_{b,i-1} - \frac{1}{2}t_{b,i} \quad (4.6)$$

Die Parameter für die Start- und Zielpunkte können dann wie folgt berechnet werden:

$$\ddot{\theta}_0 t_{b,0} = \frac{\theta_1 - \theta_0}{t_{l,1} - \frac{1}{2}t_{b,0}} \quad (4.7)$$

$$\ddot{\theta}_0 = \text{SGN}(\theta_1 - \theta_0)|\ddot{\theta}_0| \quad (4.8)$$

$$t_{b,0} = t_0 - \sqrt{t_0^2 - \frac{2(\theta_1 - \theta_0)}{\ddot{\theta}_0}} \quad (4.9)$$

$$\dot{\theta}_0 = \frac{\theta_1 - \theta_0}{t_0 - \frac{1}{2}t_{b,0}} \quad (4.10)$$

$$t_{l,0} = t_0 - t_{b,0} - \frac{1}{2}t_{b,1} \quad (4.11)$$

Die Berechnung für den Streckenabschnitt zwischen den Punkten $n - 1$ und n erfolgt analog. Damit kann für jede Trajektorie das Geschwindigkeits-Zeit-Profil für alle Gelenke erstellt werden. Daraus gehen die genauen Gelenkwinkelstellungen hervor, an denen der Controller die Motorparameter anpassen muss, um eine glatte Bewegung des Mikroskops von der Start- zur Zielposition zu gewährleisten.

Nach oben ist die Geschwindigkeit aus Sicherheitsgründen beschränkt. Dieses obere Limit kann nutzerbezogen auf maximal $4^\circ/s$ festgelegt werden. Die Höchstgeschwindigkeit ist in den Registern der Schrittmotorklemmen der SPS gespeichert. Diese Werte sind kennwortgeschützt und können nur im Offline-Modus bei direktem Zugriff auf die Klemme geändert werden.

Eine untere Geschwindigkeitsschranke wird durch die Motorisierung vorgegeben. Die Schrittmotoren müssen mindestens mit einer Minimalgeschwindigkeit v_{min} betrieben werden, da sie andernfalls die Last des Gelenkarms nicht bewegen können. Der Regelalgorithmus (Abb. 4.5) gewährleistet dabei, dass Schrittpluste durch die externen Encoder erkannt und für eine genauere Positionierung berücksichtigt werden.

4.1.2. Tracking-System

Für die kinematische Berechnung der fokussierten Gewebestelle werden die einzelnen Gelenke jeweils als optimal rigide angenommen. Dies gilt aber nicht für das reale Mikroskop, da hier Verformungen, verursacht durch das Eigengewicht der Gelenke, auftreten können. Nur eine externe Überwachung des Systems kann sicherstellen, dass eine genaue Beziehung der Positionen von Mikroskop und Patient hergestellt wird.

Diese räumliche Beziehung wird mithilfe der Polaris Spectra-Kamera [66] erzeugt. Sie kann Positionen von aktiven (infrarot ausstrahlende) und passiven (infrarot reflektierende) Markern messen und braucht mindestens einen Abstand von 950 mm , um die

Inputs

```

1    $\underline{\theta}_i$  // Vektor aller Kontrollpunkte
2    $\underline{\dot{\theta}}_i$  // Vektor der Geschwindigkeiten aller Teilstrecken
3    $\underline{t_{b,i}}$  // Vektor der Beschleunigungszeiten
4    $\underline{t_{l,i}}$  // Vektor der Zeiten für lineare Bewegungsprofile

```

Initialisierung

```

5    $t \leftarrow \frac{1}{2}t_{b,0}$  ; // Zeit seit dem letzten Kontrollpunkt  $i$ 
6    $i \leftarrow 1$  ; // erster Kontrollpunkt
7    $\theta \leftarrow \theta_0$  ; // aktuelle Position

```

Algorithmus

```

8   Solange  $|\theta - \theta_i| > 0$ ; // Kontrollpunkt noch nicht erreicht
9     Wenn  $t > t_{b,i}$  und  $t < t_{b,i} + t_{l,i}$ ; // lineares Profil
10    Berechne Parameter für lineares Bewegungsprofil;;
11     $\theta = \theta_i + \dot{\theta}_i t$ ;
12     $\dot{\theta} = \dot{\theta}_i$ ;
13     $\ddot{\theta} = 0$ ;

14    sonst; // Beschleunigungsprofil
15    Berechne Parameter für Beschleunigungsprofil;;
16     $t_{tmp} = t - (\frac{1}{2}t_{b,i} + t_{l,i})$ ; // Zeit innerhalb des Beschleunigungsprofils
17     $\theta = \theta_i + \dot{\theta}_i(t - t_{tmp}) + \frac{1}{2}\ddot{\theta}_i t_{tmp}^2$ ;
18     $\dot{\theta} = \dot{\theta}_i + \ddot{\theta}_i t_{tmp}$ ;
19     $\ddot{\theta} = \ddot{\theta}_i$ ;

20    Setze  $t = \frac{1}{2}t_{b,i+1}$ ;
21    Setze  $i = i + 1$  und gehe zu (8).; // Alg. mit nächstem Kontrollpunkt starten

```

Output

```

22   Zielposition erreicht!

```

Abbildung 4.5.: Die Geschwindigkeit jedes Gelenks wird entsprechend der zurückzulegenden Strecke gewählt. Schrittverluste werden über externe Encoder ermittelt und die Geschwindigkeiten online adaptiert.

Position des Markers korrekt zu ermitteln. Die Trackingkamera hat einen Sichtkegel mit einer Tiefe von 1450 mm und einer Höhe von 1312 mm. Die Auflösung der Positionsbestimmung beträgt 0,5 mm. Werden mindestens drei Marker der Geometrie

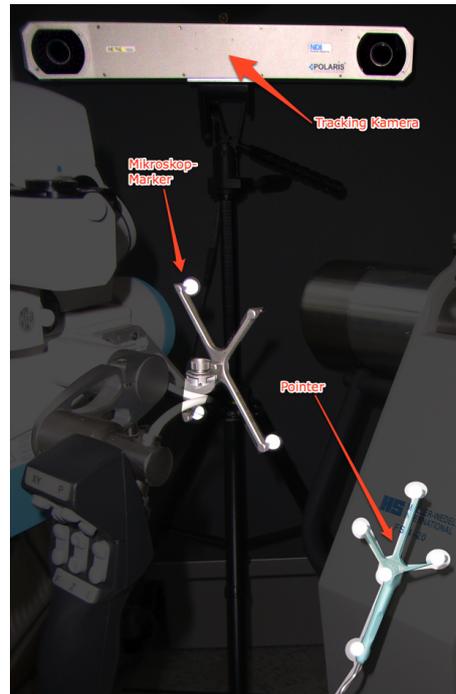


Abbildung 4.6.: Der Navigationsstern am Mikroskop ermöglicht die genaue Bestimmung der Linsenposition im Arbeitsraum der Trackingkamera.

erkannt, so kann die genaue Position und Orientierung im Arbeitsraum berechnet werden. Ein Trackingserver stellt die Verbindung zwischen Systemebene und Kamera her, die Kommunikation erfolgt dabei über eine TCP/IP-Schnittstelle [67]. Dies gewährleistet bei Bedarf den schnellen Austausch der Systeme, ohne die Anwendung ändern zu müssen.

Die Überwachung des Eingriffs mit einer Trackingkamera erlaubt intraoperativ eine zuverlässige Detektion des Zielgebiets. Dadurch wird die Sicherheit für den Patienten erhöht und kritische Bereiche (z.B. bei Tumorresektionen) können geschont werden [68]. Das Abtasten der Gewebeoberfläche mit einem Pointer (z.B. Medtronic Sofamor Danek, NDI) liefert die nötigen 3D-Informationen, um die markierten Punkte auf einem Bildschirm relativ zu den präoperativen Daten anzuzeigen [69]. Durch die Überwachung des Mikroskops können fokussierte Gewebestellen ebenfalls in diesem Datensatz visualisiert werden. Ein am Mikroskop angebrachter Navigationsstern [70] (Abb. 4.6) dient dabei der Bestimmung der Linsenposition. Die fokussierte Gewebestelle ${}^M T_P$ wird dann in Abhängigkeit vom Arbeitsabstand über den Mikroskop-Controller 4.1.1.1 ermittelt.

4.2. Systemebene

Die Systemebene beinhaltet alle für das roboterbasierte Assistenzsystem notwendigen Softwaremodule. Dies umfasst je nach Einsatzbereich Module für Navigation, Tracking, Augmented Reality, Bildverarbeitung und weitere Anwendungen. Die Systemebene wurde auf einem externen Computer (Intel Core i5 750 Prozessor, 2,67GHz, 3,49GB RAM) implementiert, um die rechenaufwändigen Methoden (z.B. Kinematik oder Bildverarbeitung) beschleunigen zu können.

Die Kommunikation mit den Komponenten in der Hardwareebene erfolgt über entsprechende low-level Schnittstellen (seriell, DVI). Dabei kann der Zugriff auf einige Parameter (z.B. Motoren, Optik) im Mikroskop nur exklusiv erfolgen, so dass sich die Abfrage über das Interface unter Umständen als Flaschenhals erweist. Daher ist das Aufnehmen wichtiger Parameter in den Cachespeicher der Systemebene erforderlich. Insbesondere da die Abfrage der Parameter für die Bewegungsplanung zeitkritisch ist.

Zusätzlich weist die Systemebene ein „Blackboard“ auf [71], um den Austausch erforderlicher Parameter zwischen verschiedenen Modulen zu ermöglichen. Darüber hinaus beinhaltet die Systemebene die Anwendersoftware, die dem Nutzer die in Kapitel 5 beschriebenen Anwendungen bereitstellt. Sie wurde mit Java (Oracle Corporation) implementiert und gewährleistet die softwarebasierten Sicherheitsanforderungen (Kap. 2.3). Diese umfassen in erster Linie die Kalibrierung und Referenzierung der Gelenkachsen, ohne die keine automatische Bewegung zugelassen wird.

4.2.1. Registrierung

Eine grundlegende Voraussetzung für die intraoperative Nutzung der Navigationsdaten besteht in einer zuverlässigen Verknüpfung zwischen Mikroskop, Trackingsystem und Bilddaten. Dafür muss zunächst eine Referenzierung der Achsen sechs und sieben (Abb. 3.1) durchgeführt werden, um die genaue Blickrichtung des Mikroskops bestimmen zu können. Anschließend wird eine Beziehung zwischen den Koordinatensystemen von Mikroskop und Trackingsystem mittels „Hand-Eye-Calibration“ hergestellt, bevor dann im letzten Schritt die virtuellen Bilddaten auf den realen Patienten registriert werden.



Abbildung 4.7.: Zur Kalibrierung der Achsen sechs und sieben dient ein Beschleunigungssensor neben der Linse. Kipp- und Neigewinkel werden per Bluetooth übertragen.

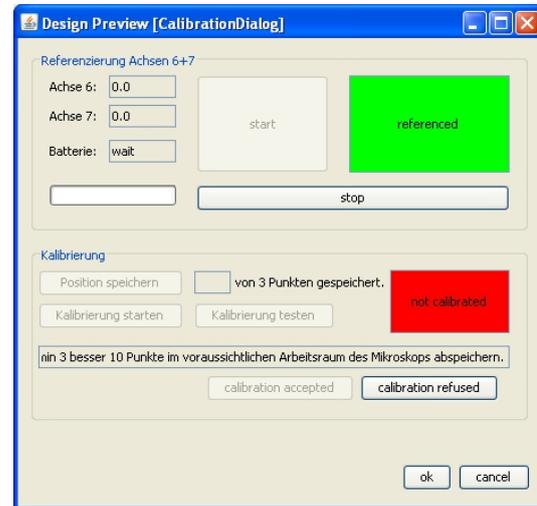


Abbildung 4.8.: Basierend auf den Kipp- und Neigewinkeln des Sensors werden die Achsen sechs und sieben neu ausgerichtet. Der Anwender bestätigt die erfolgreiche Referenzierung.

4.2.1.1. Referenzierung

Im Gegensatz zu den nachträglich motorisierten Gelenken besitzen die Achsen sechs und sieben keine externen Absolutgeber, um die genaue Position der Gelenke jederzeit bestimmen zu können (Kap. 3.2.1). Dies macht die Referenzierung dieser Achsen vor jedem Einsatz erforderlich. Diese Kalibrierung ist ebenfalls dann erforderlich, wenn die Achsen manuell durchgedrückt wurden, da die verwendeten Servomotoren dies nicht detektieren können.

Als externe Referenz kommt ein linearer Beschleunigungssensor LIS3LV02DQ [72] zum Einsatz, der am Mikroskop direkt neben der Linse angebracht ist (Abb. 4.7). Dieser Sensor misst die Gravitation in allen drei Raumachsen mit einem Maximalausschlag von $\pm 2g$ je Richtung. Die Auflösung des Sensors beträgt 12Bit, so dass Veränderungen von $10^{-3}g$ detektiert werden können. Der Sensor wird vom Hersteller auf Empfindlichkeit und $0g$ -Level geeicht. Die Orientierungsdaten des Sensors werden über eine Bluetoothschnittstelle an den Hauptrechner des Mikroskops übertragen.

Die drei Beschleunigungswerte, die vom Sensor gemessen werden, bestehen aus der Erdanziehung und der aktuellen Beschleunigung des Mikroskops. Bei normalem Einsatz

des Mikroskops kann die Beschleunigung im Vergleich zu den Werten der Erddanziehung vernachlässigt werden. Damit lassen sich Kipp- und Neigewinkel folgendermaßen berechnen:

$$\alpha = \arcsin(\text{nick}_{acc}) \quad (4.12)$$

$$\beta = \arcsin(\text{roll}_{acc}) \quad (4.13)$$

Dieser Vorgang muss vom Anwender über ein Softwareinterface (Abb. 4.8) initiiert und bewertet werden, um mögliche Fehler zu verhindern. Basierend auf den Kipp- und Neigewinkeln des Sensors werden die beiden Achsen neu ausgerichtet. Nach der Bestätigung einer ausreichenden Genauigkeit werden die internen Zähler initialisiert und der Einsatz für automatische Bewegungen freigegeben, so dass eine Genauigkeit von $0,05^\circ$ erreicht wird.

4.2.1.2. Kalibrierung von Mikroskop und Tracking-System

Für eine hochgenaue Interaktion zwischen Mikroskop und Kamera ist eine Kalibrierung der Koordinatensysteme essentiell. Das zugrundeliegende Problem kann auf die Lösung des folgenden Gleichungssystem vereinfacht werden:

$${}^L_M T \cdot {}^N_L T = {}^K_M T \cdot {}^N_K T \quad (4.14)$$

Dabei repräsentiert $M = {}^L_M T$ die Translation vom Ursprung des Mikroskops zur Linseposition (vgl. Vorwärtskinematik Kap. 3.3.3), $L = {}^N_L T$ die Beziehung zwischen Linse und Navigationsstern, das Verhältnis zwischen den Koordinatensystemen von Mikroskop und Kamera wird durch $K = {}^K_M T$ beschrieben und $N = {}^N_K T$ ist die Position des Navigationssterns in Kamerakoordinaten (Abb. 4.9). Die Matrizen M und N sind bereits bekannt, L und K müssen mithilfe der Kalibrierung noch bestimmt werden.

In [73] wird ein Verfahren zur Lösung von (4.14) basierend auf „naive least-square solution“ präsentiert. Der Vorteil des Verfahrens beruht darin, dass die Matrizen L und K nicht zwangsläufig orthogonal sein müssen, wodurch den Ungenauigkeiten in realen Umgebungen Rechnung getragen wird.

Für die Berechnung der beiden unbekannt Matrizen werden j Punktepaare im Arbeitsraum des Mikroskops aufgenommen, aus denen die 24 Unbekannten (jeweils eine 3×3 Rotationsmatrix und ein 3×1 Translationsvektor) ermittelt werden. Ab $j > 3$

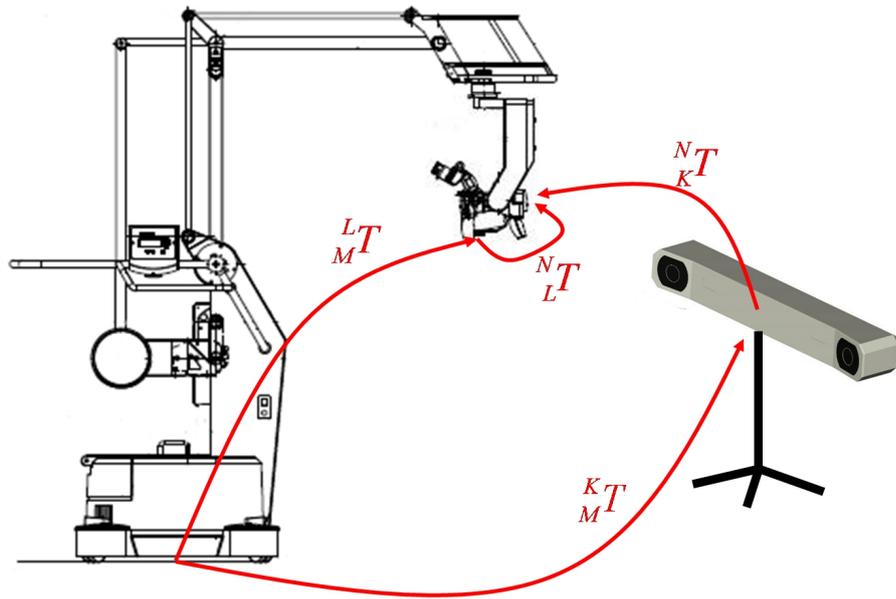


Abbildung 4.9.: Um den Bezug zwischen Mikroskop und Trackingsystem herstellen zu können, bedarf es einer Kalibrierung. Die Translation vom Ursprung des Mikroskops zur Linseposition ergibt sich aus ${}^L_M T$, ${}^N_L T$ beschreibt die Beziehung zwischen Linse und Navigationsstern, ${}^K_M T$ rechnet Kamerakoordinaten in Mikroskopkoordinaten um und ${}^N_K T$ ist die Position des Navigationssterns in Kamerakoordinaten.

kann eine eindeutige Lösung berechnet werden, wobei mit steigendem j eine höhere Genauigkeit erzielt wird.

Bei optimaler Kalibrierung folgt dann für jedes Punktepaar aus Gleichung (4.14):

$$M_i \cdot L - K \cdot N_i, \quad i = 1, \dots, j \quad (4.15)$$

Fügt man die Elemente der beiden Matrizen L und K in einem Vektor x zusammen, so ergibt sich ein lineares Gleichungssystem $Ax = b$ mit

$$A = \begin{bmatrix} A_1 \\ A_2 \\ \vdots \\ A_j \end{bmatrix}, \quad b = \begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \\ \vdots \\ b_j \end{bmatrix} \quad (4.16)$$

Dabei entspricht A_i einer 12×24 Matrix und b_i einem 12×1 Vektor, so dass $Ax = b$ aus $12 \cdot j$ Gleichungen besteht, die durch QR-Zerlegung gelöst werden. Das Gleichungssystem ergibt sich mit

$$x = [L^{00}, L^{10}, \dots, L^{23}, K^{00}, K^{10}, \dots, K^{23}]^T \in \mathbb{R}^{24} \quad (4.17)$$

$$A_i = \begin{bmatrix} R[M_i] & Z & Z & Z & -En^{00} & -En^{10} & -En^{20} & Z \\ Z & R[M_i] & Z & Z & -En^{01} & -En^{11} & -En^{21} & Z \\ Z & Z & R[M_i] & Z & -En^{02} & -En^{12} & -En^{22} & Z \\ Z & Z & Z & R[M_i] & -En^{03} & -En^{13} & -En^{23} & -E \end{bmatrix} \quad (4.18)$$

$$b_i = [0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ -M_i^{03} - M_i^{13} - M_i^{23}]^T \quad (4.19)$$

Hier ist Z eine 3×3 Nullmatrix, E eine 3×3 Einheitsmatrix, $R[M_i]$ ist der Rotationsteil von M und n^{ij} ist ein einzelnes Element aus N .

Beim Aufstellen von L und K aus den Elementen von x ist zu beachten, dass die resultierenden Matrizen nicht zwangsläufig orthogonal sind. Dies kann aber leicht mittels Singulärwertzerlegung erreicht werden. Sei N eine Position, die vom Trackingssystem detektiert wurde und in Mikroskopkoordinaten umgewandelt werden soll. Die Berechnung von $K \cdot N$ ergibt dann ebenfalls eine nicht orthogonale Matrix. Für den orthonormalisierten Rotationsteil $R[K \cdot N]^\perp$ gilt dann

$$U\Sigma V^T = KN \quad (4.20)$$

$$R[K \cdot N]^\perp = R[U \cdot V^T] \quad (4.21)$$

Dieses Verfahren basiert auf der zuverlässigen Bereitstellung von Positionsinformationen mit 6DoF. Diese Positionsdaten sind aufgrund der Markergeometrien mit vier oder mehr reflektierenden Kugeln stets gewährleistet und ermöglicht eine präzise Kalibrierung von Mikroskop und Trackingkamera.

4.2.1.3. Registrierung von realen und virtuellen Informationen

Für die Auswahl korrespondierender Punktepaare zwischen Mikroskop und Bilddaten bieten sich entweder künstliche Marker, die bereits zur Aufnahme der Bilddaten am Patienten befestigt werden, oder natürliche Landmarken (Nase, Auge) an, wobei hierfür insbesondere markante Knochenstrukturen Verwendung finden, da diese ihre relative

Lage zueinander bei Umlagerung des Patienten nicht verändern. Allerdings kann die Nutzung der natürlichen Landmarken leicht zu Ungenauigkeiten führen, wenn deren Position nicht eindeutig mittels Pointer bestimmt wird.

Um eine Beziehung zwischen dem 3D-Volumen und dem Mikroskop herstellen zu können, müssten die gewählten Landmarken mit dem Mikroskop am Patienten fokussiert und die Transformation ${}^M_V T$ aus den resultierenden Punktpaaren ermittelt werden. Zur Vereinfachung werden Patient und Mikroskop von einem optischen Trackingsystem überwacht, das deren Ort und Lage genau detektiert, solange eine freie Sichtverbindung besteht.

Zusätzlich wird eine Beziehung zwischen Patient und 3D-Volumen durch Abtasten der Landmarken am Patienten mit einem passiven Marker hergestellt. Daraus ergeben sich korrespondierende Punktpaare, deren Transformation ${}^P_V T$ mithilfe des Horn-Algorithmus [74] ermittelt wird.

Im Registrierungsdialog (Abb. 4.10) wird das modellierte Universum grafisch dargestellt. Die Navigation im 3D-Modell kann entweder mit der Maus oder über die Navigationselemente (oben links) erfolgen. Auf der rechten Seite der Abbildung werden alle bereits definierten Zielpunkte aufgelistet. Bei Auswahl eines Zielpunktes wird das Modell so positioniert, dass sich der gewünschte Punkt im Zentrum der Ansicht befindet. Grafisches Hervorheben soll das Navigieren im 3D-Modell erleichtern.

Auf der rechten Seite des Dialogs kann man weitere Informationen zu jedem Zielpunkt finden. Wird ein Punkt für die Registrierung des Datensatzes eingesetzt, so ändert sich die Statusfarbe, sobald die korrespondierende Position der realen Umgebung zugewiesen wurde.

Sobald alle nötigen Punkte abgespeichert wurden, berechnet die Software automatisch die zugehörige Transformationsmatrix

$${}^M_V T = {}^M_P T \cdot {}^P_V T \quad (4.22)$$

zwischen dem Mikroskop und dem 3D-Volumen, wobei die Transformation ${}^M_P T$ zwischen Mikroskop und Trackingsystem bereits aus der Kalibrierung bekannt ist (Kap. 3.4). Für alle weiteren Berechnungen kann nun jeweils das Mikroskop als Referenzsystem genutzt und die entsprechenden Zielpositionen in Form von Mikroskopkoordinaten ausgedrückt werden.

Die manuelle Registrierung mittels Trackingsystem birgt allerdings zusätzliche Fehlerquellen, die zu Abweichungen führen können. An dieser Stelle fällt vor allem der

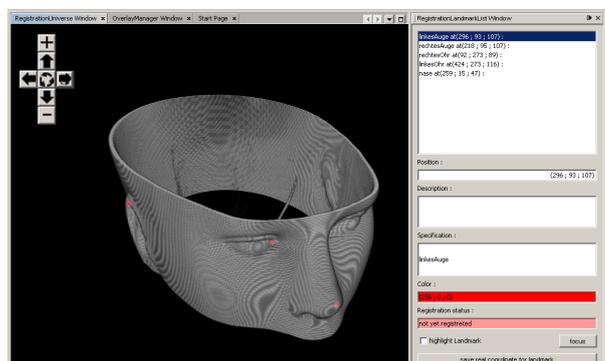


Abbildung 4.10.: Im Registrierungsdialog der AR wird links das 3D-Modell des Patienten angezeigt. Ausgewählte Punkte werden sowohl auf der Oberfläche des Modells als auch im Dialog (rechts) angezeigt.

nutzerinduzierte Fehler durch ungenaue Platzierung des Pointers ins Gewicht [75]. Eine visuelle Überprüfung der Registrierung durch den Chirurgen wird daher notwendig. Dazu wird der Pointer über den Patienten bewegt und die zugehörige Position im virtuellen 3D-Modell angezeigt. Nur wenn der Chirurg die Übereinstimmung der entsprechenden Punktpaare bestätigt, können die Daten aus der Operationsplanung übertragen und für die intraoperative Navigation genutzt werden.

4.2.2. Sicherheit

Für Anwendungen, bei denen Robotersysteme und Menschen im gleichen Arbeitsraum arbeiten, sind erhöhte Sicherheitsanforderungen nötig. Dies gilt insbesondere auch für die Software zur Steuerung des Systems [76]. Auch wenn es in diesem Zusammenhang nahezu unmöglich ist, eine hundertprozentige Zuverlässigkeit der Software zu gewährleisten, gibt es doch einige Besonderheiten, die zumindest eine generelle Sicherheit herstellen.

Zunächst wird für jede automatische Bewegung überprüft, ob der vorgesehene Zielpunkt angefahren werden kann. Der Mikroskop-Controller (Kap. 4.1.1.1) stoppt eine Bewegung sobald bei der Kommunikation mit dem externen PC ein Timeout-Event auftritt. Darüberhinaus wird die Strecke, die jedes Gelenk bei einer automatischen Bewegung zurücklegen kann, limitiert (z.B. 10°) und schließlich begrenzen wir auch die Geschwindigkeit, um ruckartige Bewegungen zu vermeiden, die vor allem den Chirurgen beim Blick durch das Mikroskop gefährden könnten.

Insbesondere bei der Bewegungsplanung werden zusätzliche Anforderungen an die Si-

cherheit gestellt. Eine grundlegende Voraussetzung für eine kollisionsfreie Pfadplanung ist die Kenntnis der Positionen aller Gegenstände im Arbeitsraum des Mikroskops. Dazu wäre das Überwachen zumindest aller mobilen Gegenstände erforderlich, da einige Systeme während der Operation verschoben werden können.

Alternativ dazu kann aber auch der Arbeitsraum des Mikroskops beschränkt werden, um das Risiko einer Kollision deutlich zu reduzieren. Der Chirurg positioniert das System zu Beginn des Eingriffs an den Eckpunkten des geplanten Einsatzgebietes. Die Software überwacht dann im Anschluss, dass der Arbeitsraum bei automatischen Bewegungen nicht verlassen wird. Liegt ein Zielpunkt dennoch außerhalb, so erfolgt eine Fehlermeldung und die Bewegung wird nur nach nochmaliger Bestätigung, dass keine Kollisionsgefahr besteht, ausgeführt. Die Begrenzungen des Arbeitsraumes können jederzeit neu definiert werden, um auf veränderte Umstände zu reagieren.

4.3. Anwenderebene

Auf der obersten Ebene der Steuerarchitektur sind die erforderlichen Methoden für die Interaktion mit dem Nutzer verankert. Aus der Literatur sind dafür zahlreiche unterschiedliche Ansätze bekannt (z.B. Sprache, Gestik, GUI). Je nach Anwendung können unterschiedliche Methoden sinnvoll sein, wobei der modulare Aufbau auch hier einen einfachen Austausch ermöglicht.

Auf jeden Fall muss intraoperativ jederzeit eine intuitive Kontrolle des motorisierten Mikroskops durch den Chirurgen gewährleistet sein, um die in Kapitel 2 beschriebenen Anforderungen für die automatische Einstellung zu erfüllen, ohne den Arbeitsfluss des Chirurgen zu unterbrechen. In der Anwenderebene sind daher eine grafische Benutzeroberfläche (GUI) und eine Fernbedienung fest implementiert, um das Mikroskop im Automatik-Modus kontrollieren zu können und die bei manueller Positionierung erforderlichen Handgriffe einzusparen.

4.3.1. Fernbedienung

4.3.1.1. Probleme bisheriger Steuerungen

Ein entscheidendes Defizit bekannter medizinischer Robotersysteme liegt in der Steuerung. Auch kleine Positionsänderungen müssen manuell durchgeführt werden und erfordern das Ablegen der Instrumente. Die aufwändigen Positioniervorgänge führen

somit zu einem Zeitverlust und zu einem erhöhten Infektionsrisiko aufgrund der Gefahr von Sterilitätsverlust während der häufigen manuellen Positioniervorgänge. In der Literatur sind zwar bereits zahlreiche Ansätze zur Behebung dieses Defizits zu finden, bisher konnte sich aber keiner dieser Ansätze effektiv durchsetzen.

Eine kleine Gruppe von Neurochirurgen bedient sich Mundschaltern [77], mit denen durch Zusammenbeißen einer Klemme die Mikroskop- und Stativbremsen gelöst und so das Mikroskop mit dem Mund neu positioniert werden kann. Bisher hat sich diese Methode wegen der unbefriedigenden Hygiene und der schwierigen Beherrschbarkeit des Mikroskops aber nicht durchgesetzt [78].

Alternative Steuerungsvarianten kommen bereits bei zahlreichen medizinischen Systemen zum Einsatz. Weit verbreitet sind in erster Linie Fußschalter [79, 80] und Sprachsteuerung [23, 50, 81, 82]. Allerdings ist der Einsatz von Fußschaltern primär auf die Aktivierung eines Systems in Form eines „Totmannschalters“ oder auf Eingriffe begrenzt, bei denen der Chirurg sitzend agiert. Durch die Vielzahl fußgesteuerter Systeme (bipolare Pinzette zur Koagulation, Trepan, Kraniotom, Röntgengerät, u.a.) wird es zudem schnell unübersichtlich und kann leicht zu Verwechslungen führen.

Auch bei laparoskopischen Eingriffen werden mittlerweile vermehrt Roboter für die Endoskopkontrolle eingesetzt. Zur Steuerung des Roboters wird beispielsweise der Kopf des Chirurgen getrackt [83, 84]. Dieses Verfahren ist allerdings nur bedingt auf das Mikroskop übertragbar, da der Chirurg unter Umständen auch während der Mikroskopbewegung den Operationssitus beobachten möchte. Abgesehen davon ist ein zusätzlicher Fuß- oder Handschalter erforderlich, um aktive Bewegungen zu initiieren.

Eine weitere Methode zur Endoskopsteuerung wird in [85] vorgestellt. Dabei wird die Blickrichtung des Chirurgen über ein Head Mounted Display (HMD) überwacht und zur Steuerung einzelner Gelenke genutzt. Die Integration eines „Eye-Trackers“ in das Stereomikroskop ist sehr gut möglich [86], beschränkt sich allerdings auf die Kontrolle aktiver Bewegungen und kann nur bedingt zur Steuerung weiterer Komponenten genutzt werden.

4.3.1.2. Anforderungen

Der praktische Nutzen eines vollständig motorisierten Mikroskops beruht auf einer zuverlässigen, zweckmäßigen und intuitiven Steuerung des Systems durch den Chirurgen. Die Unterteilung der Mikroskopbewegungen in schnelle, aber ungenaue sowie kleine, hochgenaue Positionsänderungen ergab zwei grundlegende Kategorien. Zu den Bewe-

gungen der zweiten Kategorie gehören z.B. Pivotbewegungen um einen definierten Punkt und Bewegungen parallel zur aktuellen Bildebene (Translation), um Gewebe zu betrachten, das sich gerade außerhalb des Sichtbereichs befindet. Eine Fernbedienung soll daher unter Beibehaltung gewohnter Operationsabläufe die Kontrolle aktiver Bewegungen der zweiten Kategorie ermöglichen. Dabei müssen folgende Anforderungen erfüllt werden:

1. Neupositionierung des Mikroskops darf den Arbeitsfluss des Chirurgen nicht durch unnötiges Ablegen und erneutes Aufnehmen der Instrumente unterbrechen,
2. intuitive Kontrolle des Mikroskops,
3. unmissverständliche Bedienung,
4. kabellose Kommunikation und
5. Richtungsauswahl mit 2 Freiheitsgraden (DoF)

Eine Funkfernsteuerung, die an einem der Instrumente befestigt wird, soll dem Chirurgen die Möglichkeit bieten, wichtige Bewegungsabläufe des Mikroskops zu steuern, ohne seinen Arbeitsfluss unterbrechen zu müssen. Um die Bedienung des Mikroskops dabei so einfach und intuitiv wie möglich zu halten, werden nur häufig verwendete Bewegungen gesteuert, so dass nur wenige Bedienelemente vonnöten sind.

Dabei muss beachtet werden, die Fernbedienung so klein und leicht wie möglich zu halten, um die Lage des Instruments in der Hand des Chirurgen nur in geringem Maße zu beeinflussen. Daher eignet sich in erster Linie der Sauger als Trägerinstrument für die Fernbedienung, da dieser keine filigrane Handhabung erfordert.

Für einen sicherheitskritischen Bereich wie die Medizin muss die Funktechnik zusätzliche Richtlinien erfüllen. Dies beinhaltet die Anforderungen der Medical Devices Directive (Richtlinie 93/42/EWG des Rates vom 14. Juni 1993 über Medizinprodukte), die elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) nach Norm EN 60601-1-1, eine Fehlermöglichkeiten-Einflussanalyse (FMEA) und einen Risikomanagementprozess nach EN 14971.

4.3.1.3. Implementierung

Basierend auf den genannten Anforderungen wurden verschiedene Varianten einer Fernbedienung entwickelt [87]. Das Basismodul besteht aus drei Tastern zur Modi-

und Menüsteuerung, die bequem per Daumen oder Zeigefinger bedient werden können (Abb. 4.11). Die Abmessungen des Moduls betragen $53 \text{ mm} \times 15 \text{ mm} \times 8 \text{ mm}$.

Die kabellose Kommunikation mit dem Mikroskop erfolgt nach dem Bluetooth-Standard, der eine hohe Datensicherheit und damit einen zuverlässigen Einsatz während der Operation gewährleistet. Bluetooth arbeitet im Bereich von $2,4 \text{ GHz}$ auf einem Kanal von 1 MHz Bandbreite und der maximale Energieausstoß beträgt 5 mW . Damit liegt Bluetooth deutlich unter den Werten von Mobiltelefonen [88]. Die Sendeleistung ist in drei Klassen unterteilt, von denen die hier verwendete Klasse 2 eine Reichweite von 50 Metern (line of sight) bei einer maximalen Sendeleistung von 4 dBm gewährleistet.

Die Bluetooth Version 2.1 mit Enhanced Data Rate (EDR) erreicht Datenraten von bis zu $2169,6 \text{ kBit/s}$. Gleichzeitig vermeidet das Frequenzsprungverfahren (Frequency Hopping) Störungen und Interferenzen mit anderen Geräten. Dazu werden pro Sekunde bis zu 1600 Sprünge im Frequenzband ausgeführt und jeweils ein Datenpaket übertragen. Der Sender muss hierzu aber mit dem Empfänger synchronisiert sein, d.h. er muss dieselbe Sprungfolge durchführen, sonst würde er auf dem falschen Band auf ein Datenpaket warten. Dies wird durch Initialisierungshoppingsequenzen realisiert. Zusätzlich werden belegte oder gestörte Funkkanäle mittels adaptiver Frequenzsprungverfahren vom normalen Frequenzsprungverfahren ausgeschlossen.

Damit ist auch der Einsatz mehrerer Fernsteuerungen möglich, die jeweils an verschiedenen Instrumenten befestigt werden. Jede Steuerung besitzt eine eigene Identifikationsnummer, so dass eine eindeutige Zuordnung der Kommandos möglich ist. Eine priorisierende Kommunikationsverwaltung verhindert Konflikte, wenn mehrere Fernbedienungen gleichzeitig im Einsatz sind.

Ein Lithium-Polymer-Akkumulator dient der Stromversorgung des Moduls, das Aufladen des Akkumulators erfolgt über ein USB-Interface. Die Fernbedienung trennt bei einer Spannung von ca. $3,5 \text{ V}$ automatisch die Verbindung und schaltet sich ab, um eine Beschädigung des Akkus durch Tiefenentladung zu vermeiden. Die maximale Kapazität des Akkus beträgt $0,3 \text{ Wh}$, wobei die Leistungsaufnahme des Bluetoothmoduls bereits $0,1 \text{ W}$ ausmacht und die Betriebszeit damit auf drei Stunden begrenzt wird. Die Zeit bis zum Erreichen dieses Zustandes kann durch Betätigen des Ein-/Ausschalters sowie durch stufenweise Schaltung von Power-Down-Zuständen verlängert werden. Durch Einschränkung der Funktionalität des Bluetoothmoduls in Ruhephasen wird die erforderliche Leistung stufenweise auf $0,015 \text{ W}$ reduziert (Tab. 4.1).

Tabelle 4.1.: Power-Down-Zustände reduzieren den Leistungsverbrauch der Fernbedienung, resultieren aber auch in längeren Reaktionszeiten.

Modus	Leistungsverbrauch	Reaktionszeit
Normalzustand	0,1 W	0 ms
Energiesparmodus 1	0,035 W	100 ms
Energiesparmodus 2	0,015 W	700 ms

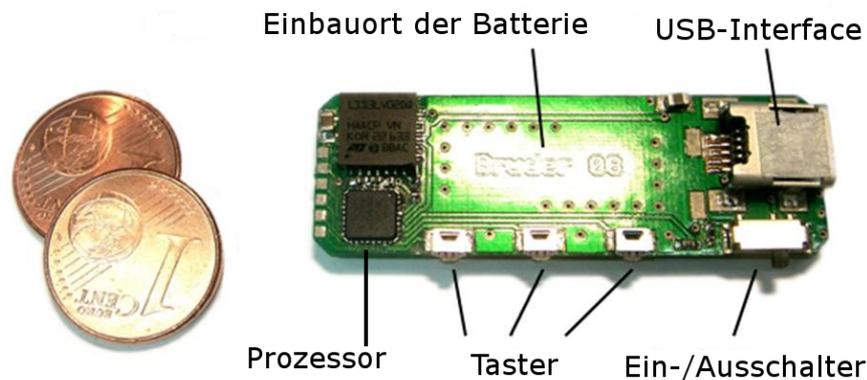


Abbildung 4.11.: Die Fernbedienung wird an einem der Instrumente des Chirurgen befestigt. Das Basismodul besteht aus einem Lithium-Polymer-Akkumulator, Tastern, Ein-/Ausschalter, USB-Interface und einem Prozessor. Die Kommunikation erfolgt mittels Bluetooth.

Das Energiesparen verursacht allerdings höhere Reaktionszeiten, um das Bluetoothmodul nach der Ruhephase wieder hochzufahren. Diese beträgt nach dem Betätigen eines Tasters max. 700 ms, um aus Energiesparmodus 2 in den Normalzustand zurück zu gelangen. Gleichzeitig kann die Betriebszeit damit deutlich verlängert werden.

Die interne Steuerung des Moduls und die Berechnung der Parameter übernimmt ein ATmega8 Prozessor (Atmel Corporation). Die Funktionen der Fernbedienung wurden dafür in Form einer Zustandsmaschine implementiert.

Für weitere Freiheitsgrade der Fernbedienung sind dann, je nach Einsatzgebiet, verschiedene Komponenten einsetzbar [89]. Eine 2D-Kontrolle der Bewegungsrichtung (Translation in der Bildebene oder Pivotbewegung) wird beispielsweise durch den Einsatz eines Beschleunigungssensors [72] oder eines kleinen Joysticks [90] erreicht. Unter Berücksichtigung der betragsmäßigen Differenz zwischen Initialstellung und aktueller Orientierung Δx und Δy , ermöglichen beide Varianten neben der Richtung d auch die

Beeinflussung der Bewegungsgeschwindigkeit v . In Abhängigkeit vom Bewegungsmodus (Translation oder Pivotbewegung) werden daraus die Parameter 0_8v oder ${}^0_8\omega$ für Gleichung (3.38) ermittelt.

$$d = \arctan 2(\Delta y, \Delta x) \quad (4.23)$$

$$v = \frac{1}{n} \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2} \cdot v_{max} \quad (4.24)$$

$${}^0_8v = (v \cos d, v \sin d, 0)^T \quad (4.25)$$

$${}^0_8\omega = (-v \sin d, v \cos d, 0)^T \quad (4.26)$$

Das Auftreten von ruckartigen Anfahrbewegungen wird durch eine Rampenfunktion bei der Berechnung von v unterbunden. Die Begrenzung auf fünf Freiheitsgrade (Bewegungsrichtung (2DoF) und drei Taster (je 1DoF)) gewährleistet eine einfache Bedienung, die sich auf häufig verwendete Funktionen beschränkt und nutzerbezogen angepasst werden kann.

4.3.2. Grafische Nutzeroberfläche

Über die von der Fernbedienung bereitgestellten Methoden zur Positionierung des Mikroskops hinausgehend, werden weitere Funktionen in der Anwendersoftware bereitgestellt. Die grundlegende Interaktion zwischen Nutzer und Mikroskop erfolgt dabei über eine Grafische Oberfläche (Graphical User Interface - GUI). Eine Grundvoraussetzung besteht in der plattformunabhängigen Gestaltung der Software, weshalb Java in Kombination mit NetBeans (Oracle Corporation) als Entwicklungsumgebung ausgewählt wurde.

Die NetBeans IDE stellt bereits grundlegende Funktionen zur Verfügung, um eine intuitive und selbsterklärende Nutzeroberfläche zu entwickeln.

Die GUI (Abb. 4.12) stellt folgende Module für den intraoperativen Einsatz zur Verfügung:

1. **Kontrollmodul:** Es stellt die im Mikroskop-Interface implementierten Navigationsfunktionen zur intraoperativen Positionierung des Systems zur Verfügung.
2. **Kameramodul:** Eine CCD-Kamera ermöglicht über eine Firewire-Verbindung das Aufzeichnen des mikroskopischen Sichtfeldes über eine Schnittstelle am

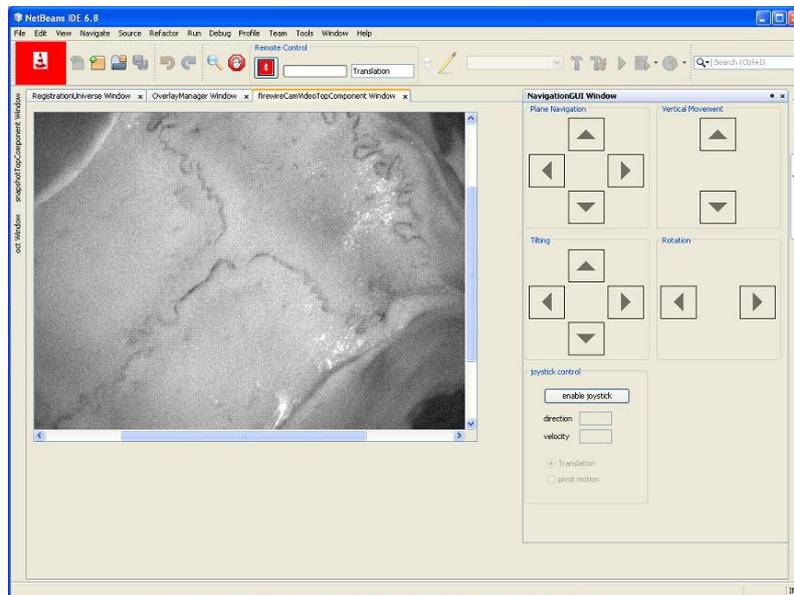


Abbildung 4.12.: Die Grafische Oberfläche der Anwendersoftware basiert auf der NetBeans IDE. Auf der linken Seite ist das aktuelle Sichtfeld des Mikroskops zu sehen. Auf der rechten Seite befindet sich die Navigationskonsole für aktive Bewegungen des Mikroskops.

LightRouter. Neben der Übertragung des Sichtfeldes auf einen externen Monitor können auch Bilder zu Dokumentationszwecken abgespeichert werden.

3. **Fernbedienungsmodul:** Basierend auf einer Implementierung der JSR-82 Bluetooth API (z.B. opensource API Bluecove) wird die Verbindung zu einer spezifizierten Fernbedienung hergestellt. Die Kommunikation erfolgt über ein einfaches serielles Protokoll. Von der Fernbedienung ausgelöste Ereignisse werden an das Kontrollmodul weitergeleitet.
4. **Augmented Reality Modul:** Zusätzliche Informationen werden als virtuelle Objekte in die Augmented Reality (AR) geladen, die dann in das Sichtfeld des Chirurgen eingeblendet wird. Präoperative Daten können mittels Landmarken auf den Patienten registriert werden und fördern die intraoperative Orientierung des Chirurgen.
5. **Tracking-Modul:** Mithilfe eines optischen Trackingsystems werden die Positionen von Mikroskop, Patient oder Instrumenten überwacht.

6. **Registrierungsmodul:** Stellt die Beziehung zwischen präoperativen Daten und dem Patienten her, bedeutsam in erster Linie für das Kontroll- und das Augmented Reality Modul.
7. **Optionen:** Der Chirurg kann wichtige Parameter (z.B. max. Geschwindigkeit des Mikroskops) nach seinen Vorstellungen anpassen und so für den jeweiligen Eingriff entsprechend optimieren.

5. Anwendungen

Nach eingehender Erörterung der Hardware und Steuerung des Mikroskops ist dieses Kapitel der Umsetzung neuer Anwendungsmöglichkeiten für den Chirurgen gewidmet. Die Motorisierung ermöglicht neue Funktionen, die manuell nicht oder nur mit großem Zeitaufwand umgesetzt werden können. Sie tragen damit erheblich zur Förderung des intraoperativen Arbeitsflusses bei.

Zunächst wird die bildbasierte Navigation auf der Grundlage von präoperativen Daten erläutert. Bisher konnte immer nur ein visueller Bezug zwischen diesen Daten und dem mikroskopischen Sichtfeld hergestellt werden. Jetzt ist es zusätzlich möglich, Zielpunkte direkt in den Navigationsdaten auszuwählen und vom Mikroskop automatisch anfahren zu lassen. Durch diese Automatisierung lassen sich präoperative Planung und intraoperative Durchführung besser vereinbaren.

Intraoperativ kommt es auch aufgrund des begrenzten Sichtfeldes zu zahlreichen Positionsveränderungen des Mikroskops, die bisher jeweils das Ablegen der Instrumente erfordern. Häufig wiederkehrende Bewegungen (z.B. Translationen) können jetzt durch die Motorisierung vollständig automatisch durchgeführt werden.

Alle Navigationsaufgaben erfordern nach Erreichen der Zielposition das Anpassen der optischen Parameter des Mikroskops, weil bereits geringe Abweichungen vom optimalen Arbeitsabstand zu einem deutlich unscharfen Sichtfeld führen können. Daher wurde ein Verfahren zur automatischen Fokussierung basierend auf einem Stereo-LED-Modul entwickelt, das eine zuverlässige und schnelle Justierung des Arbeitsabstandes ermöglicht.

Abschließend wird die Augmented Reality zum Darstellen relevanter Daten beschrieben. Wichtige Gewebeinformationen können damit orts- und maßstabsgetreu direkt in das Sichtfeld des Mikroskops eingeblendet werden.

5.1. Bildbasierte Navigation

Die bildbasierte Navigation ermöglicht eine Verbesserung bei der Genauigkeit operativer Eingriffe, da durch die Rekonstruktion der Gewebeoberfläche aus prä- oder intraoperativen Daten zusätzliche, dreidimensionale Informationen zur Verfügung stehen. Damit wird die Orientierung für den Chirurgen wesentlich vereinfacht [91, 92].

Die Motorisierung des Mikroskops bietet einen zusätzlichen Vorteil für die intraoperative Navigation. Basierend auf Informationen aus bildgebenden Verfahren (CT, MRT) können Zielpunkte einfach definiert und direkt an die Steuerung des Mikroskops übertragen werden, so dass in Kombination mit einem Trackingsystem die Möglichkeit der automatischen, intraoperativen Positionierung des Mikroskops besteht [93]. Dies macht die folgenden vorbereitenden Arbeitsschritte erforderlich:

1. **Datenvorverarbeitung** der präoperativen Bilddaten des Patienten (z.B. CT oder MRT),
2. **Planung und Bestimmung** intraoperativ relevanter Trajektorien und Gewebestrukturen und
3. **intraoperative Navigation** nach erfolgreicher Registrierung aller Systemkomponenten.

Dieses Unterkapitel stellt keine vollständige Lösung für die bildbasierte, intraoperative Navigation vor. Vielmehr wird gezeigt, wie bestehende Komponenten, die teilweise bereits im klinischen Einsatz sind, mit dem neuen, motorisierten Mikroskop interagieren können. Das grundlegende Ziel bleibt die Unterstützung und Entlastung des Chirurgen bei intraoperativen Navigationsaufgaben.

5.1.1. Datenvorverarbeitung

Bereits bei der Vorbereitung auf operative Eingriffe stehen in der Regel zahlreiche bildgebende Verfahren (z.B. CT oder MRT) als Informationsquellen für die Planung des Eingriffs zur Verfügung. Allerdings werden diese Daten vom Chirurgen bisher nur selten für die intraoperative Orientierung genutzt oder werden nur auf einem Bildschirm abseits des Situs angezeigt [94].

Die Bilddaten aus MRT- oder CT-Aufnahmen bestehen in der Regel aus einzelnen Schichten, wobei Pixel- und Schichtabstand durch das „Spacing“ definiert sind. Die

Navigation in diesen Schichtbildern gestaltet sich meist jedoch umständlich und zeitaufwändig, weil der räumliche Bezug fehlt. Aus diesem Grund generieren wir aus den präoperativen Bilddaten ein Modell des Patienten, das in eine virtuelle Umgebung eingebettet wird.

Für die Navigation ist es später von Vorteil, wenn die Zielpunkte direkt in der GUI selektiert werden können. Die benötigten Oberflächeninformationen werden mithilfe des Marching Cubes Algorithmus ermittelt [95]. Mittels Kollisionserkennung zwischen der Oberfläche und einem vom Mauszeiger ausgehenden Strahl, der von der Sichtebene aus parallel zur Projektion verläuft, kann dann eine Navigation im 3D-Modell erfolgen. Die Implementierung erfolgt mit Java und der zugehörigen 3D-Erweiterung Java3D.

5.1.2. Operationsplanung

Die Segmentierung relevanter Objekte anhand ihres Grauwertes aus den vorhandenen präoperativen Bilddaten lassen den Chirurgen kritische Zielregionen bereits in der Vorbereitung erkennen und den intraoperativen Zugang besser planen.

Zunächst können damit charakteristische Landmarken für die Registrierung definiert werden. Dafür eignen sich in erster Linie Knochenstrukturen, die intraoperativ leicht aufzufinden sind, da sich ihre relativen Positionen zueinander bei veränderter Lagerung des Patienten nicht verändern. Im zweiten Schritt können dann relevante Gewebestellen, z.B. im Gehirn oder Tumor, direkt im Modell ausgewählt und für den späteren Einsatz abgespeichert werden.

Neben der Zielposition ist auch die gewünschte Blickrichtung des Mikroskops für die Planung von besonderer Bedeutung. Diese wird im Modell durch einen Pointer an der ausgewählten Position dargestellt und kann vom Chirurgen ebenfalls direkt am 3D-Modell an die jeweiligen Voraussetzungen angepasst werden (Abb. 5.1).

Durch die räumliche Darstellung der Daten können Details der hochauflösenden Bilder aber auch verdeckt werden. Daher werden zum ausgewählten Zielpunkt zusätzlich die sagittale, axiale und koronale Ebene des präoperativen Datensatzes für die Planung angezeigt.

5.1.3. Intraoperative Navigation

Moderne Operationsmikroskope ermöglichen es, den optischen Fokus oder die Position eines speziellen Pointers im präoperativen CT darzustellen. Dazu werden die

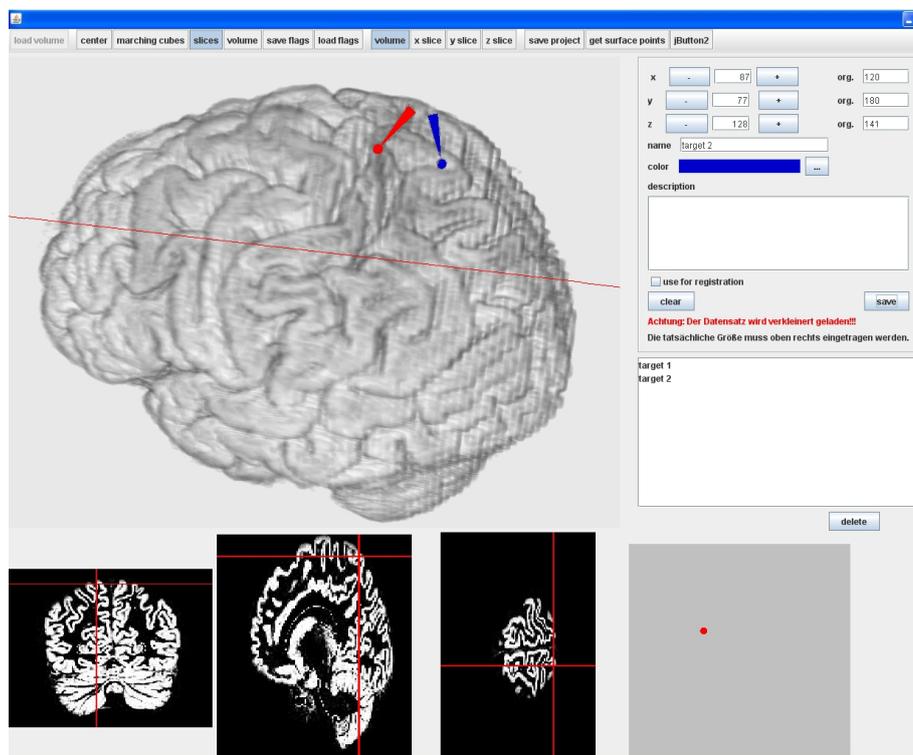


Abbildung 5.1.: In der Planungssoftware können bereits im Vorfeld der Operation relevante Zielpunkte und die gewünschte Blickrichtung des Mikroskops definiert werden. Dabei wird die gewählte Position direkt mit den Schichtbildern synchronisiert (unten).

Mikroskope an ein externes Navigationssystem angeschlossen, das ein präoperatives Planungs-CT (oder MRT) nutzt [2].

Nach Abschluss der Registrierung (Kap. 4.2.1) ist dann eine Navigation in Echtzeit möglich. Dabei erfolgt die Darstellung der Datensätze durch axiale, sagittale und koronare Schnitte. Der Einsatz von Bilddaten zur interaktiven, bildgeführten Operation (computer assisted surgery - CAS) ermöglicht die Verknüpfung der auf den Bildern dargestellten pathologischen oder anatomischen Struktur mit der individuellen Anatomie des Patienten. Damit bilden sie die Grundlage für die computergestützte Navigation direkt im Operationssitus [9].

Die vollständige Motorisierung des Mikroskops bietet nunmehr die Möglichkeit der automatischen Positionierung basierend auf den gewonnenen 3D-Bilddaten.

Für den intraoperativen Gebrauch der spezifizierten Gewebestellen werden die gewünschten Positionen aus einer Liste ausgewählt und nach der Bestätigung des Ziel-

punkts durch den Chirurgen erfolgt dann die Pfadplanung basierend auf der inversen Kinematik des Mikroskops (Kap. 3.3.5).

Zur besseren Orientierung können gleichzeitig die zugehörigen Schichtbilder relativ zum Operationssitus angezeigt werden. Die Vorwärtskinematik bestimmt zu jeder fokussierten Gewebestelle die exakten Koordinaten und überträgt sie auf das Modell. Auf diese Weise kann der Chirurg das fokussierte Gewebe direkt mit relevanten Strukturen in den präoperativen Bildern vergleichen. Gleichzeitig lässt sich damit die Liste der Zielpunkte intraoperativ ergänzen. Die automatische Positionierung erleichtert und beschleunigt das erneute Auffinden relevanter Positionen zu einem späteren Zeitpunkt.

5.2. Automatisierte Bewegungen

Das limitierte Sichtfeld des Mikroskops macht eine geringe, wiederholte Verschiebung des Systems intraoperativ notwendig, um Gewebe am Rand des Sichtfeldes zu fokussieren. Dies erfordert bei manueller Bedienung das jeweilige Ablegen der Instrumente, wodurch der Arbeitsfluss des Chirurgen gestört wird.

Aufgrund der Tatsache, dass das Mikroskop ausschließlich Rotationsgelenke aufweist, sind kartesische Bewegungen (z.B. Verschiebungen der Linse parallel zum aktuellen Sichtfeld) oder auch komplexere Positioniervorgänge (z.B. Pivotierung) manuell nur sehr schwer zu realisieren und besonders zeitaufwändig. Unter Berücksichtigung der Kinematik wird daher eine Beziehung zwischen der kartesischen Bewegung des Endeffektors und den notwendigen Gelenkwinkeländerungen hergestellt [46].

Das Navigationsmodul (Abb. 4.12, rechts) beinhaltet alle notwendigen Funktionen, um eine zuverlässige Positionierung des Mikroskops relativ zum aktuellen Sichtfeld zu gewährleisten. Die dabei maximal zurückgelegten Strecken sind aus Sicherheitsgründen begrenzt, können aber an die jeweiligen Anforderungen angepasst werden.

5.2.1. Translation

Richtungsänderungen werden in der Regel relativ zu einem Bezugspunkt angegeben (z.B. rechts oder links). Dies setzt allerdings voraus, dass 1.) der Bezugspunkt genau bekannt und 2.) eine direkte Umsetzung der gewünschten Bewegung im zugehörigen Koordinatensystem möglich ist.

Die erste Bedingung ist sowohl für die manuelle als auch für die automatische Bewegung durch die Blickrichtung des Mikroskops und die fokussierte Gewebestelle erfüllt.

Der zweite Teil wird durch die Architektur des Stativs bei manuellen Bewegungen allerdings deutlich erschwert. Automatisch sind solche Translationen der Linse in x -, y - oder z -Richtung dagegen unter Berücksichtigung der Kinematik (Kap. 3.3.5) leicht zu realisieren. Aus der aktuellen Position P_{akt} und der Bewegungsrichtung ergibt sich der Zielpunkt P_{neu} :

$$P_{neu} = P_{akt} \cdot T(x, y, z) \quad (5.1)$$

Für diesen Punkt werden die erforderlichen Gelenkwinkelstellungen ermittelt und die Parameter für eine lineare Interpolation zwischen den beiden Punkten angepasst.

5.2.2. Pivotbewegung

Die anatomischen Gegebenheiten können eine Begutachtung der Gewebestellen aus unterschiedlichen Blickrichtungen erforderlich machen. Dabei bleiben Arbeitsabstand und Position der fokussierten Gewebestelle unverändert, nur die Linse bewegt sich auf der Oberfläche einer virtuellen Kugel.

Bei dieser Bewegung werden mindestens drei Gelenkpositionen verändert und der Chirurg kann die fokussierte Position trotz des Gewichtsausgleichs im Stativ bei manueller Positionierung nicht beibehalten. Zusätzlich muss das Gewebe in der Regel neu fokussiert werden, da der bisherige Arbeitsabstand nicht eingehalten wird. Ähnlich wie bei der Translation kann auch für die Pivotierung aus der aktuellen Position und den gewünschten Rotationen der neue Zielpunkt bestimmt und die zugehörigen Gelenkwinkelstellungen ermittelt werden. Allerdings muss bei der Pivotierung auch der Arbeitsabstand P_{WD} berücksichtigt werden, da die Positionierung relativ zu FP und nicht relativ zur Linsenposition erfolgt:

$$P_{neu} = P_{akt} \cdot P_{WD} \cdot R_x \cdot R_y \cdot P_{WD}^{-1} \quad (5.2)$$

Bei der Pivotierung ist das Anpassen der Gelenkgeschwindigkeiten von entscheidender Bedeutung. Nur wenn alle Gelenke gleichzeitig ihre Zielstellung erreichen, ist gewährleistet, dass die gewünschte Gewebestelle während der gesamten Bewegung fokussiert im Zentrum des Sichtfeldes bleibt.

5.3. Autofokus

Mit den in den vorherigen Abschnitten beschriebenen Anwendungen zur automatischen Positionierung des Mikroskops geht eine weitere Anforderung an das motorisierte Mikroskop einher.

Bereits kleine Änderungen in der Position des Mikroskops können zu einem deutlich unscharfen Bild führen, da das Gewebe in der Regel keine ebene Oberfläche besitzt. Dies macht ein Nachjustieren des Arbeitsabstandes erforderlich. Eine manuelle Einstellung der Fokusparameter, wie sie bisher bei Operationsmikroskopen üblich ist, macht jeweils das Ablegen der chirurgischen Instrumente erforderlich und widerspricht damit den in Kapitel 2 beschriebenen Anforderungen zur Förderung des intraoperativen Arbeitsflusses.

Aus diesem Grund bildet ein Algorithmus, der nach Erreichen der Zielposition den Arbeitsabstand automatisch anpasst, eine grundlegende Funktionalität für das motorisierte Mikroskop [96].

Zahlreiche Methoden zur automatischen Fokussierung wurden bereits in [97,98,99,100,101] präsentiert. Dabei wird in der Regel aus den Bildern ein Fokuswert berechnet, der bei optimaler Fokussierung maximal wird. Bei einer offline Berechnung könnte der optimale Arbeitsabstand so zwar stets bestimmt werden, das Mikroskop wäre allerdings bei jeder Fokussierung für einen kompletten Scan des Arbeitsbereiches blockiert oder es bestünde die Möglichkeit in einem lokalen Extremum der Fokuswerte hängen-zubleiben, wenn nur ein Teil des Arbeitsbereiches untersucht würde. Ein zuverlässiger online Algorithmus erfordert daher eine unimodale Funktion, die in Abhängigkeit vom Arbeitsabstand ein eindeutiges und wiederholbares Ergebnis liefert [102].

Bei modernen Kameras setzt man beispielsweise mehrere Sensoren ein, die entscheiden, wo das Objekt im Bild liegt und die Kameraparameter dann entsprechend anpassen [103,104,105]. Dies kann allerdings nicht ohne weiteres auf das Mikroskop übertragen werden, weil hier meist Gewebe das gesamte Sichtfeld einnimmt, wobei der optimale Arbeitsabstand für unterschiedliche Bereiche signifikant variieren kann.

5.3.1. Stereo LED-Modul

Das grundlegende Problem für die Fokussierung besteht darin, dass aus dem zweidimensionalen Bild die Entfernung zum Objekt nicht direkt ermittelt werden kann. Dafür ist eine Triangulation notwendig. Beim MÖLLER Hi-R 1000 handelt es sich

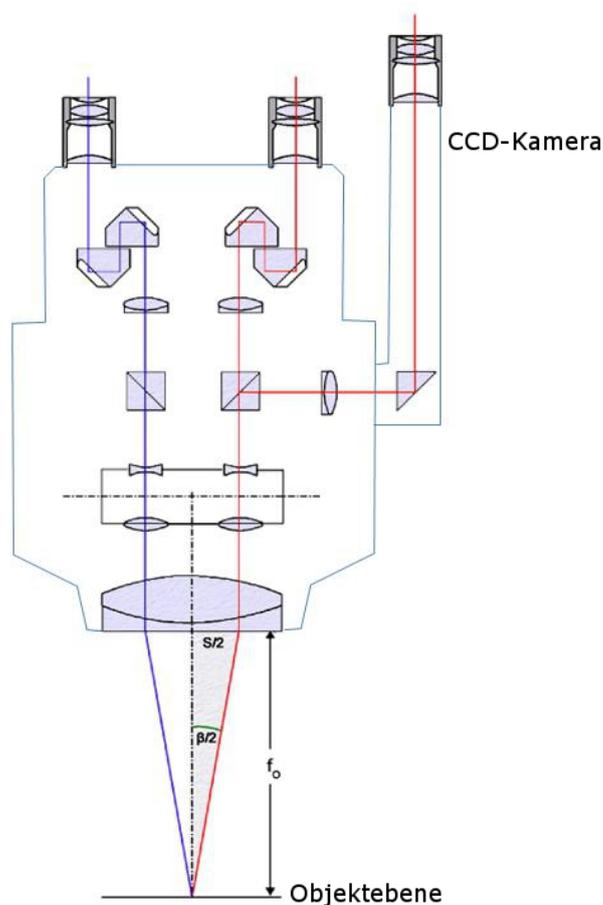


Abbildung 5.2.: Bei einem Stereomikroskop wird für jedes Auge ein separater Strahlengang genutzt, um einen räumlichen Eindruck des Gewebes zu erzeugen. Dies kann für die Triangulation zur Bestimmung der räumlichen Tiefe verwendet werden.

um ein Stereomikroskop, bei dem zwei Strahlengänge genutzt werden, um dem Nutzer einen räumlichen Bildeindruck des Gewebes zu vermitteln. Die beiden Lichtstrahlen werden von der Optik so abgelenkt, dass sie sich genau in der Bildebene schneiden und die maximale Tiefenschärfe erreichen (Abb. 5.2). Diese Tatsache kann bei der Implementierung eines Autofokus für die Triangulation genutzt werden, indem man die Strahlen im 2D-Bild sichtbar macht und dann den Abstand der Lichtpunkte zueinander bestimmt.

Zwei in die beiden Strahlengänge des Mikroskops integrierte Laserdioden dienen dabei der Zielsuche. Um eine hohe Genauigkeit sicherzustellen, wurden die Laser in einem

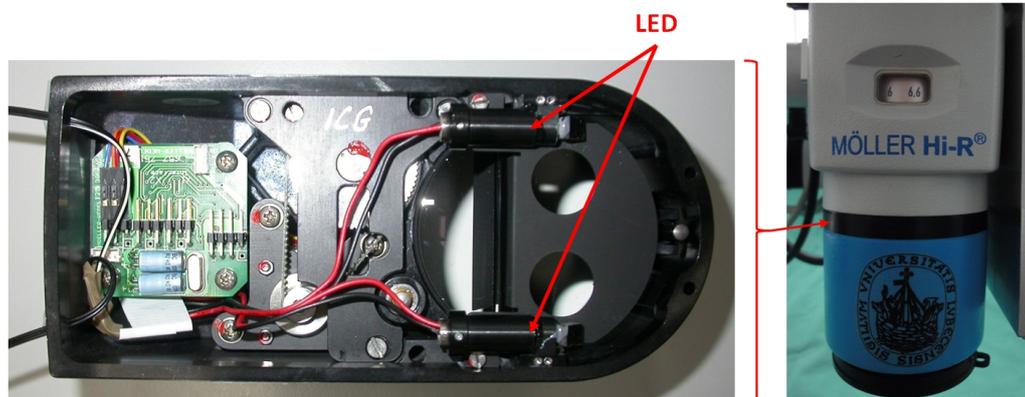


Abbildung 5.3.: Das Modul enthält zwei Laserdioden, die jeweils einen roten Lichtstrahl in einen der beiden Strahlengänge projizieren.

Autokollimationsverfahren parallel ausgerichtet. Dazu wurde das Lasermodul auf eine Anlagefläche gelegt, die planparallel zu einem Spiegel justiert war. Die Laser wurden dabei so eingestellt, dass die Strahlen in sich zurückreflektiert wurden. Anschließend wurde das Lasermodul in das Mikroskop eingebaut und sichergestellt, dass sich die Laserpunkte in der Objektebene in der Bildmitte, d.h. auf dem Fadenkreuz treffen. Die Laserdioden werden über ein USB-Interface mit einer Spannung von $2,7\text{ V}$ versorgt und können einzeln angesteuert werden (Abb. 5.3). Mithilfe der CCD-Kamera am Lightrouter (Kap. 3.1.2) können dann die Lichtpunkte in der Objektebene aufgenommen werden. Detektiert man diese Punkte einzeln, indem man die beiden Dioden kurz hintereinander separat aktiviert, so kann man aus der relativen Lage der Lichtpunkte zueinander bereits bestimmen, in welche Richtung der Arbeitsabstand verändert werden muss. Liegt der Lichtpunkt der rechten Diode auch in der Bildebene rechts, so befindet sich die Bildebene oberhalb der Objektebene, und der Arbeitsabstand muss vergrößert werden (Abb. 5.2). Liegt der rechte Lichtpunkt dagegen links, so befindet sich die Bildebene unterhalb des Schnittpunkts der beiden Strahlen, und der Arbeitsabstand muss verkleinert werden.

5.3.2. Detektion der Lichtpunkte

Unter der Annahme, dass sich die beobachtete Szene während der kurzen Zeit des Fokussierens nicht ändert, können die Lichtpunkte leicht in einem Differenzbild des roten Kanals detektiert werden. Damit wird sichergestellt, dass die Punkte auch bei rotem Hintergrund zuverlässig erkannt werden, da weniger die Farb- als vielmehr die

Intensitätsunterschiede berücksichtigt werden können. Die Aufnahmen werden jeweils mit einer Verzögerung von 200 *ms* aufgenommen, um sicherzustellen, dass die Dioden aktiviert bzw. deaktiviert wurden und nur noch jeweils ein Lichtpunkt vorhanden ist. Zusätzlich zum Lichtstrahl können weitere Lichtpunkte im Differenzbild durch Reflexionen an der Gewebeoberfläche entstehen. Deren Intensität im Bild ist allerdings deutlich schwächer als die des Lichtstrahls, so dass sich dessen Lage im Bild aus der gewichteten Summe der Intensitätswerte ermitteln lässt. Der Suchraum für den Lichtpunkt kann dabei auf den horizontalen Bereich um die Bildmitte herum eingeschränkt werden, in dem sich die Lichtpunkte bei variierendem Arbeitsabstand bewegen. Je größer der Abstand zur horizontalen Bildmitte ist, desto geringer ist der Einfluss auf die Summe der Intensitätswerte.

Gesucht ist nun noch die genaue Position des Lichtpunktes in horizontaler Richtung. Es gilt zu berücksichtigen, dass mit steigender Entfernung von der optimalen Fokusebene das Bildrauschen und die Verformung des Lichtpunktes zunimmt. Da der Lichtstrahl bei variierendem Arbeitsabstand aber ausschließlich in horizontaler Richtung abgelenkt wird, treten Verformungen primär auch nur in dieser Richtung auf. Die maximale, gewichtete Summe der Intensitäten in vertikaler Richtung kann daher genutzt werden, um die Position auf der Horizontalen zu definieren.

5.3.3. Fokussierung

Bei sehr großer Defokussierung kann der Lichtstrahl unter Umständen außerhalb des Sichtbereichs der CCD-Kamera liegen, so dass nur in einem der beiden Differenzbilder ein Lichtpunkt detektiert wird. Dieser Fall wird dadurch charakterisiert, dass der Lichtpunkt im zweiten Bild einen sehr großen Durchmesser aufweist. Damit kann dann zwar keine Entfernung zwischen beiden Punkten bestimmt werden, aber die Lage des detektierten Punktes relativ zur Bildmitte reicht für die Initialisierung des Algorithmus aus.

Auch wenn beide Punkte detektiert wurden, kann der horizontale Abstand der Punkte $dist_{LED}$ nicht direkt für die Fokussierung verwendet werden. Dieser Abstand wird u.a. auch vom Höhenunterschied des Gewebes an diesen beiden Stellen beeinflusst und eine Triangulation wäre damit nur im Sonderfall bei ebener Gewebeoberfläche möglich.

Eine LED bleibt daher während der Anpassung aktiviert und die Position des Lichtpunktes wird solange kontinuierlich ermittelt, bis dieser in den Bereich um die Bildmitte gelangt (Abb. 5.4). Gleichzeitig wird zu jedem detektierten Lichtpunkt der aktuelle

Arbeitsabstand des Mikroskops abgefragt. Aufgrund der Latenz bei der Detektion des Lichtpunktes in der Bildmitte und der Kommunikation mit dem Mikroskop wird der optimale Arbeitsabstand in der Regel verfehlt und macht eine weitere Anpassung notwendig.

Die Größe des sichtbaren Bereichs hängt zwar sowohl vom Zoomfaktor als auch vom Arbeitsabstand ab, da aber während der Fokussierung der Zoomfaktor konstant bleibt, besteht ein linearer Zusammenhang zwischen Sichtbereich und Arbeitsabstand (Abb. 5.5). Für geringe Distanzen der Lichtpunkte gilt dann: $\Delta WD = k \cdot dist_{LED}$, wobei der Faktor k das Verhältnis von WD_{akt} zur Stereobasis der beiden LEDs angibt. Unter der Annahme, dass der Einfluss des Gewebeunterschiedes in diesem Bereich minimal ist, kann der genaue Arbeitsabstand aus diesen Werten interpoliert werden. Dazu wird für die beiden LEDs jeweils ein Bild aufgenommen, um den aktuellen Abstand zu bestimmen und eine maximale Tiefenschärfe zu erreichen:

$$WD_{opt} = WD_{akt} + k \cdot (pos_r - pos_l) \quad (5.3)$$

Die Feinjustierung des Arbeitsabstandes auf WD_{opt} erfolgt dann millimetergenau direkt über die Schnittstelle der Mikroskopoptik. Damit steht ein stabiles, bildbasiertes Verfahren zur automatischen Fokussierung des mikroskopischen Sichtfeldes zur Verfügung, ohne dass der Arbeitsfluss des Chirurgen maßgeblich gestört wird oder die Instrumente abgelegt werden müssten.

5.4. Augmented Reality

Mithilfe der neuroradiologischen Bildgebung wurde die intraoperative Neuronavigation möglich und ersetzt immer häufiger die rahmenbasierte Stereotaxie bei mikrochirurgischen Eingriffen. Dabei besteht das grundlegende Ziel in der Nutzung präoperativer Daten des Patienten für die intraoperative Navigation. Dazu werden anatomische Referenzmarkierungen oder Fiducial Marker am Patienten und in den Bildern genau identifiziert und liefern damit eine Korrelation zwischen beiden Systemen.

Präoperativ gewonnene Bilddaten von MRT oder CT haben dabei großen Einfluss auf das intraoperative Vorgehen des Chirurgen. Sie sind Hauptbestandteil der Diagnostik und liefern wichtige Informationen über anatomische Merkmale [107]. Bisher wird die Relation zwischen präoperativen Daten und dem Patienten hergestellt, indem der

Initialisierung

1 $p \leftarrow$ Position der Lichtpunkte bei optimaler Fokussierung ;

Algorithmus

```

2 Aufnahme des Referenzbildes und je eines Bildes bei aktivierten LEDs;
3 Ermittlung von  $diff_r$  und  $diff_l$ ; // Differenzbilder
4 Detektion der Lichtpunkte  $pos_r$  und  $pos_l$ ;
5 Wenn  $|pos_r - pos_l| < d$ ;
6  $v = SGN(p - pos_r)$ ; // Lage des rechten Lichtpunkts relativ zur Bildmitte
7 Solange  $p - pos_r \ni [p - x, p + x]$ ;
8 Verändere  $WD$  in Abhängigkeit von  $v$ ;
9 Ermittle aktuellen  $WD$ ;
10 Aufnahme je eines Bildes bei aktivierten LEDs;
11 Ermittlung von  $pos_r$  und  $pos_l$ ;
12  $WD_{opt} = WD_{akt} + k \cdot (pos_r - pos_l)$ ; // optimaler Arbeitsabstand
13 Fokussierung auf  $WD = WD_{opt}$ ;
14 Deaktiviere LEDs;
```

Abbildung 5.4.: Algorithmus des Autofokus. Zunächst wird der Arbeitsabstand solange verändert, bis der Lichtpunkt in den Bereich um die Bildmitte gelangt. Anschließend kann der optimale Parameter aus dem Abstand der Lichtpunkte interpoliert werden.

Chirurg abwechselnd den Blick auf Bildschirm und Situs richtet und die beiden Szenen vergleicht, wobei die Erfahrung des Chirurgen eine entscheidende Rolle spielt.

Eine Verbesserung wird bereits durch den Einsatz von Navigationssystemen erreicht. Ein Trackingsystem ermittelt die Position der Operationsinstrumente und bringt sie in Relation zu den präoperativen Daten. Trotzdem muss der Chirurg noch immer den Blick vom Situs abwenden, um diese Navigationsmöglichkeit nutzen zu können.

Zur Behebung dieses Defizits können präoperative Daten mittels Augmented Reality (AR) das Gewebe überlagern und damit während der Operation Informationen über Bereiche liefern, die mit bloßem Auge nicht oder nur unzureichend eingesehen werden können. Hierzu müssen folgende Voraussetzungen erfüllt sein:

1. Hohe Genauigkeit bei der Überlagerung des Gewebes mit virtuellen Strukturen,
2. einfacher und schneller Einsatz, so dass der zusätzliche Zeitaufwand minimiert wird,

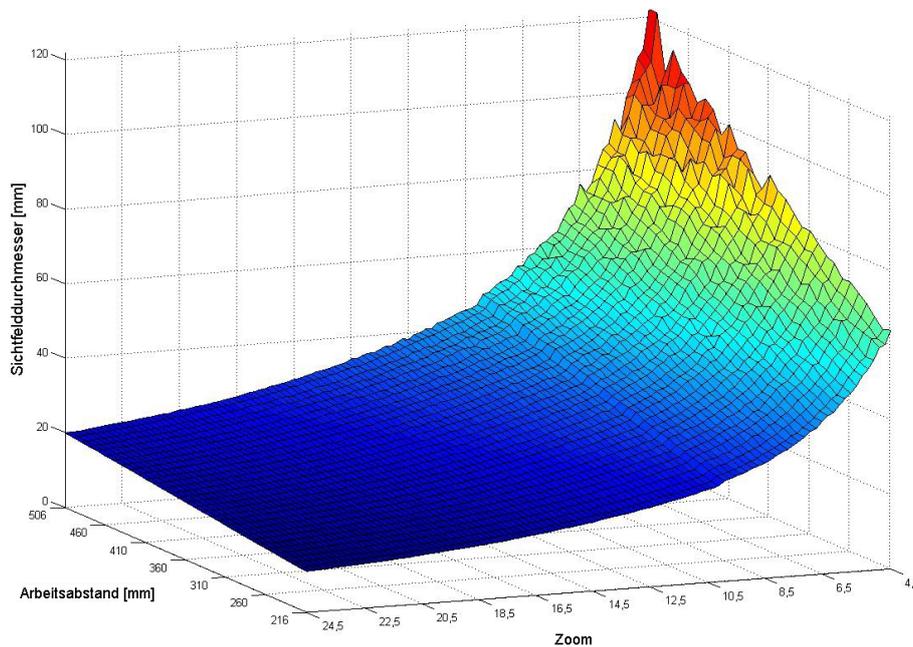


Abbildung 5.5.: Die Größe des mit dem Mikroskop sichtbaren Bereichs hängt von Zoomfaktor und Arbeitsabstand ab. Bei konstantem Zoom ist das Verhältnis zwischen dem Abstand der Lichtpunkte und ΔWD linear. Der optimale Arbeitsabstand für die Fokussierung kann daher für kleine ΔWD interpoliert werden.

3. kombinierter Einsatz verschiedener Informationsquellen,
4. Interaktion in Echtzeit und
5. intraoperative Anpassung an Gewebeerformungen.

Bei minimal invasiven Eingriffen wird AR bereits häufig genutzt [108]. Der Chirurg beobachtet das Operationsfeld dabei ausschließlich auf einem Bildschirm, der die Bilder der am Instrument angebrachten Kamera liefert. Zusätzliche Informationen können hier direkt auf diesem Bildschirm präsentiert werden.

Bei invasiven Operationen beobachtet der Chirurg allerdings den Operationssitus nicht auf einem Bildschirm. In diesem Fall kommen daher entweder Head Mounted Displays [109, 110, 111] oder LCD Displays mit halbdurchlässigen Spiegeln [112, 113] zum Einsatz, um zusätzliche Informationen orts- und maßstabsgetreu zu visualisie-

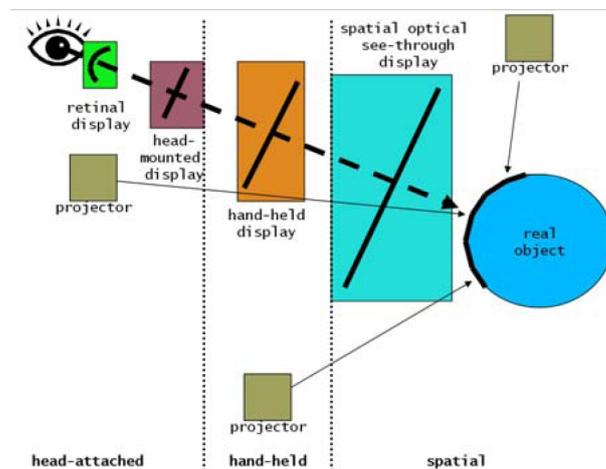


Abbildung 5.6.: Die virtuellen Informationen der AR können das reale Objekt auf unterschiedliche Arten überblenden. Quelle: [114]

ren. In [114] werden verschiedene Methoden zur Darstellung der virtuellen Daten gegenübergestellt (Abb. 5.6).

Das Mikroskop ist in die Klasse der „See Through Displays“ einzuordnen. Der Vorteil dieser Systeme besteht in einer höheren Auflösung und einem skalierbaren Sichtfeld. Durch die Automatisierung des Mikroskops wird gleichzeitig eine besser kontrollierbare Umgebung und eine einfachere Kalibrierung erreicht. Die AR-Umgebung wird dafür direkt in den Strahlengang des Mikroskops projiziert [107, 115, 116] und dem Chirurgen stehen dann alle notwendigen Informationen direkt zur Verfügung, zusätzliche Monitore sind nicht notwendig.

5.4.1. Visualisierung von 3D-Informationen

Nachdem die Registrierung zwischen Patient und 3D-Datensatz mithilfe sichtbarer anatomischer Strukturen durchgeführt wurde (Kap. 4.2.1), können nun interne Strukturen für die chirurgische Navigation angezeigt werden, die normalerweise nicht direkt sichtbar wären. Für eine bessere Wahrnehmung können einzelne 3D-Rekonstruktionen je nach Bedarf ein- und ausgeblendet werden. Rigide anatomische Strukturen (z.B. Knochen) eignen sich dabei besonders, um die Genauigkeit der Überblendung zu kontrollieren.

Die Blickrichtung auf das Modell wird durch eine virtuelle Kamera repräsentiert, deren Orientierung stets mit dem realen Mikroskop korreliert. Über einen „RobotListe-

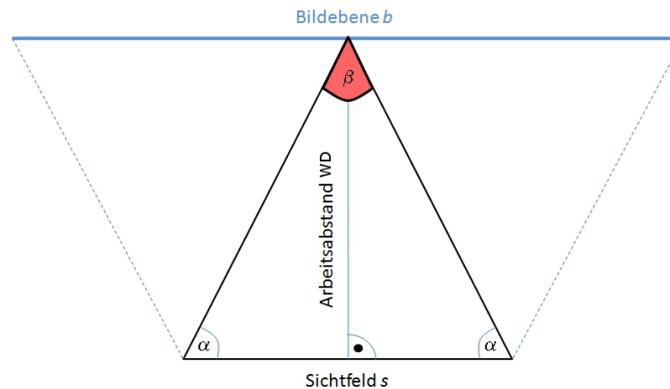


Abbildung 5.7.: Der Sichtkegel veranschaulicht das Abbildungsverhältnis zwischen der Bildebene des Lightrouters und dem Sichtfeld des Mikroskops.

nerThread“ werden Änderungen bei Position, Zoom oder Arbeitsabstand des Mikroskops registriert und in der AR in Echtzeit aktualisiert.

Eine solche Überlagerung von virtuellen Elementen kann nur sichergestellt werden, wenn gleichzeitig die Größe des Sichtfeldes berücksichtigt wird, denn dies verändert das Abbildungsverhältnis des Mikroskops. Das Sichtfeld ändert sich in Abhängigkeit von Arbeitsabstand WD und Zoomfaktor Z (Abb. 5.5). Eine charakteristische Größe zur Bestimmung der Sichtfeldgröße stellt der zugehörige Öffnungswinkel β dar (Abb. 5.7).

Die Berechnung von β erfordert zunächst die Bestimmung des Abbildungsverhältnisses Γ zwischen Sichtfeld s und Bildebene b des Lightrouters. Sei WD der ab Werk kalibrierte Arbeitsabstand des Mikroskops und seien der Skalierungsfaktor c_1 sowie der Offset c_2 die spezifischen Konstanten des Objektivs, dann ergibt sich die Brennweite f aus

$$f = WD - \frac{WD}{c_1} + c_2 \quad (5.4)$$

Somit ergibt sich die Gesamtvergrößerung des Mikroskops aus der Abmessung des Objektivs im Verhältnis zur Abbildung in der Bildebene des Lightrouters, wobei die Vergrößerung Γ_{Okular} der Okulare berücksichtigt werden muss:

$$\Gamma_{mic} = \frac{Z \cdot f_{tubus}}{f} \cdot \Gamma_{Okular} \quad (5.5)$$

Anschließend kann β im gleichschenkligen Dreieck des Längsschnitts durch den Sichtkegel unter Berücksichtigung des Basiswinkels α berechnet werden.

$$s = \frac{b}{\Gamma_{mic}} \quad (5.6)$$

$$\alpha = \arctan\left(\frac{2 \cdot WD}{s}\right) \quad (5.7)$$

$$\beta = 180^\circ - 2 \cdot \alpha \quad (5.8)$$

Je kleiner β eingestellt wird, desto geringer wird der sichtbare Bereich der AR. Da sich aber die Bildebene des Mikroskops nicht verändert, werden die virtuellen Objekte entsprechend größer dargestellt.

5.4.2. Das Overlay-System für 2D-Informationen

Abgesehen von den 3D-Rekonstruktionen des Gewebes benötigt der Chirurg intraoperativ auch verschiedene, weitere Informationen zum Patienten oder den eingesetzten Systemen, die ihm direkt zur Verfügung stehen sollen, ohne den Arbeitsfluss zu unterbrechen. So können beispielsweise die Schichtbilder des präoperativen Datensatzes angezeigt werden, die mit der vom Mikroskop fokussierten Position korrelieren. Durch orts- und maßstabsgetreue Überlagerung des aktuellen Sichtfeldes hat der Chirurg auf die zusätzlichen Informationen Zugriff, ohne den Blick vom Mikroskop wenden zu müssen.

Weitere Informationen sind im Overlay-System unabhängig vom aktuell sichtbaren Bereich verfügbar. Dazu wird eine transparente Ebene über die AR gelegt, so dass der Situs weiterhin im Fokus des Chirurgen bleibt. Entsprechende Informationen werden dann als „Overlay-Elemente“ auf Knopfdruck in diese Ebene ein- bzw. ausgeblendet. Diese Daten können sowohl Informationen zur Diagnose als auch zur Steuerung des Mikroskops umfassen. Erste Versuche haben ergeben, dass die Steuerung des Mikroskops mittels einer kleinen Fernbedienung die Orientierung des Chirurgen beeinflusst, da die Ausrichtung der Fernbedienung in der Regel nicht mit der Blickrichtung des Chirurgen übereinstimmt. Es hat sich aber ebenfalls gezeigt, dass das Einblenden der Bewegungsrichtung im Overlay-System ausreicht, um die Steuerung intuitiv zu gestalten und damit die automatisierte Positionierung erheblich zu beschleunigen.

5.5. Simulation

In der medizinischen Ausbildung bieten Simulatoren eine Möglichkeit, komplizierte Eingriffe zu üben, um die Komplikationsrate zu reduzieren und damit das postoperative Ergebnis zu verbessern [117, 118]. Kritische und selten auftretende Situationen können so gefahrlos und beliebig oft trainiert werden. Gleichzeitig wird eine objektive Beurteilung der Leistungen unter immer gleichen Bedingungen möglich. Die praktische Ausbildung unter Aufsicht am realen Patienten bleibt dabei aber weiterhin unerlässlich.

Der Einsatz von Simulatoren bei der Ausbildung bietet einige grundlegende Vorteile:

1. Eingriffe können unter immer gleichen Bedingungen beliebig wiederholt werden
2. gefahrlose Konfrontation mit kritischen Situationen wird möglich
3. Trainingseffekte können objektiv nachvollzogen werden
4. Verbesserung im Umgang mit Instrumenten und bei den manuellen Fähigkeiten wird erreicht

Grundlegend für einen erfolgreichen Einsatz von Simulatoren bei der Ausbildung ist eine realistische Schnittstelle zwischen realer und virtueller Welt (Abb. 5.8). Dazu gehören sowohl visuelle als auch haptische Faktoren, um den Eindruck einer echten Operation zu erwecken. Das Mikroskop eignet sich dabei z.B. in der Ophthalmologie oder Neurochirurgie als visuelle Schnittstelle. Die Simulation eines Stereomikroskops kann so auch direkt den dreidimensionalen Eindruck des Situs vermitteln.

Wichtig für die Simulation sind dabei Echtzeitfähigkeit und Interaktivität, um eine kontinuierliche und direkte Antwort auf ausgeführte Aktionen zu bekommen [119]. Dann kann der Einsatz von Simulationen in der Medizin ein verbessertes Verständnis komplexer Vorgänge vermitteln. Bewährte Vorgehensweisen können gefahrlos und vor allem realistisch trainiert werden. Man ist nicht mehr ausschließlich auf das Beobachten medizinischer Vorgänge angewiesen, sondern kann durch die Interaktion die taktilen Fähigkeiten für den realen Einsatz schulen.

Reanimationspuppen, Geburtensimulatoren [120, 121] oder ein Simulator für Herzoperationen [122] ermöglichen bereits das gezielte Training von Komplikationen. Neue Funktionen und veränderte Bewegungsabläufe der motorisierten Systeme lassen sich auf diese Weise schnell und zuverlässig erlernen [21]. Systeme wie der „Surgical Skills Trainer“ oder der „LapSim“ stellen ein breites Spektrum chirurgischer Szenarien in

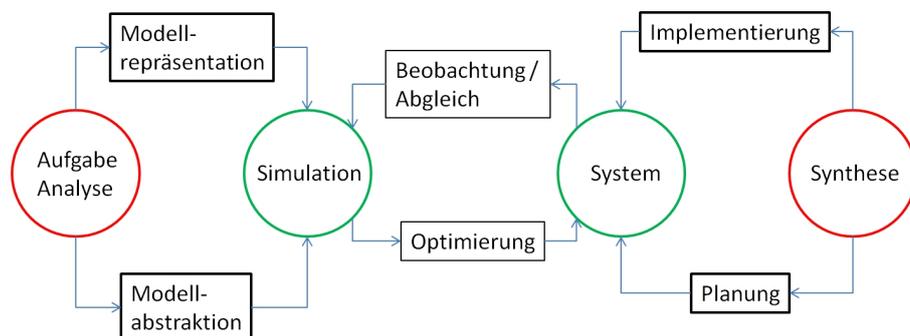


Abbildung 5.8.: Die Simulation bietet die Möglichkeit, Training und Tests unabhängig durchzuführen und damit das System zu optimieren. Beobachtungen beim realen Einsatz werden anschließend zur Adaption in die Simulation zurück propagiert.

virtuellen 3D-Umgebungen dar und ermöglichen das wiederholte Training spezieller Methoden [123].

Neben den medizinischen Zusammenhängen werden Simulationen auch zum Training ganzer Prozessabläufe eingesetzt. Mit Christoph Sim[®] wird die Behandlung des Patienten vom Unfallort über den Transport und die Übergabe bis in den OP simuliert, um die komplexen Abläufe zu optimieren. Die Simulation von biomechanischen und physiologischen Zusammenhängen stellt die komplexen Abläufe realitätsgetreu dar und haptische Geräte geben ein detailliertes Feedback.

Eine Kooperation der Freien Universität Berlin mit dem Forschungszentrum Karlsruhe entwickelte einen Simulator für laparoskopische Eingriffe, der inzwischen Produktreife erlangt hat und kommerziell als „VSOne“ vertrieben wird. Damit wird eine dreidimensionale Visualisierung und Interaktion in Echtzeit ermöglicht [124].

Die Simulation eines Mikroskops erscheint in diesem Zusammenhang in zwei Bereichen sinnvoll. Neben dem Training neuer Funktionen und Steuerkonzepte, die mit der Motorisierung einhergehen, können komplexe Eingriffe in der Planungsphase basierend auf präoperativen Daten des entsprechenden Patienten dargestellt und mögliche Notfallszenarien bereits im Vorfeld simuliert und trainiert werden.

Die Simulationsumgebung wurde mit Java und Java3D implementiert [125]. Das 3D-Modell des Mikroskops setzt sich aus den CAD-Zeichnungen der einzelnen Komponenten zusammen und wird in ein simuliertes OP-Szenario integriert (Abb. 5.9). Die mechanischen Beschränkungen und die besonderen Charakteristiken des Parallelogrammarms wurden implementiert, allerdings werden äußere Einflüsse, z.B. von der Schwer-

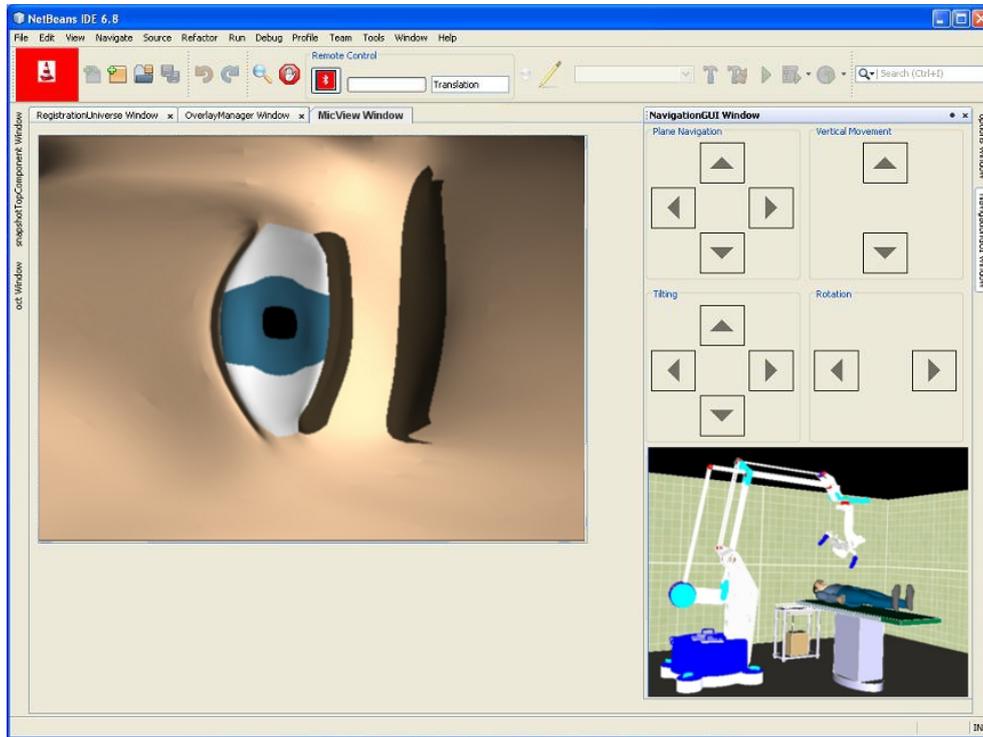


Abbildung 5.9.: Mikroskopsimulation. Das 3D-Modell setzt sich aus den CAD Zeichnungen der einzelnen Komponenten zusammen. Die mechanischen Beschränkungen und Besonderheiten des Systems wurden entsprechend implementiert.

kraft hervorgerufene Verformungen, vernachlässigt.

Über ein Interface kann die Simulation auf die erweiterten Funktionen (Kinematik, Fernbedienung) des realen Mikroskops zugreifen. Damit besteht die Möglichkeit, diese sowohl eigenständig (Training, Test) als auch in Kombination mit dem realen Mikroskop zu betreiben.

Damit lässt sich der Simulator neben der Erprobung und dem Training für neue Komponenten (z.B. neue Steuerkonzepte) auch für die präoperative Zugangsplanung (z.B. bei der Kraniotomie) nutzen, wobei sich die entsprechenden Planungsdaten später direkt auf das Mikroskop übertragen lassen.

6. Optische Kohärenztomographie

In den vorangegangenen Kapiteln dieser Arbeit wurden das vollständig motorisierte Mikroskop und die zugehörige Steuerung vorgestellt. Damit wird der bekannte Arbeitsablauf des Chirurgen unterstützt und liefert ihm eine neue Möglichkeit zur intraoperativen Positionierung des Mikroskops. In diesem Kapitel soll nun die Integration der Optischen Kohärenztomographie (OCT) als zusätzliches, bildgebendes Diagnoseverfahren beschrieben werden, um den Nutzen des roboterbasierten Assistenzsystems zu optimieren.

Präoperative Daten aus CT oder MRT kommen insbesondere bei der Operationsplanung zum Einsatz. Allerdings werden diese Daten für Weichgewebe durch Verlagerungen während der Operation schnell sehr ungenau. Bereits während der Kraniotomie kommt es zu Verformungen des Gewebes, so dass fehlerhafte Ausrichtungen zwischen den präoperativ bestimmten Strukturen und deren tatsächlicher intraoperativer Position auftreten [126]. Mit fortschreitender Tumorresektion spitzt sich diese Problematik zu, da es hierbei verstärkt zu Liquorverlust oder Hirnschwellungen kommen kann. Zusätzlich führt die fortschreitende Tumorresektion zu Abweichungen, die aktualisierte Bilder für eine zuverlässige Lokalisation erforderlich machen.

Prioritäre Ziele einer Tumorresektion sind die vollständige Entfernung des Tumors und die Schonung gesunden Gewebes. Allerdings kann mit bloßem Auge dabei oft nicht zwischen Hirngewebe und dem Tumor unterschieden werden. Daher kommen bisher in der Regel Kontrastmittel, z.B. 5-Aminolävulinsäure (5-ALA) oder Indocyanine Green (ICG), für die intraoperative Optimierung des Resektionsausmaßes zum Einsatz. Während ICG nur zur Visualisierung des Blutflusses eingesetzt werden kann, dient 5-ALA der Markierung des Gliomgewebes, das je nach Konzentration unter Anregung mit UV-Licht rötlich zu fluoreszieren beginnt [127, 128]. Damit konnte zwar bei Glioblastompatienten die Rate radiologisch kompletter Resektionen auf 65% verdoppelt werden [129], das Verfahren kann aber nicht bei niedriggradigen Gliomen (WHO Grad I und II) angewendet werden. Ferner führt neben dem Auftreten von falsch positiven Fällen [29] vor allem eine unzureichende Verstoffwechslung des 5-ALA zu nicht

eindeutigen Färbungen von Hirn- bzw. Tumorgewebe [130]. Erschwerend kommt hinzu, dass markierte Tumore oft nur direkt an der Gewebeoberfläche erkannt werden können und der Marker zusammen mit dem Tumor bei der Resektion entfernt wird. Dadurch wird die vollständige Tumorentfernung bei gleichzeitiger Gewebeschonung in der Realität erschwert. Verbleibende Tumorzellen entwickeln ein Rezidiv, bedingen eine weitere Operation und den Verlust gesunden Gewebes. Neuronavigationssysteme können hier nur bedingt helfen, da diese in der Regel auf präoperativen Daten beruhen, so dass die Ergebnisse durch den sogenannten „Brainshift“ verfälscht werden.

Zur Behebung dieser Defizite bietet sich OCT an, da es sich um ein leistungsstarkes und echtzeitfähiges Verfahren zur Untersuchung von Tiefenstrukturen in biologischem Gewebe handelt. Seit der Einführung im Bereich der medizinischen Bildverarbeitung findet OCT vor allem aufgrund der hohen Auflösung von bis zu $10\ \mu\text{m}$ und der nicht-invasiven Untersuchung des Gewebes bereits in verschiedenen medizinischen Disziplinen Anwendung, z.B. in der Gastroenterologie [131], Urologie [132], Dermatologie [33], HNO-Chirurgie [133], Ophthalmologie [134] oder Neurochirurgie [43, 135].

Neueste Forschungsergebnisse konnten zeigen, dass OCT für die automatische Identifikation von Gehirngewebe und -strukturen sowohl *in vitro* als auch *ex vivo* bzw. *in vivo* geeignet ist [136, 137]. Daher bietet sich die OCT in Kombination mit weiteren technischen Fortschritten, z.B. verbesserter Aufnahmegeschwindigkeit von OCT-Datensätzen, für die Integration in das motorisierte Operationsmikroskop an. Das chirurgische Sichtfeld (FOV - Field of View) kann damit intraoperativ auf verbliebenen Resttumor im Randbereich der Resektionshöhle ohne Einsatz zusätzlicher Instrumente untersucht werden [135].

Auch wenn der Fokus dieser Arbeit nicht auf OCT-basierter Bildverarbeitung liegt, so sollen doch grundlegende Ansätze zur Erweiterung der Funktionalität des Mikroskops untersucht werden. Die Vorteile der OCT werden dazu primär im Bereich der Neurochirurgie betrachtet. Nach einer kurzen Darstellung der Funktionsweise der OCT und der ins Mikroskop integrierten Hardware, werden die neuen, intraoperativen Anwendungen der OCT erläutert.

6.1. Grundlegende Funktionsweise von OCT

Die OCT ist ein Verfahren, das bereits in zahlreichen Gebieten der Medizin zum Einsatz kommt (z.B. Neurochirurgie oder Ophthalmologie), um Tiefeninformationen des Gewebes mit infrarotem Laserlicht zu gewinnen [138, 139]. Interne Strukturen des

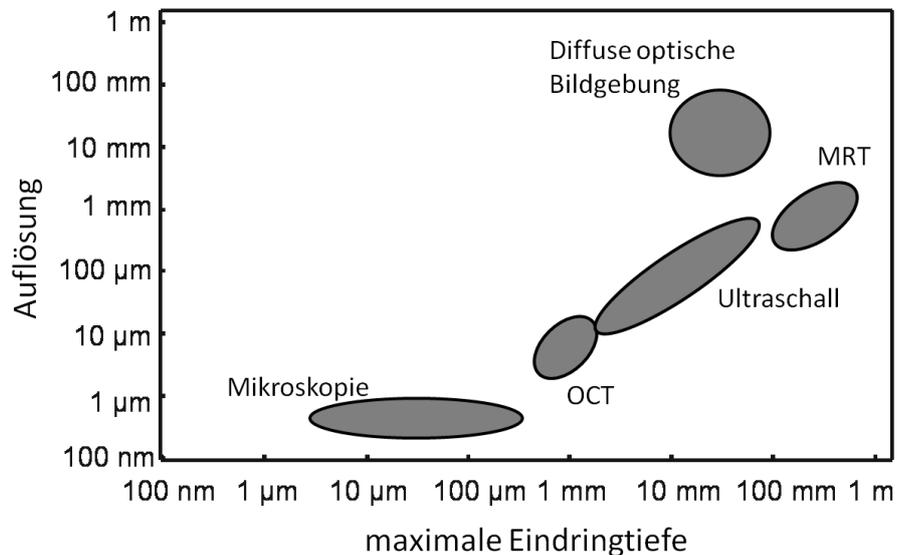


Abbildung 6.1.: Für die Gewebeuntersuchung stehen zahlreiche Verfahren mit unterschiedlichen Eindringtiefen und Auflösungen zur Verfügung. Die OCT deckt dabei den Bereich zwischen der Mikroskopie und der Ultraschallbildgebung ab. Quelle: BMO, Universität zu Lübeck

Gewebes werden anhand der Änderungen der optischen Eigenschaften (Absorption, Streuung, Brechungsindex) ermittelt. Die Möglichkeit, Tumor- von Hirngewebe zu unterscheiden, wurde u.a. in [43] gezeigt, so dass OCT zur Detektion verbliebener Tumorzellcluster in der Resektionshöhle genutzt werden kann. Im Gegensatz zur bisher üblichen Untersuchung eines Schnellschnittes im Labor, wird der Einsatz von OCT bei der Entfernung intrinsischer Tumore den Zeitaufwand erheblich reduzieren können, da die Messungen in Echtzeit durchgeführt werden.

Die besondere Eigenschaft der OCT besteht in der Entkopplung der transversalen und longitudinalen Auflösung. Während bei der Lichtmikroskopie die Auflösung von der Numerischen Apertur des Lichtes abhängt [140], wird bei OCT die axiale Auflösung nur durch die Bandbreite des verwendeten Lichtes begrenzt. Je größer die Bandbreite des verwendeten Lichtes ist, desto kleiner sind die auflösbaren Strukturen. Dies ermöglicht eine axiale Auflösung der OCT im Bereich von 5 – 15 μm . In Abb. 6.1 ist ein Vergleich der maximalen Eindringtiefe und der Auflösung verschiedener Verfahren der medizinischen Bildgebung (z.B. MRT, Ultraschall) dargestellt.

Neben der hohen optischen Auflösung und der Echtzeitfähigkeit wirkt sich besonders die Tatsache förderlich aus, dass OCT kontaktfrei arbeitet und damit das Eindringen

einer Sonde in Hirngewebe entfällt.

Das Grundprinzip ist mit der Ultraschallbildgebung vergleichbar, allerdings wird nicht Schall sondern reflektiertes Laserlicht genutzt. Kurzkohärentes Licht einer Superlumineszenzdiode (SLD) wird dafür in einen Referenz- und einen Probenarm aufgesplittet. Das reflektierte Licht beider Arme wird anschließend vom Strahlteiler wieder kombiniert und in einem Detektor ausgewertet.

Im Gegensatz zu anderen winkelabhängigen 3D-Messverfahren (z.B. Stereokamerasysteme) wird bei OCT eine rein axiale Tiefenbestimmung unter Ausnutzung des Spektralbereichs des Lichtes angewendet. Damit ist OCT unabhängig vom Öffnungswinkel und ermöglicht Gewebeaufnahmen auch bei sehr engen Zugängen, z.B. während einer Cochlearimplantation [141].

Grundsätzlich beruht das Verfahren auf dem Vergleich der Signallaufzeiten des Lichtes im Referenz- und Probenarm, bei bekannter optischer Weglänge des Referenzarms. Mit einem Michelson Interferometer (Abb. 6.2) wird die Interferenz (optische Kreuzkorrelation) der beiden Signale bestimmt, aus der man die relative optische Weglänge ermitteln kann. Analysiert man diese Interferenz für unterschiedliche Pfadlängen, ergibt sich ein A-Scan. Bewegt man den Strahl entlang der transversalen Achse, so entsteht aus mehreren A-Scans ein B-Scan und aus mehreren B-Scans ein C-Scan.

Das Licht aus dem Probenarm wird beim Auftreffen auf das zu untersuchende Gewebe in unterschiedliche Richtungen gestreut (z.B. Durchdringen von Gewebe mit unterschiedlichen Eigenschaften, einfache oder mehrfache Reflexionen). Dadurch kommt es zu einer räumlich feststehenden Interferenz der Streuzentren, die zu einem Bildrauschen führen [142]. Dieses Rauschen verdeckt zwar einerseits die eigentliche Gewebestruktur, andererseits enthält es aber auch Informationen über die Dichte des Gewebes [143]. Diese Informationen zur Gewebedichte erlauben die Detektion von Tumoren, da Zellstörungen die Reflexionseigenschaften beeinflussen können [144].

Bei der Ausbreitung des Lichtes im Gewebe nimmt die Lichtleistung I exponentiell mit der Gewebetiefe z ab (Lambert-Beersches Gesetz). Diese Abnahme wird maßgeblich von den Gewebeeigenschaften μ (Absorption und Streuung) beeinflusst.

$$I(z) = I_0 \cdot e^{-\mu z} \tag{6.1}$$

Damit wird die maximale Eindringtiefe begrenzt. Diese wird bei der Mikroskopie zusätzlich noch durch die Numerische Apertur (NA) eingeschränkt:

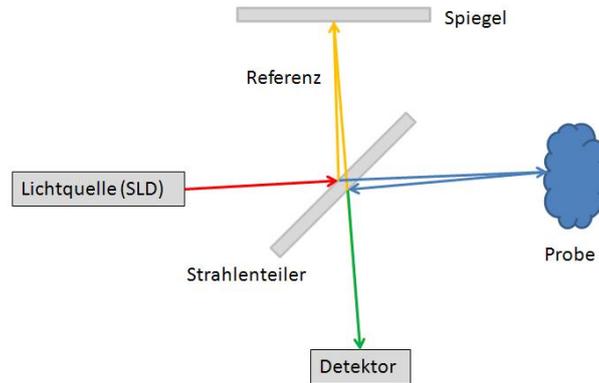


Abbildung 6.2.: Schematischer Aufbau eines Michelson-Interferometers.

$$\Delta z = k \frac{\lambda}{NA^2} \quad (6.2)$$

Auch die OCT ist abhängig von NA, allerdings wird das Signal interferometrisch verstärkt, so dass im Vergleich zur Mikroskopie eine höhere Messtiefe erreicht wird [145].

Trotzdem lässt sich die Eindringtiefe auch mit einem Interferometer nicht direkt bestimmen [146]. Durch die Überlagerung des vom Gewebe zurückgestreuten Lichtfeldes $E_p = E_{p,0} \cos(2\pi/\lambda z)$ mit dem Lichtfeld E_r des Referenzarms lässt sich z_p aber bestimmen. Dabei hängt die Intensität I am Ausgang des Interferometers dann von der Eindringtiefe z_p und der Wellenlänge λ ab:

$$I(z_s, \lambda) = I_p + I_r + 2\sqrt{I_p I_r} \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda}(z_p - z_r)\right) \quad (6.3)$$

Aus der Beziehung zwischen Intensität I , Wellenlänge λ und Eindringtiefe z ergeben sich zwei Möglichkeiten zur Ermittlung der Eindringtiefe – Frequenz-Domain OCT (FD-OCT) und Time-Domain OCT (TD-OCT) [137].

Bei TD-OCT wird die Länge des Referenzarms variiert, indem man den Referenzspiegel periodisch bewegt, wodurch es zum Dopplershift im Referenzarm kommt. Eine Interferenz mit dem Licht des Probenarms wird dabei nur bei gleicher Länge der beiden Messarme erzielt. Der messbare Bereich entspricht der Kohärenzlänge der Lichtquelle. Dies lässt sich mathematisch mit Hilfe der Kohärenzfunktion γ beschreiben

$$I(\Delta z) = I_p + I_r + 2\sqrt{I_p I_r} \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda}(z_p - z_r)\right) \cdot \gamma(z_r - z_p) \quad (6.4)$$

Ein A-Scan wird dabei erzeugt, indem man beim Scannen des Referenzarms im vorgesehenen Tiefenbereich den Kohärenzbereich über das Signal des Probenarms bewegt. Die Reflexionen des Gewebes können dann durch Messen der Modulation im Ausgangssignal bestimmt werden. Vom Probenarm fällt das reflektierte und gestreute Licht ebenfalls zurück in den Detektor. Die diffus gestreuten Anteile des Lichtes können dann nicht mehr für die Interferenzmessung genutzt werden, da sie nicht mehr kohärent sind. Sie werden durch „Coherence Gating“ herausgefiltert [147]. Daher trägt nur ein Bruchteil der gestreuten Photonen zum OCT-Signal bei, so dass die Sensitivität dieses Verfahrens eingeschränkt ist. Gleichzeitig wird die Messgeschwindigkeit begrenzt, da für jeden A-Scan die Länge des optischen Pfades mit konstanter Geschwindigkeit variiert werden muss. In der Regel erreicht dieses Verfahren nur ca. 400 A-Scans pro Sekunde.

Im Gegensatz dazu wird bei FD-OCT die Länge des Referenzarms stets konstant gehalten, so dass $\Delta z = 0$ gilt. Betrachtet man Gleichung (6.3) in Abhängigkeit von der Wellenlänge, so erhält man ein Frequenzspektrum, das über den kompletten Scanbereich alle Tiefeninformationen der streuenden Strukturen enthält. Daraus lässt sich dann ein einzelner A-Scan durch Fouriertransformation ermitteln [146]. Das Spektrogramm der überlagerten Signale aus Referenz- und Probenarm wird bei FD-OCT mit einer Breitbandlichtquelle und einem Spektrometer aufgezeichnet [148]. Da bei diesem Verfahren nur Unterschiede in der Pfadlänge gemessen werden, können durch starke Reflexionen innerhalb des Gewebes zusätzlich Störsignale auftreten. Ein grundlegender Vorteil besteht darin, einen A-Scan aus einem einzelnen Lichtspektrum ohne den Einsatz beweglicher Komponenten zu messen. Dadurch wird das Störrauschen minimiert und eine schnellere Datenaufnahme ermöglicht. Dieses Verfahren wurde erst mit der Entwicklung schnellerer und empfindlicherer Zeilenkameras möglich.

6.2. OCT-Hardware

Der modulare Aufbau der in Kapitel 4 beschriebenen Systemsteuerung gewährleistet eine einfache Erweiterung, so dass für die OCT-spezifischen Methoden ein zusätzliches Modul direkt integriert werden kann (Abb. 6.3).

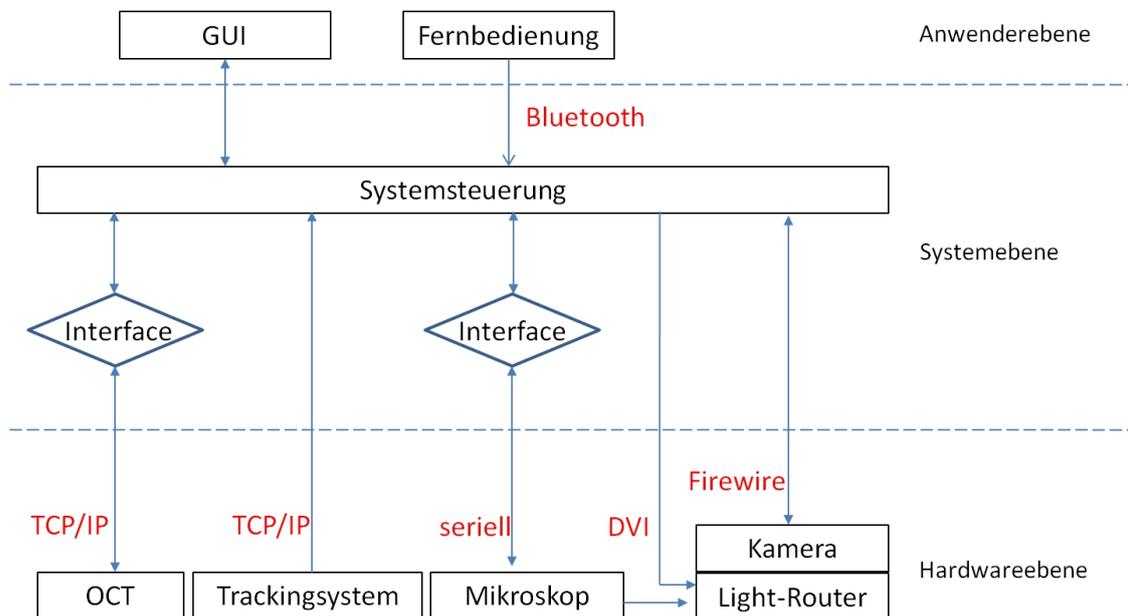


Abbildung 6.3.: Der modulare Aufbau der Systemsteuerung ermöglicht die Erweiterung durch das OCT-Modul. Die Motorisierung des Mikroskops gewährleistet eine automatische Positionierung, um nicht invasive OCT-Untersuchungen durchführen zu können.

Für die Übertragung der OCT in den Bereich medizinischer Anwendungen spricht neben der hohen Auflösung in erster Linie die Tatsache, dass ausschließlich der Probenarm in unmittelbarer Nähe des Patienten gebracht werden muss. Vor allem in den Fachbereichen Neurochirurgie und Ophthalmologie wird ein berührungsloser Einsatz angestrebt, um nichtinvasive Untersuchungen des Gewebes durchführen zu können. Der Einsatz eines Mikroskops ist bei diesen Eingriffen auf Grund der feinen Gewebestrukturen unumgänglich, was die Kombination von OCT-Scanner und Mikroskop nahelegt.

Für den klinischen Einsatz der OCT sprechen die geringe Belastung des untersuchten Gewebes, die stetig zunehmende Geschwindigkeit bei der Datenerfassung und die hohe Auflösung der Bilder bei einer Eindringtiefe von bis zu 3 mm. Die effektive Eindringtiefe wird maßgeblich vom untersuchten Gewebe beeinflusst.

Eine Integration des OCT-Scanners in ein Operationsmikroskop ist vor allem für die Neurochirurgie von großem Vorteil, da OCT bei einem Arbeitsabstand von mehreren Zentimetern eine kontaktfreie Untersuchung des Gewebes ermöglicht. Der Chirurg wird intraoperativ bei der Unterscheidung verschiedener Gewebetypen unterstützt, da

Reflexionen an Gewebegrenzflächen aufgrund unterschiedlicher Brechzahlen zu deutlichen Strukturen in der tomografischen Rekonstruktion führen. Dies kommt beispielsweise bei der Resektion von Tumorgewebe zum Einsatz, da mit hochauflösendem OCT Tumorzellen von Gehirngewebe unterschieden werden können [135].

In Kooperation mit dem Institut für Biomedizinische Optik der Universität zu Lübeck und der OptoMedical Technologies GmbH wurde daher ein OCT-Scanner in den Strahlengang des Mikroskops integriert (Abb. 6.4). Eine SLD liefert Licht mit einer Wellenlänge von 840 nm und einer Kohärenzlänge von $15 \text{ }\mu\text{m}$. In der von uns verwendeten Konfiguration der SD-OCT werden B-Scans mit einer Bildtiefe von $5,2 \text{ mm}$ erstellt. Der Lichtstrahl wird dabei über eine Schnittstelle des Lightrouters (Kap. 3.1.2) in die Optik des Mikroskops eingespiegelt und ermöglicht die kontaktfreie Untersuchung der fokussierten Gewebestelle [149]. Die Datenaufnahme erfolgt mit einer Frequenz von $10000 \text{ A-Scans pro Sekunde}$ und einer Auflösung von 32 Bit pro Pixel .

Der OCT-Scanner liefert einen vertikalen B-Scan in der Mitte des Sichtfeldes (Abb. 6.5). Auflösung und Größe des untersuchten Gewebeabschnitts ändern sich entsprechend des Sichtfeldes des Mikroskops in Abhängigkeit von Arbeitsabstand und Zoomfaktor (Abb. 6.6), wobei OCT-Aufnahmen bei einem Arbeitsabstand zwischen 220 und 506 mm möglich sind. Dies wird durch einen ausreichenden Verstellweg des motorisierten Referenzspiegels gewährleistet, der die Referenzarmlänge in Abhängigkeit vom Arbeitsabstand des Mikroskops festlegt.

In Erweiterung zu [149] wurde mit einem weiteren Galvo-Motor eine zusätzliche Achse in das System integriert, um sowohl laterale als auch sagittale Ausrichtungen des Lichtstrahls zu ermöglichen. Kleine Gewebeflächen werden damit als eine Reihe von B-Scans dargestellt. Die Tiefenauflösung Δz ergibt sich aus

$$\Delta z = \frac{2 \ln(2) \cdot \lambda_0^2}{\pi \cdot \Delta \lambda} \quad (6.5)$$

wobei die maximale Messtiefe durch das Nyquist Kriterium beschrieben wird:

$$z_{max} = \frac{\lambda_0^2}{4 \cdot \frac{\Delta \lambda}{N_{pixel}}} \quad (6.6)$$

dabei stellt $\Delta \lambda$ die volle spektrale Bandbreite bei halber Höhe des gaußförmigen Frequenzspektrums der Lichtquelle und λ_0 die zentrale Wellenlänge dar [150]. Hervorzuheben ist an dieser Stelle, dass die Tiefenauflösung mit λ_0^2 abnimmt, wodurch kürzere

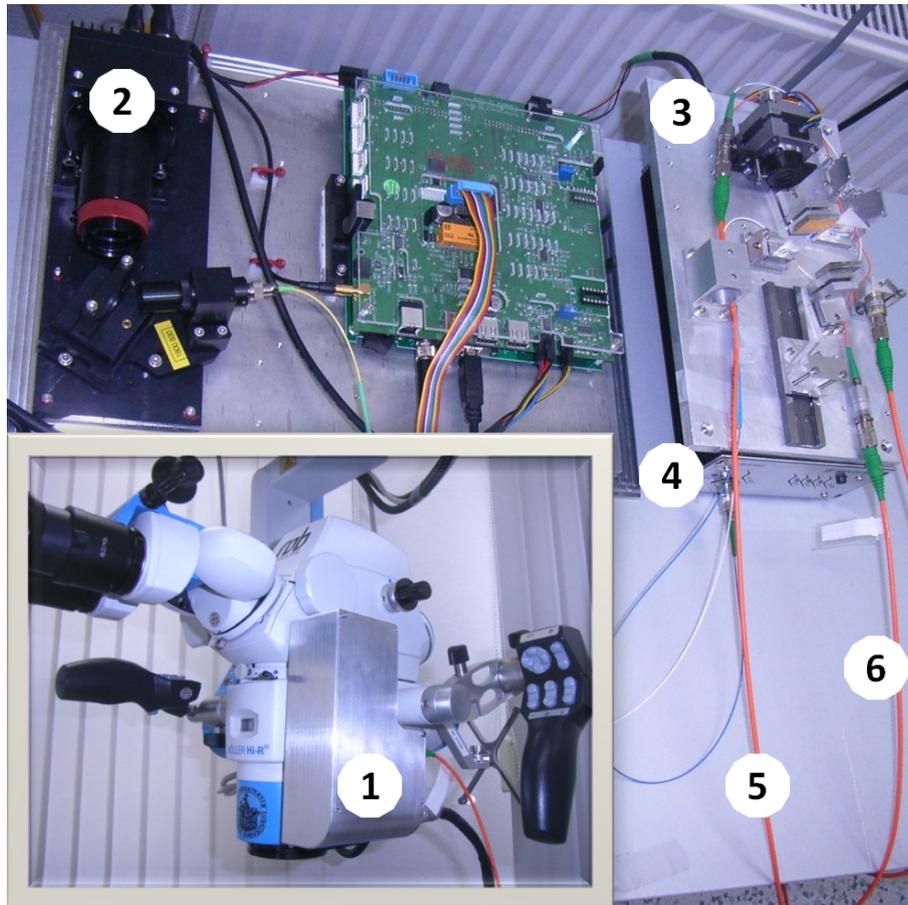


Abbildung 6.4.: Das OCT-System besteht aus einem optischen System zur Ausrichtung des Lichtstrahls (1), einem Spektrometer (2), einem Referenzarm (3), einer SLD (4) und den Lichtfasern (5,6).

Wellenlängen zu favorisieren wären. Allerdings hat der Einsatz kurzer Wellenlänge zur Folge, dass die Eindringtiefe reduziert und das Streuverhalten des Gewebes verstärkt wird [146].

Die laterale Auflösung ist unabhängig vom OCT-System und wird nur durch die Auflösung des Mikroskops begrenzt [149]:

$$\Delta x = \Delta y = k \frac{\lambda}{NA} \quad (6.7)$$

wobei NA die numerische Apertur des Mikroskops beschreibt.

Ein dreidimensionaler OCT-Datensatz (C-Scan) stellt allerdings nur einen begrenzt-

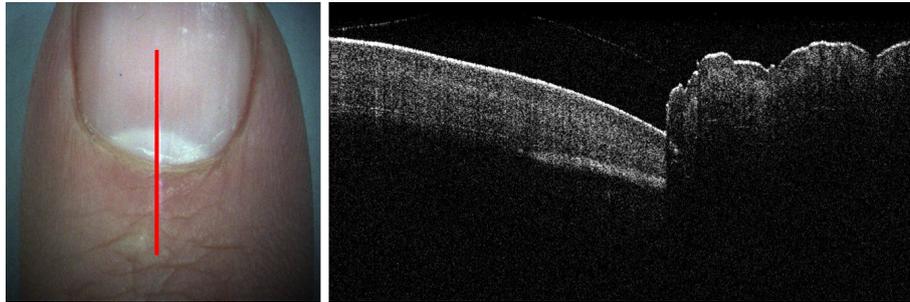


Abbildung 6.5.: Auflösung und Größe des gescannten Gewebebereichs hängen vom aktuellen Sichtfeld des Mikroskops ab. Die rote Linie (im Auflichtbild links) repräsentiert die Breite eines B-Scans im Sichtfeld. Der Nagel (oberer Bereich der roten Linie) ist in der linken Hälfte des zugehörigen OCT-Scans (rechts) dargestellt.

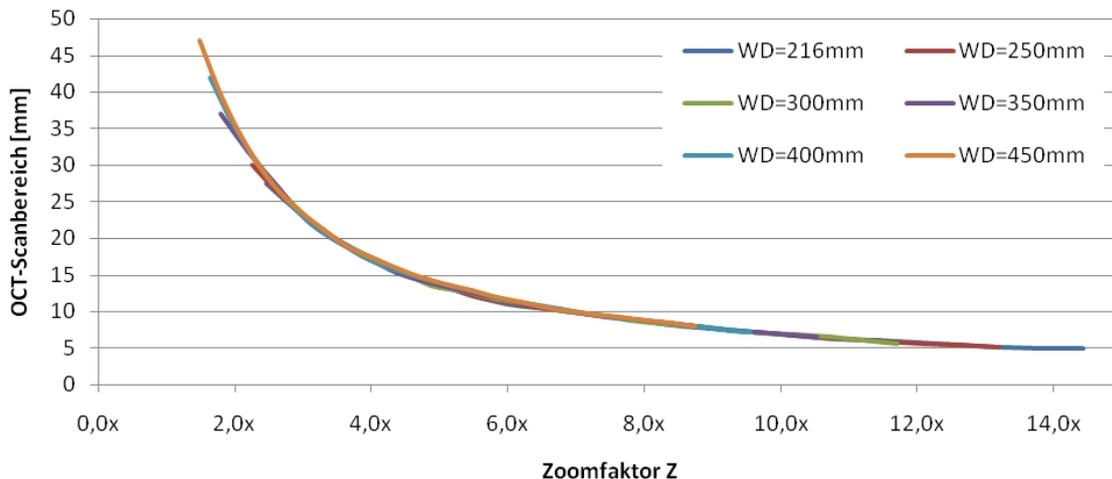


Abbildung 6.6.: Der OCT-Scanbereich hängt vom Arbeitsabstand und Zoomfaktor des Mikroskops ab. Der exponentielle Zusammenhang zwischen Zoomfaktor und Scanbereich ist hier für sechs verschiedene Arbeitsabstände dargestellt.

ten Bereich dar. Diese Einschränkung beruht einerseits auf dem beschränkten Sichtfeld des Mikroskops in Abhängigkeit vom gewählten Zoomfaktor, andererseits auf der Tatsache, dass das Licht nur dann optimal reflektiert werden kann, wenn die Sonde nahezu senkrecht über dem Gewebe positioniert ist. Je stärker die Blickrichtung des Mikroskops davon abweicht, desto weniger Licht gelangt zurück in den Probenarm des OCT-Systems und desto weniger Informationen lassen sich aus den OCT-Daten gewinnen. Der Streukoeffizient bleibt zwar gleich, aber der Hauptanteil des Lichtes wird dann in einem anderen Winkel gestreut (Rayleigh-Mie-Streuung) [145].

Erst die Motorisierung des Mikroskops ermöglicht die automatische Untersuchung großer Gewebeflächen und gewährleistet stets eine optimale Ausrichtung des Scanners senkrecht zur Oberfläche, ohne den Einsatz zusätzlicher Instrumente während der Operation. Damit wird die Gewebestelle sequentiell gescannt, die Aufnahmezeit beträgt ca. 8 Sekunden je C-Scan bestehend aus 25.000 A-Scans.

6.3. Anwendungen

Aufgrund der hohen zeitlichen und räumlichen Auflösung eignet sich OCT besonders als bildgebendes Verfahren für den intraoperativen Einsatz. Auch sehr feine Strukturen werden detektiert, die bei anderen bildgebenden Verfahren nicht zu erkennen sind. Darüber hinaus ergibt sich aus der nicht invasiven Funktionsweise die Möglichkeit einer histologischen Untersuchung, ohne das entsprechende Gewebe entfernen zu müssen [136,151]. Daher bietet sich das Verfahren z.B. in der Neurochirurgie bei der Resektion von Gehirntumoren an, um in der Resektionshöhle vom Tumor befallenes Gewebe zu detektieren.

Aktuelle Fortschritte bei der OCT-Technik, z.B. die beschleunigte Aufnahme der OCT-Daten, unterstützen den intraoperativen Einsatz. Insbesondere am Rand einer Resektionshöhle lassen sich damit wichtige, zusätzliche Informationen in Bezug auf die Art des Gewebes gewinnen [137]. Eine geeignete Visualisierung unterstützt daher den Chirurgen bei der Entfernung des Resttumors [152]. Die Kombination aus motorisiertem Mikroskop und 3D-OCT bietet folgende Einsatzmöglichkeiten:

1. Automatische Untersuchung großer Gewebeflächen sowie
2. orts- und maßstabsgetreue Einblendung der Ergebnisse in das Sichtfeld des Mikroskops.

Die intraoperative Aufnahme neuer Bilder nach dem Auftreten erheblicher Verformungen ermöglicht damit ein zuverlässiges Referenzieren. Bisherige Versuche, den „Brainshift“ mittels intraoperativer MRT-Bilder zu beheben und die präoperativen Daten entsprechend anzupassen, lieferten Genauigkeiten von ca. $1 \pm 0,5 \text{ mm}$ [153,154]. Gleichzeitig wurde die Operationsdauer aber um durchschnittlich 51 Minuten verlängert. Hier verspricht die OCT-Datenerfassung in nahezu Echtzeit eine deutliche Verbesserung.

6.3.1. Automatisches Scannen großer Gewebeflächen

Mit fortschreitender Operationsdauer führt der Einsatz präoperativer Navigationsdaten zu immer größeren Ungenauigkeiten, die nur durch aktuelle Daten behoben werden können. Die großflächige Untersuchung des Gewebes mittels OCT erweist sich in diesem Zusammenhang vor allem wegen der hohen Auflösung als besonders geeignet.

Allerdings wird die Anwendung der OCT in der Regel durch eine beschränkte Eindringtiefe in das Gewebe und das kleine Scanfeld limitiert. Einhergehend mit der dreidimensionalen Visualisierung der Gewebestrukturen durch einen 2-Achsen-Scanner entstehen neue, grundlegende Anforderungen, die für eine automatische Untersuchung des Gewebes zunächst erfüllt werden müssen:

1. Ein solcher 3D Datensatz stellt nur ein begrenztes FOV dar, so dass mehrere Scans an unterschiedlichen Fokuspunkten aufgenommen werden müssen.
2. Die OCT-Sonde erfordert eine möglichst senkrechte Ausrichtung relativ zur Gewebeoberfläche, um eine optimale Reflexion des Lichtes und eine ausreichende Eindringtiefe gewährleisten zu können.
3. Real-Time-3D OCT gibt es bisher nur bei Laboraufbauten und ist noch nicht praktisch einsetzbar. Daher müssen die aufgenommenen Daten aufgrund der unterschiedlichen Auflösungen von Mikroskop und OCT zunächst verarbeitet werden, bevor sie dem Chirurgen im Sichtfeld des Mikroskops angezeigt werden können.

Die erste Anforderung wird mit Hilfe des motorisierten Mikroskops erfüllt, das die Sonde automatisch in einem 2D-Raster (Abb. 6.7) über das Resektionsvolumen bewegt und dabei jeweils einen OCT-Datensatz aufzeichnet [155], wobei sich das gescannte Gewebe ungefähr um 2 mm überlappt. Die Scanflächen hängen jeweils von Arbeitsabstand und Zoomfaktor des Mikroskops ab. Bei einem Abstand von 240 mm beträgt die Fläche ca. $16 \times 12,5\text{ mm}^2$, bei einer Tiefe des Volumens von $5,2\text{ mm}$.

Die Fokuspunkte für benachbarte Scans (rote Punkte in Abb. 6.7) und die senkrechte Ausrichtung der Sonde (2. Anforderung) werden mit Hilfe der detektierten Gewebeoberfläche des jeweiligen OCT-Scans definiert. Daher werden für einen kompletten Scan einer Resektionshöhle die folgenden Schritte durchgeführt:

- a) Detektion der Gewebeoberfläche, um die Sonde senkrecht dazu auszurichten,

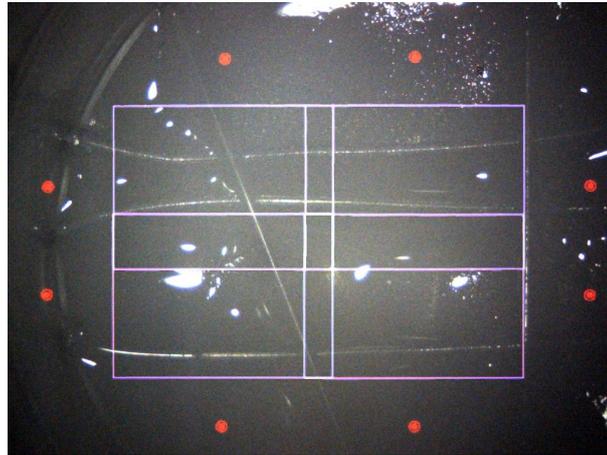


Abbildung 6.7.: Großflächige Gewebeabschnitte werden in Form eines 2D-Rasters gescannt, wobei sich die einzelnen Abschnitte ungefähr um 2 mm überlappen. Die roten Punkte im Auflichtbild repräsentieren benachbarte Zielpunkte, die aufgrund der detektierten Gewebeoberfläche definiert werden.

- b) grobe Anordnung der Daten basierend auf den ermittelten translatorischen und rotatorischen Bewegungen des Mikroskops und
- c) abschließende Registrierung mithilfe der Punktwolken, die sich aus der Oberflächendetektion ergeben.

Die Verarbeitung der OCT-Scans beruht damit ausschließlich auf den Voxeln des untersuchten Volumens. Aufgrund der hohen Auflösung wären Berechnungen auf den kompletten Daten aber sehr zeitaufwändig und wegen der „Speckle“ auch störanfällig. Wir konzentrieren uns daher bei den weiteren Berechnungen nur auf Daten aus dem Bereich der Gewebeoberfläche, so dass die genannten Schwierigkeiten minimiert werden.

6.3.1.1. Generierung der Punktwolke aus OCT-Daten

In den Tiefeninformationen der hochauflösten Schnittbilder tritt neben dem bereits beschriebenen Speckle-Rauschen (innerhalb des untersuchten Gewebes) auch ein Quantenrauschen (oberhalb des Gewebes) auf. Je mehr Licht auf den Detektor fällt, desto stärker fällt dieses Rauschen aus und lässt sich auch bei OCT-Systemen nicht begrenzen. Bei der Ermittlung der Gewebeoberfläche muss aber beachtet werden, dass eine Verringerung des Störrauschens auch einen Teil der „Speckle“ eliminieren würde.

Diese fungieren zusätzlich als Informationsträger über die Mikrostruktur des Gewebes, so dass mit deren Eliminierung ein signifikanter Informationsverlust über die Gewebeschichten einhergehen würde [143, 144, 156]. Dies erschwert die automatische Detektion der Gewebestrukturen.

Die Ausrichtung des Scanners senkrecht zur Gewebeoberfläche ist von entscheidender Bedeutung. Nur so kann eine optimale Qualität der Aufnahmen gewährleistet werden. Allerdings stehen mit Ausnahme der bereits gescannten Gewebeabschnitte keine weiteren, zuverlässigen Informationen über das Gewebe zur Verfügung. Die Gewebeorientierung kann für Bereiche ohne sprunghafte Veränderungen aus der detektierten Gewebeoberfläche ermittelt werden. Solche sprunghaften Änderungen in den OCT-Aufnahmen wie sie in Abb. 6.8 (rechts) zu erkennen sind, müssen daher bei der Bestimmung der Gewebeorientierung vernachlässigt werden.

Bei guten Reflexionseigenschaften des Gewebes ist die Oberfläche in B-Scans durch starken Kontrast in der Regel deutlich sichtbar. Allerdings führt auch hierbei das Quantenrauschen unter Umständen zu einer fehlerhaften Gewebedetektion. Betrachtet man aber den Intensitätsverlauf jedes A-Scans mit Hilfe eines „spike detection algorithm“, so lässt sich die Gewebeoberfläche zuverlässig erkennen. In Abb. 6.8 ist für den auf der rechten Seite markierten A-Scan (blaue Linie) der Intensitätsverlauf auf der linken Seite dargestellt (blau). Eine einfache Spikeerkennung würde aufgrund der ständig wechselnden Grauwerte aber scheitern. Wendet man die Spikeerkennung dagegen auf den skalierten Mittelwert des Intensitätsverlaufs an, so erhält man eine deutlich glattere Kurve wie sie in Abb. 6.8 auf der linken Seite (rot) dargestellt ist. Die Gewebeoberfläche lässt sich dann mithilfe eines Schwellwertverfahrens sehr genau ermitteln:

$$\mathcal{T} = k \sum_{n=1}^N \frac{I(n)}{N} \quad (6.8)$$

Aus allen A-Scans, die einen Spike mit $I_{max} > \mathcal{T}$ aufweisen, wird dann die Punktwolke der Gewebeoberfläche erstellt. Die darin durch das „Speckle“-Rauschen noch enthaltenen Ausreißer werden mit Hilfe eines 2D-Medianfilters eliminiert.

6.3.1.2. Bestimmung der Translation der Mikroskopbewegung

3D Oberflächeninformationen lassen sich mit verschiedenen Verfahren ermitteln. Allen gemeinsam ist aber das Problem der Verdeckung und des limitierten Sichtfeldes. Aus

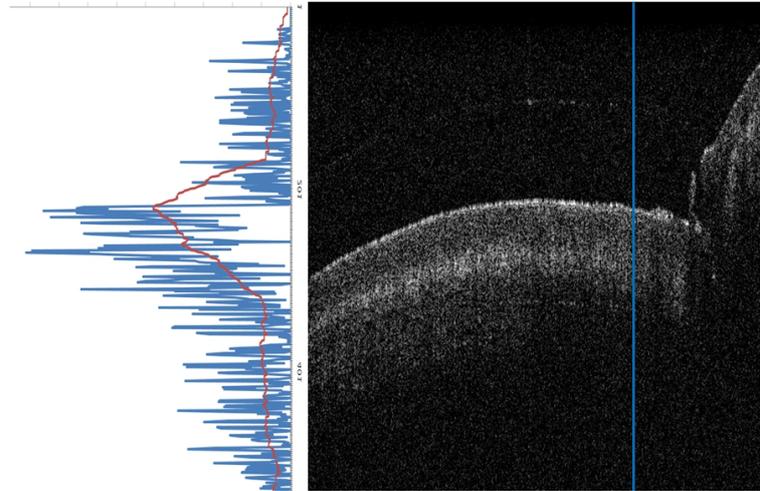


Abbildung 6.8.: Die rechte Seite zeigt den B-Scan eines Fingernagels mit einem Teil der Nagelhaut. Der Intensitätsverlauf des rechts markierten A-Scans ist auf der linken Seite zu sehen (blau). Die Spikeerkennung wird auf den skalierten Mittelwert (rot) der Intensitätsgradienten angewendet und detektiert die Oberfläche des Nagels aufgrund des starken Kontrastes.

diesem Grund müssen in der Regel mehrere Teilaufnahmen von einem Objekt erstellt werden, um eine vollständige Oberfläche rekonstruieren zu können. Im Allgemeinen werden die Oberflächen dazu in überlappende Regionen eingeteilt und dann entweder das Objekt oder, wie hier, das Messgerät neu positioniert.

Die überlappenden Datensätze müssen dann in das Weltkoordinatensystem transformiert werden. Die beiden am häufigsten verwendeten Ansätze zur Bestimmung der relativen Positionen nutzen entweder Marker [157, 158, 159] oder bestimmen die relativen Bewegungen während der Messung [160, 161, 162, 163]. Nur eine exakte Bestimmung der Translationen nach dem Erreichen jeder neuen Scanposition ermöglicht eine ausreichende Registrierung der Datensätze. Aufgrund von Positionierungenauigkeiten des Mikroskops (bis zu 1 mm in z_0 -Richtung) kann die Kinematik diese Genauigkeit nicht garantieren. Bei einem minimalen Scanvolumen von $6,5 \times 5 \times 4\text{ mm}^3$ beeinflusst dieser Fehler bis zu 25% des FOV. Für Bilder mit einer Auflösung von $10\text{ }\mu\text{m}$ ist dies nicht akzeptabel. Trotz dieser Ungenauigkeiten kann die relative Lage der Datensätze zueinander mit Hilfe der Mikroskopkinematik über die Positionen der fokussierten Gewebestelle FP zumindest grob abgeschätzt werden.

Eine weitaus genauere Bestimmung der Verschiebungsvektoren lässt sich dann für kurze Distanzen mit Hilfe von Bildern des Situs erzielen. Obwohl sich hierfür prinzipiell

landmarkenbasierte Verfahren eignen würden [164, 165, 166], lassen sie sich in unserem speziellen Fall nicht einsetzen, da eine automatische Detektion von Landmarken vor allem in Bezug auf Verzerrungen in den OCT-Bildern, die aus unterschiedlichen Blickrichtungen aufgenommen wurden, nicht möglich ist. Alternativ kommen vor allem intensitätsbasierte Verfahren [167, 168] oder kombinierte Ansätze aus beiden Verfahren [169] zum Einsatz. Im Gegensatz zu landmarkenbasierten Ansätzen sind diese zwar deutlich langsamer, können aber auf beliebige Datensätze angewendet werden [170].

Aus diesem Grund wird während der Mikroskopbewegung der sichtbare Bereich des Gewebes mit einer Auflösung von 1024×768 Pixeln und einer Frequenz von 20 Hz mithilfe der am Lightrouter angeschlossenen Kamera aufgezeichnet (Kap. 3.1.2). Eine zuverlässige intensitätsbasierte Registrierung lässt sich dann mit Hilfe von Phase-Only-Correlation (POC) erreichen [171]. Bei diesem Verfahren werden zunächst nur Translationen im Bild berücksichtigt.

Da das Mikroskop nur parallel zur Bildebene in einem Raster verschoben wird, und das Sichtfeld mit kurzem zeitlichem Abstand aufgenommen wird, kann zunächst vereinfachend angenommen werden, dass auftretende Rotationen im Bild minimiert werden, so dass der Einsatz von POC zur Detektion der Verschiebungsvektoren möglich wird. Die Ermittlung des Verschiebungsvektors in der 2D-Bildebene erfolgt dann iterativ. Seien f und g zwei aufeinanderfolgende Aufnahmen des Situs mit einer Größe von $N \times M$ Pixeln. Dann berechnet sich die Diskrete Fouriertransformation (DFT) an der Position (i, j) mit:

$$F(i, j) = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N f(m, n) \left(e^{-j\frac{2\pi}{M}} \right)^{im} \left(e^{-j\frac{2\pi}{N}} \right)^{jn} \quad (6.9)$$

$$G(i, j) = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N g(m, n) \left(e^{-j\frac{2\pi}{M}} \right)^{im} \left(e^{-j\frac{2\pi}{N}} \right)^{jn} \quad (6.10)$$

Die normierte Kreuzkorrelation ergibt sich dabei aus

$$R(i, j) = \frac{F(i, j) \cdot \text{conj}(G(i, j))}{|F(i, j) \cdot \text{conj}(G(i, j))|} \quad (6.11)$$

wobei $\text{conj}(G(i, j))$ der konjugiert komplexen Zahl von $G(i, j)$ entspricht. Die POC-Funktion r zwischen f und g ergibt sich dann aus der inversen DFT von R :

$$r(n, m) = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N R(i, j) \left(e^{-j\frac{2\pi}{M}} \right)^{-im} \left(e^{-j\frac{2\pi}{N}} \right)^{-jn} \quad (6.12)$$

Der Verschiebungsvektor $t_{xy} = (t_x, t_y)^T$ der Datensätze entspricht dann der Position des Maximums der Korrelationsmatrix. Dabei gilt, dass dieses Maximum umso deutlicher ausfällt, je mehr sich die Aufnahmen f und g ähneln, so dass die Höhe des Peaks als Ähnlichkeitsmaß verwendet werden kann (Abb. 6.9).

In der Zeit von 50 *ms* zwischen zwei Aufnahmen der Gewebeoberfläche bewegt sich das Mikroskop jeweils nur in einem geringen Bereich. Auf diese Weise kann sowohl das Suchfenster als auch die Verschiebungsrichtung eingegrenzt und der Rechenaufwand erheblich reduziert werden.

6.3.1.3. Bestimmung der Rotation der Mikroskopbewegung

Nach der Ermittlung der translatorischen Bewegung des Mikroskops müssen im zweiten Schritt Veränderungen der Sondenausrichtung bestimmt werden. Für diese Berechnung reichen die 2D OCT-Bilder nicht aus. Allerdings können die Rotationen mithilfe der 3D Oberflächenpunkte des Gewebes ermittelt werden.

Ein geeignetes Verfahren, um die Orientierung der umfangreichen Punktwolken zu veranschaulichen, stellt die Hauptkomponentenanalyse (PCA - Principal Components Analysis) dar [172]. Wendet man die PCA auf eine 3D-Punktwolke an, so erhält man in einem iterativen Prozess die Vektoren, die jeweils die maximale Ausdehnung der Punktwolke repräsentieren und dabei senkrecht auf den bereits vorher ermittelten Vektoren stehen.

Im Fall der OCT-Punktwolken approximieren drei orthogonale Vektoren den Datensatz. Bei optimaler Ausrichtung des Scanners kann davon ausgegangen werden, dass die Elemente der Punktwolke gleichmäßig über die gesamte Scanfläche verteilt sind. Dann kann weiter angenommen werden, dass die dritte Hauptkomponente in Blickrichtung des Mikroskops zeigt. Dies lässt sich zum einen damit erklären, dass die Punktwolke nur die Gewebeoberfläche repräsentiert, und zum anderen, dass die Ausdehnung der Punktwolke aufgrund der beschränkten Eindringtiefe im Vergleich zur Dimension der Scanfläche minimal ist. Für jede Position $(x|y)$ ist daher jeweils nur ein Element in z-Richtung der Punktwolke vorhanden. Damit repräsentieren die ersten beiden Hauptkomponenten die Orientierung des OCT-Datensatzes relativ zur Bildebene

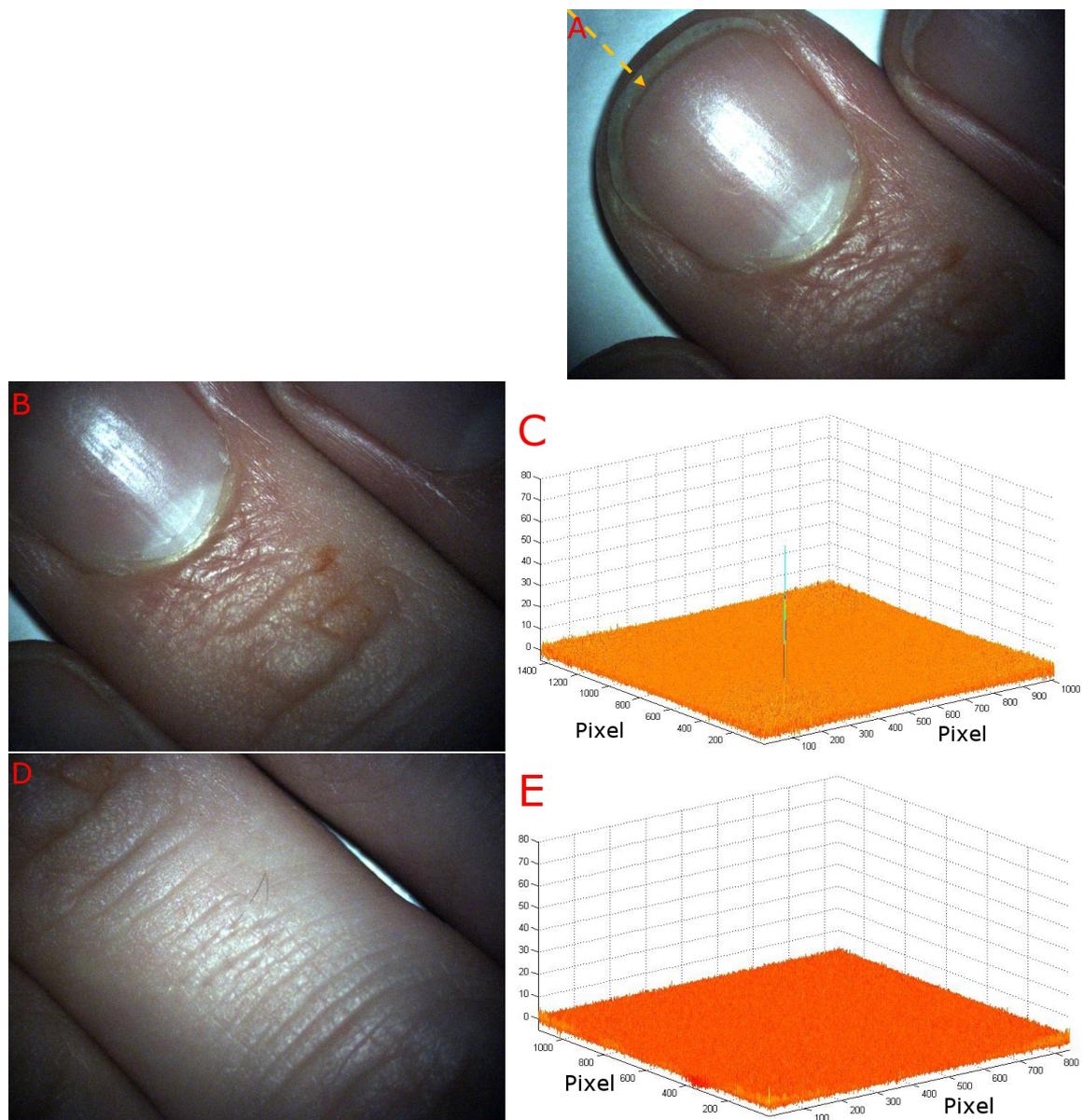


Abbildung 6.9.: POC eignet sich zur Bestimmung des Verschiebungsvektors t_{xy} zweier Bilder. Ähnliche Bilder (A und B) weisen ein deutliches Maximum der Kreuzkorrelationsmatrix auf (C), wohingegen unterschiedliche Bilder (A und D) kein solches Maximum aufweisen (E). Die Position des Maximums aus (C) entspricht dann t_{xy} (roter Vektor in A).

des Mikroskops.

Zusammen mit den zuvor bestimmten Translationen wird die relative Orientierung der Datensätze dann zur initialen Ausrichtung für die abschließende Registrierung genutzt.

6.3.1.4. Abschließende Registrierung der Datensätze

Die Registrierung der Datensätze erfolgt in einem mehrstufigen Verfahren. In der ersten Stufe erfolgt die grobe Ausrichtung mithilfe der Navigationsdaten des Mikroskops. Im zweiten Schritt werden die berechneten Transformationen basierend auf den mikroskopischen Bildern des Situs zur Ermittlung des Überlappungsbereiches der einzelnen Datensätze in x- und y-Richtung genutzt. In der letzten Stufe erfolgt eine genaue Ausrichtung der Daten, insbesondere entlang der Scanrichtung (z-Achse), mithilfe des Iterative Closest Point Algorithmus (ICP) [173]. Um den Rechenaufwand zu minimieren, kommen hierzu ebenfalls die Punktwolken der detektierten Gewebeoberfläche als Input des ICP-Algorithmus zum Einsatz.

Die iterative Minimierung der quadratischen Abstände verfeinert die Transformationsparameter und liefert am Ende die genauen Dimensionen des gesamten Scanvolumens. Beim Zusammenfügen der Daten werden die Grauwerte jedes Scans der korrespondierenden Position im Gesamtvolumen zugeordnet.

In Abb. 6.10 ist das Ergebnis eines automatischen, großflächigen Scans mittels „Volume Rendering Engine (Voreen)“ dargestellt [174]. Neben dem relativ kleinen Volumen, das ein einzelner 3D-Scan abdeckt, führt vor allem die Gewebeverformung dazu, dass mehrere Aufnahmen aus verschiedenen Blickrichtungen erforderlich sind, um ein genaues Abbild des untersuchten Gewebes erstellen zu können. Das Beispiel zeigt den automatischen Scan eines Phantoms, bestehend aus eingefärbter Gelatine, in der verschiedene Nylonfäden verlaufen, die zugehörigen Scanbereiche sind in Abb. 6.7 dargestellt. Das Gesamtvolumen setzt sich hier aus vier einzelnen OCT-Aufnahmen zusammen. Die Transferfunktion der Grauwerte wird im Anschluss manuell in Voreen angepasst, um das verbliebene Rauschen zu minimieren.

6.3.2. Intraoperative Visualisierung

Die Fusion der OCT-Daten aus großflächigen Scans erweitert die Möglichkeiten der intraoperativen Visualisierung in besonderem Maße. Wichtige Informationen stehen dem Chirurgen nahezu in Echtzeit zur Verfügung, ohne dass zusätzliche Geräte (z.B. C-Bogen) oder Verfahren (z.B. Fluoreszenzmarker, Schnellschnitt) zum Einsatz kommen.

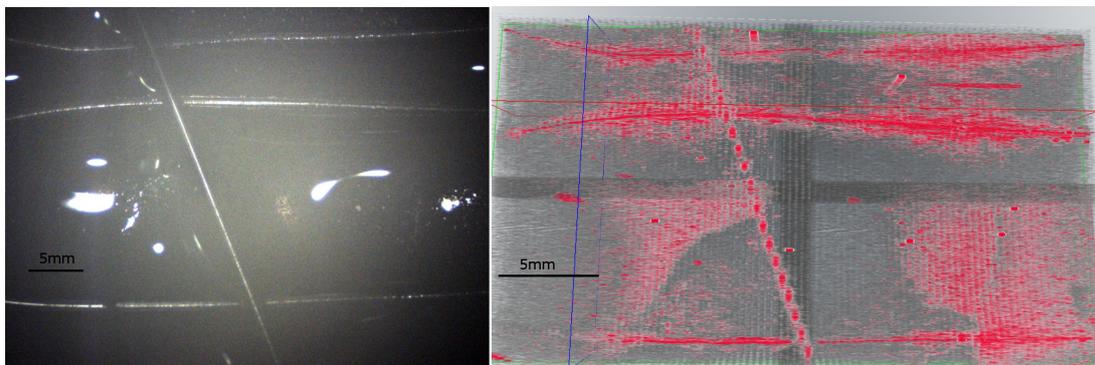


Abbildung 6.10.: Eine großflächige Gelatineprobe, in der sich verschiedene Nylonfäden befinden, wurde automatisch gescannt (links). Das Ergebnis der Registrierung der vier OCT-Datensätze ist rechts zu sehen. Die Grauwerte wurden manuell in Voreen angepasst.

Der Chirurg kann damit direkt auf neu gewonnene Erkenntnisse reagieren.

Damit geht gleichzeitig die Frage nach einer geeigneten Visualisierung dieser Informationen einher. Die hochauflösten 3D-Daten liefern detaillierte Informationen zum untersuchten Gewebe. Dabei ist einerseits eine orts- und maßstabsgetreue Darstellung feiner Strukturen, z.B. Gefäße oder kleine Tumore, andererseits aber auch eine detailreduzierte Übersicht des Situs zur besseren Orientierung erforderlich. Während bei der ersten Darstellungsform insbesondere die Lage relativ zum realen Gewebe von Interesse ist, dient letztere primär der weiteren Planung des chirurgischen Eingriffs. Dazu werden verschiedene Schnittbilder aus den resultierenden 3D-Informationen der OCT-Scans erzeugt und die Daten aus unterschiedlichen Blickrichtungen betrachtet. Diese Anforderungen können nicht ausschließlich in einer einzelnen Darstellungsform erfüllt werden. Daher wurden drei unterschiedliche Möglichkeiten implementiert:

1. Umfangreiche 3D-Datensätze werden auf einem externen Bildschirm dargestellt. Die Verarbeitung der Daten direkt auf der Grafikkarte erlaubt die Interaktion in Echtzeit. Unterschiedliche Schnittebenen erlauben einen detaillierten Blick ins Innere des Volumens. Die manuelle Adaption der Transferfunktion und variierende Blickrichtungen erlauben eine umfangreiche Planung des weiteren, chirurgischen Eingriffs.
2. Unterschiedliche Schichtbilder werden entweder im Sichtfeld des Mikroskops oder extern dargestellt. Position und Dimension der Daten können direkt im Sichtfeld eingeblendet werden.

3. Kleine Volumen, die aus den Bildern segmentiert wurden (z.B. Gefäße oder kleine Tumore), können orts- und maßstabsgetreu im Sichtfeld des Mikroskops eingeblendet werden. Dabei liefern die OCT-Aufnahmen bei einer Eindringtiefe von bis zu 3 *mm* zusätzliche Informationen über Gewebestellen, die mit bloßem Auge nicht zu erkennen sind.

7. Ergebnisse

Das folgende Kapitel beschreibt die experimentellen Untersuchungen des motorisierten Mikroskops und präsentiert die zugehörigen Ergebnisse. Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Module werden hinsichtlich ihrer Leistungsfähigkeit begutachtet und die verwendeten Verfahren ausführlich beschrieben.

Im ersten Teil des Kapitels werden die Ergebnisse der Motorisierung erläutert. Dabei sind insbesondere die Positioniergenauigkeit und das Steuerkonzept für die intraoperative Kontrolle des Systems zu bewerten. Im zweiten Teil werden dann die neuen Anwendungen betrachtet, die erst im Zusammenhang mit der Motorisierung realisiert werden konnten. Abschließend erfolgt noch eine Bewertung der Sicherheit des Systems.

7.1. Motorisierung

Eines der wichtigsten Merkmale robotischer Systeme stellt die Positioniergenauigkeit dar. Dieses qualitative Merkmal hängt von einer Reihe unterschiedlicher Faktoren ab, z.B. Ungenauigkeiten beim Herstellungsprozess, Gelenkspiel oder dem Gewicht angehängter Komponenten. Diese Faktoren sind bei der theoretischen Betrachtung der Mikroskopkinematik nur schwer zu berücksichtigen und müssen daher durch eine Kalibrierung des Systems kompensiert werden. Eine detaillierte Betrachtung der erreichbaren Genauigkeiten liefert wichtige Aufschlüsse über mögliche Fehlerquellen der kinematischen Berechnungen.

7.1.1. Mechanische Positioniergenauigkeit

Bei der Untersuchung der Positioniergenauigkeit unterscheidet man zwei grundlegende Größen - die absolute Positioniergenauigkeit E_{abs} und die Wiederholgenauigkeit E_{rep} [175]. Dabei beschreibt E_{abs} die Qualität, mit der das Mikroskop einen gewünschten Zielpunkt aus unterschiedlichen Blickrichtungen fokussiert, d.h. es wird nur die räumliche Abweichung vom Zielpunkt betrachtet. Im Gegensatz dazu veranschaulicht

E_{rep} die Fähigkeit, zu einem definierten Punkt (wiederholt) zurückzukehren, und verdeutlicht damit die durchschnittliche Abweichung sowohl vom erreichten Zielpunkt als auch von der vorgegebenen Blickrichtung [176].

Serielle Robotersysteme erreichen zwar hohe Wiederholgenauigkeiten, weisen aber Defizite bei der absoluten Positionierung auf. Dies hängt damit zusammen, dass jedes Gelenk auch das Gewicht der folgenden Gelenke tragen muss, wodurch es in der Regel zu Verformungen kommt, die von den Absolutgebern nicht registriert werden. Außerdem verstärken sich die Fehler der seriellen Kette von Gelenk zu Gelenk [177].

Für das Mikroskop ist in erster Linie eine hohe Wiederholgenauigkeit erforderlich, um Gewebestellen, die intraoperativ untersucht wurden, zu einem späteren Zeitpunkt erneut automatisch fokussieren und untersuchen zu können.

7.1.1.1. Experimenteller Aufbau

Zur Untersuchung der Genauigkeiten werden verschiedene Zielpunkte im Arbeitsraum des Mikroskops definiert. Dabei liegen die definierten Zielpunkte alle in einem Volumen von $200 \times 200 \times 200 \text{ mm}^3$, zum einen, da sich auch die Auswahl der Punktepaare für die Kalibrierung auf den intraoperativen Arbeitsraum des Chirurgen beschränkt und somit nur in diesem Bereich eine hohe Genauigkeit gewährleistet werden kann. Zum anderen, weil die Motorisierung nur für kurze, hochgenaue Bewegungen ausgelegt wurde, große Entfernungen werden weiterhin manuell überbrückt (Kap. 2).

Vor der Messung der Positioniergenauigkeit wurde die in Kapitel 3.4 beschriebene Kalibrierung des Mikroskops durchgeführt. Ausgehend von einem fixen Startpunkt, bei dem die Blickrichtung senkrecht nach unten gerichtet ist ($\theta_6 = 90^\circ$ und $\theta_7 = -90^\circ$), werden die Zielpunkte automatisch fokussiert, nachdem die Zielstellungen der Gelenke mittels inverser Kinematik berechnet wurden.

Die Zielpunkte sind durch optische Markierungen im Sichtfeld des Mikroskops definiert, deren Dimensionen genau bekannt sind. Zur Berechnung des Positionierfehlers werden die Markierungen nach jeder Zielfahrt mithilfe von Verfahren der Bildverarbeitung automatisch ermittelt und deren Lage relativ zur initialen Markerposition bestimmt. Während der experimentellen Untersuchung bleibt der Vergrößerungsfaktor des Mikroskops unverändert, so dass der Positionierfehler im Sichtfeld bei bekanntem Abbildungsmaßstab pixelgenau bestimmt werden kann. Ungenauigkeiten beim Arbeitsabstand lassen sich aus der Distanz der Lichtpunkte der beiden LEDs ermitteln. Bei ebenem Untergrund und geringen Ungenauigkeiten kann ein linearer Zusam-

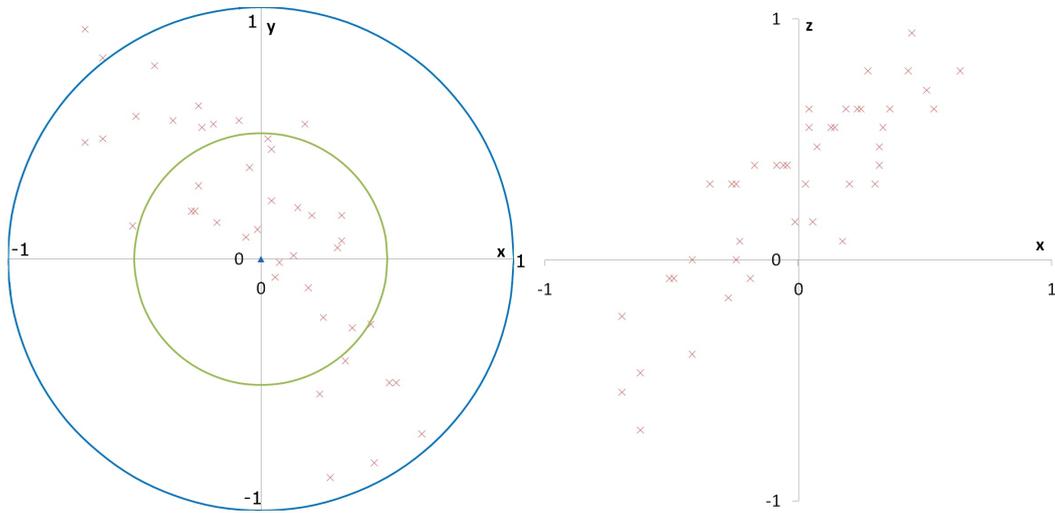


Abbildung 7.1.: Die Streuung der Zielpunkte ist für FP_{11} dargestellt. Die realen Zielpunkte sind durch Kreuze markiert, die Zielregion im Sichtfeld wird durch die beiden Kreise mit Radius $r_1 = 0,5 \text{ mm}$ und $r_2 = 1 \text{ mm}$ begrenzt (links). Die Abweichungen entlang der Blickrichtung sind auf der rechten Seite zu sehen.

menhang zwischen der Distanz der Lichtpunkte und dem Fehler des Arbeitsabstandes zugrundegelegt werden (Kap. 5.3).

7.1.1.2. Ergebnisse

Die absolute Positioniergenauigkeit wird für 15 Fokuspunkte FP_i ermittelt. Dabei wird jeder Punkt aus unterschiedlichen Blickrichtungen fokussiert. Ausgehend von der initialen Orientierung des Mikroskops verändern sich bei jeder Fokussierung Rollwinkel α_x und Neigewinkel α_y schrittweise um 3° im Bereich von $\alpha_x = \alpha_y = [-15^\circ \cdots 15^\circ]$. Der räumliche Fehler der erreichten Zielpunkte ZP_i^j wird im Vergleich zum initialen Fokuspunkt FP_i wie folgt berechnet:

$$E_{abs} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sqrt{\Delta x_i^2 + \Delta y_i^2 + \Delta z_i^2} \quad (7.1)$$

Die Ergebnisse sind in Tab. 7.1 dargestellt. Der durchschnittliche Gesamtfehler für die absolute Genauigkeit beträgt ca. $0,85 \text{ mm}$ [45]. In Abb. 7.1 ist die Streuung der angefahrenen Positionen im Sichtfeld des Mikroskops für FP_{11} dargestellt.

Tabelle 7.1.: Ergebnisse der absoluten Positioniergenauigkeit an verschiedenen Fokuspunkten. Der Fehler ergibt sich aus der räumlichen Abweichung zur initialen Position. Die Gegenüberstellung enthält jeweils den min., max. und mittleren Fehler in allen Richtungen und den daraus resultierenden Gesamtfehler.

FP_i	x-Richtung [mm]			y-Richtung [mm]			z-Richtung [mm]			Gesamtfehler [mm]		
	min.	max.	E_{abs}	min.	max.	E_{abs}	min.	max.	E_{abs}	min.	max.	E_{abs}
1	0,01	0,87	0,30	0,00	1,26	0,50	0,00	1,18	0,48	0,14	1,45	0,85
2	0,00	0,80	0,27	0,01	1,38	0,49	0,00	1,25	0,55	0,23	1,68	0,86
3	0,04	1,01	0,32	0,01	1,55	0,52	0,00	0,71	0,27	0,20	1,71	0,72
4	0,01	1,45	0,41	0,01	0,99	0,37	0,08	1,33	0,38	0,30	1,67	0,78
5	0,01	1,42	0,47	0,01	0,83	0,36	0,00	1,02	0,35	0,03	1,72	0,75
6	0,00	1,09	0,46	0,01	0,86	0,33	0,08	0,94	0,45	0,19	1,45	0,82
7	0,00	0,96	0,40	0,03	1,29	0,39	0,00	1,33	0,69	0,56	1,61	0,99
8	0,01	0,80	0,22	0,03	1,19	0,38	0,00	1,33	0,60	0,14	1,65	0,80
9	0,01	1,04	0,33	0,00	1,12	0,37	0,00	1,25	0,63	0,40	1,81	0,89
10	0,01	0,99	0,36	0,01	0,88	0,29	0,00	1,80	0,62	0,14	1,80	0,81
11	0,01	0,70	0,26	0,01	1,06	0,35	0,00	0,94	0,37	0,18	1,32	0,62
12	0,01	0,94	0,30	0,00	1,55	0,44	0,08	1,41	0,66	0,45	1,71	0,93
13	0,01	0,77	0,33	0,00	1,32	0,41	0,00	1,57	0,39	0,20	1,61	0,74
14	0,00	0,86	0,26	0,04	1,26	0,51	0,00	1,18	0,48	0,34	1,70	0,82
15	0,00	0,91	0,31	0,03	1,14	0,36	0,08	1,02	0,39	0,24	1,38	0,69
gesamt	0,00	1,45	0,35	0,00	1,55	0,43	0,00	1,80	0,52	0,03	1,81	0,85

Zur Ermittlung der Wiederholgenauigkeit werden zehn Fokuspunkte mit unterschiedlichen Blickrichtungen definiert. Jeder FP_i wird anschließend 30-mal angefahren und es werden sowohl die räumlichen Schwankungen als auch die Abweichungen der Blickrichtung ermittelt. Nach ISO 9283 [56] berechnet sich die Wiederholgenauigkeit der real erreichten Positionen mithilfe der Standardabweichung:

$$E_{rep} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (e_i - \bar{e})^2} \quad (7.2)$$

Tab. 7.2 fasst die Ergebnisse zusammen, die mittlere Wiederholgenauigkeit beträgt

Tabelle 7.2.: Die Wiederholgenauigkeit wird an zehn verschiedenen Fokuspunkten bestimmt. Der Fehler ergibt sich aus der räumlichen Abweichung zur initialen Position. Die Gegenüberstellung enthält jeweils den min., max. und mittleren Fehler in allen Richtungen und den daraus resultierenden Gesamtfehler.

FP_i	x-Richtung [mm]			y-Richtung [mm]			z-Richtung [mm]			Gesamtfehler [mm]		
	min.	max.	E_{rep}	min.	max.	E_{rep}	min.	max.	E_{rep}	min.	max.	E_{rep}
1	0,00	0,57	0,50	0,00	0,36	0,53	0,08	0,71	0,55	0,16	0,91	0,57
2	0,00	0,35	0,48	0,12	0,91	0,74	0,00	0,31	0,49	0,20	0,95	0,68
3	0,01	0,74	0,67	0,00	0,90	0,84	0,00	0,47	0,56	0,16	0,97	0,73
4	0,00	0,51	0,59	0,01	0,65	0,58	0,00	0,55	0,66	0,03	0,76	0,58
5	0,00	0,48	0,55	0,00	0,46	0,41	0,00	0,39	0,41	0,03	0,67	0,43
6	0,00	0,54	0,39	0,00	0,61	0,65	0,00	0,63	0,68	0,15	0,85	0,61
7	0,00	0,57	0,50	0,00	0,36	0,53	0,08	0,71	0,55	0,16	0,91	0,57
8	0,00	0,57	0,54	0,00	0,33	0,60	0,00	0,78	0,67	0,21	0,82	0,41
9	0,00	0,54	0,43	0,00	0,46	0,69	0,08	0,71	0,42	0,16	0,75	0,41
10	0,00	0,45	0,43	0,00	0,45	0,66	0,00	0,39	0,40	0,00	0,65	0,46
gesamt	0,00	0,74	0,51	0,00	0,91	0,62	0,00	0,78	0,54	0,00	0,97	0,48

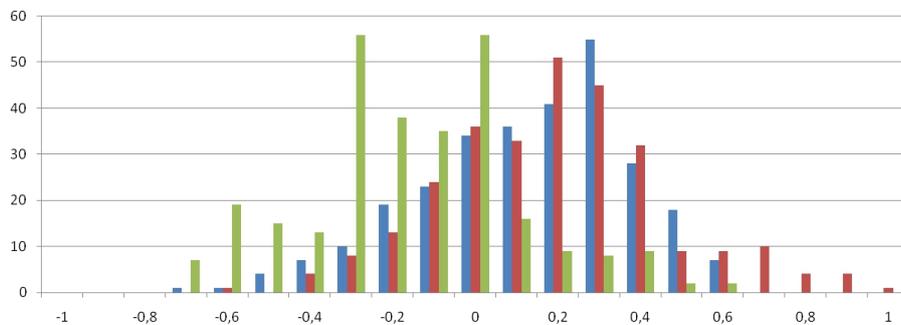


Abbildung 7.2.: Das Histogramm zeigt die Fehlergewichtung der Wiederholgenauigkeit (in mm) für die x- (blau), y- (rot) und z-Achse (grün).

0,543 mm. Die Fehlerverteilung ist für alle FP_i in Abb. 7.2 anhand eines Histogramms grafisch dargestellt.

Der absolute Positionierfehler hängt unter anderem von den Herstellungstoleranzen der einzelnen Gelenke ab, d.h. die Parameter a_i , d_i , α_i und θ_i beeinflussen direkt die kinematischen Berechnungen. Die Wiederholgenauigkeit hängt dagegen nur von θ_i ab,

da einzig eine zuvor eingenommene Position erneut angefahren wird. Dazu werden die Gelenkwinkelstellungen abgespeichert, so dass Ungenauigkeiten bei a_i , d_i und α_i sowohl bei der Definition der Zielposition als auch beim späteren erneuten Anfahren im gleichen Maße auftreten und daher vernachlässigt werden können.

7.1.2. Untersuchung der Dynamik des Mikroskops

Die grundlegende Architektur des Mikroskops basiert auf starren Gelenkarmen, die durch insgesamt sieben Rotationsgelenke miteinander verbunden sind. Sobald Bewegungen des Systems initiiert werden, weist das Mikroskop ein dynamisches Verhalten auf, das insbesondere durch die Gewichtskraft der einzelnen Komponenten und die internen Dämpfer hervorgerufen wird. Ruckfreie und laufruhige Bewegungen ohne starke Schwingungen sind für den intraoperativen Einsatz von entscheidender Bedeutung. Nur so sind optimale Videoeigenschaften und die Sicherheit des Chirurgen bei der Beobachtung des Situs während der Mikroskopbewegung gewährleistet.

7.1.2.1. Experimenteller Aufbau

Zur Untersuchung der Dynamik wurden verschiedene translatorische Bewegungen mit einer maximalen Distanz von 100 mm ausgeführt. Die maximale Geschwindigkeit variierte zwischen $0,5^\circ/s$ und $2,0^\circ/s$. Zur Überwachung des Mikroskops während der Bewegung kam das optische Trackingsystem „accuTrack 250“ (Atracsys, Schweiz) zum Einsatz. Damit wurde die Position von vier Infrarot-LEDs in der Nähe der Linse kontinuierlich mit einer Frequenz von bis zu 1000 Hz und einer Auflösung von 0,1 mm bestimmt [178].

Die Positionsdaten des Trackingsystems wurden jeweils über 50 Werte gemittelt und mittels PCA in das Koordinatensystem des Mikroskops transformiert.

7.1.2.2. Ergebnisse

Die Schwingungen des Mikroskops wurden bei 15 unterschiedlichen Trajektorien bestimmt. Dabei wurde jeweils die Amplitude für alle drei Koordinatenrichtungen sowie die Dauer t_s bis zum Abklingen der Schwingung ermittelt. Der Zeitraum t_s erstreckt sich vom Erreichen der Zielposition bis zu dem Zeitpunkt, an dem die Amplitude weniger als 0,1 mm beträgt. Die Ergebnisse sind in Tab. 7.3 aufgeführt.

Tabelle 7.3.: Ergebnisse der auftretenden Schwingungen bei Bewegungen des Mikroskops. Die Amplitude ergibt sich aus der maximalen Ausdehnung der Schwingung. Die Abklingdauer erstreckt sich vom Erreichen der Zielposition bis zum Zeitpunkt, an dem die Amplitude $< 0,1 \text{ mm}$ ist.

	x-Richtung [mm]	y-Richtung [mm]	z-Richtung [mm]	Dauer [s]
1	0,36	0,49	0,53	1,04
2	0,46	0,41	0,56	1,11
3	0,49	0,21	0,59	1,32
4	0,18	0,01	1,12	1,22
5	0,09	0,0	1,21	0,81
6	0,31	0,25	0,98	1,11
7	0,02	0,62	0,90	0,91
8	0,17	0,63	0,72	0,91
9	0,61	0,24	0,76	1,27
10	0,35	0,26	0,59	0,81
11	0,05	0,30	0,75	0,66
12	0,06	0,32	0,70	0,76
13	0,74	0,11	1,08	1,37
14	0,81	0,34	1,12	1,22
15	0,16	0,33	0,85	0,81

In Abb. 7.3 ist das dynamische Verhalten des Mikroskops für zwei Trajektorien mit unterschiedlichen Maximalgeschwindigkeiten dargestellt. Die Schwingungen werden relativ zu den Raumachsen x_0 (grün), y_0 (rot) und z_0 (blau) aufgetragen. Es wird deutlich, dass die Dynamik unabhängig von der Bewegungsrichtung des Mikroskops primär in Richtung der z_0 -Achse auftritt, da hier die Gewichtskraft G maximalen Einfluss hat. Die Grafik zeigt außerdem, dass die Amplitude maximal $1,2 \text{ mm}$ beträgt und nach spätestens 1,3 Sekunden abgeklungen ist.

Das Auftreten von Schwingungen bei Bewegungen des Mikroskops lässt sich nicht vermeiden, insbesondere da die Gewichtskraft über einen langen Hebel direkt am Parallelogrammarm angreifen kann. In Kombination mit den Dämpfern wird die max. Amplitude begrenzt und das schnelle Abklingen unterstützt. Damit ist ein klares, hochauflösendes Bild des Situs stets gewährleistet.

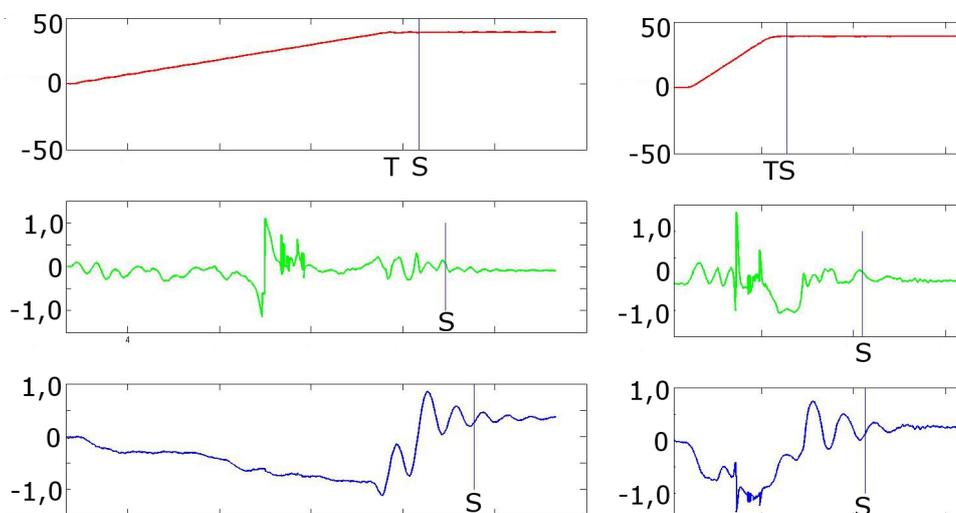


Abbildung 7.3.: Bei Bewegungen des Mikroskops kommt es aufgrund der Gewichtskraft und der Dämpfer zu Schwingungen (in mm). Diese sind für zwei Bewegungen mit $0,5^\circ/s$ (links) und $2,0^\circ/s$ (rechts) in x_0 - (rot), y_0 - (grün) und z_0 -Richtung (blau) dargestellt. Bei T ist die Zielposition erreicht und bei S ist die jeweilige Amplitude auf weniger als $0,1$ mm abgeklungen. Die max. Amplitude beträgt weniger als $1,2$ mm und klingt nach spätestens $1,3$ Sekunden ab.

7.2. Intraoperative Bedienung

Neben der Positioniergenauigkeit ist vor allem das intraoperative Handling für ein chirurgisches Assistenzsystem von entscheidender Bedeutung. Die Kontrolle kleiner Bewegungen des Mikroskops relativ zum aktuellen Sichtfeld erfolgt über die Fernbedienung an einem der Instrumente. In diesem Zusammenhang sind folgende Fragen von Bedeutung:

1. Wird eine einfache und intuitive Steuerung gewährleistet?
2. Beeinflusst die Fernbedienung am Instrument den operativen Ablauf des Eingriffs?
3. Welcher Trainingsaufwand bzw. welche Umstellungen sind für den Chirurgen notwendig?

Diese Fragestellungen werden im Folgenden an verschiedenen Szenarien beispielhaft untersucht. Eine detaillierte Analyse in einer klinischen Umgebung war aufgrund der fehlenden medizinischen Zulassung nicht möglich.

7.2.1. Untersuchung möglicher Varianten zur Steuerung des Mikroskops

Der Einsatz einer Fernbedienung zur Steuerung des Mikroskops beschränkt sich auf einige wenige Funktionen, die gegenüber der manuellen Ausführung eine deutliche Vereinfachung mit sich bringen und während eines operativen Eingriffs wiederholt benötigt werden. Dafür eignen sich automatische Positioniervorgänge relativ zum Sichtfeld des Chirurgen (z.B. Translationen oder Pivotierungen) und Adaptionen der optischen Parameter (z.B. Autofokus).

Geeignete Varianten zur Kontrolle des Systems müssen daher eine übersichtliche Auswahl der Funktionen sowie eine intuitive Parametervorgabe für die jeweilige Funktion bereitstellen.

7.2.1.1. Experimenteller Aufbau

Das primäre Ziel der vollständigen Motorisierung besteht in einer einfachen und intuitiven Anpassung des mikroskopischen Sichtfeldes. Daher beschränken wir uns für die Gegenüberstellung unterschiedlicher Kontrollmethoden auf Aktionen zur Positionierung des Mikroskops. Gleichzeitig wird damit gewährleistet, dass auch Tester, die im Umgang mit dem Mikroskop bisher wenig Erfahrung haben, nur eine kurze Trainingsphase benötigen.

Die Aufgabenstellung besteht in der sequentiellen Fokussierung von sieben Zielpunkten, indem das Mikroskop entlang eines vorgegebenen Parcours gesteuert wird. Für jede dieser Aktionen wird die Genauigkeit der Fokussierung dieser Ziele im 2D-Sichtfeld ermittelt. Zusätzlich wird das Sichtfeld für jede Aktion über den Lightrouter (Kap. 3.1.2) aufgezeichnet, um die mittlere Abweichung von der Trajektorie und den Zeitaufwand zu ermitteln.

Zur Untersuchung möglicher Varianten wurden drei Fernbedienungen mit unterschiedlichen Bedienelementen implementiert (Abb. 7.4):

1. Druckschalter,
2. Beschleunigungssensor und
3. Joystick.

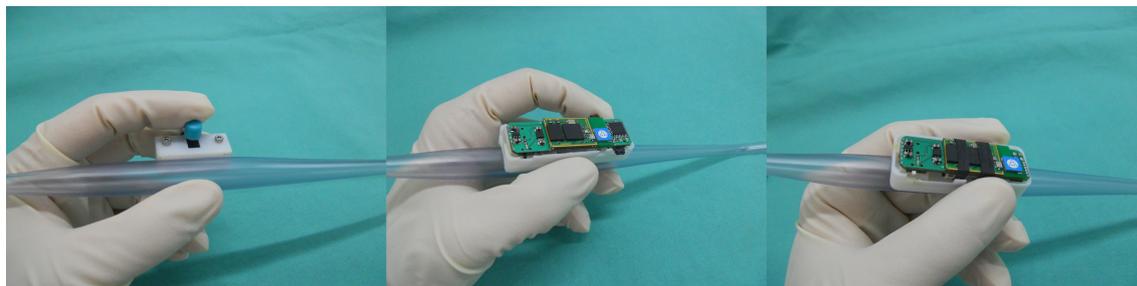


Abbildung 7.4.: Die Fernbedienung wird an einem der Instrumente des Chirurgen befestigt. Zur Ermittlung der Bewegungsrichtung kann z.B. ein Joystick (links), Druckschalter (Mitte) oder ein Beschleunigungssensor (rechts) genutzt werden.

Alle drei Varianten wurden in das Basismodul integriert, das in Kap. 4.3.1 beschrieben wurde. Zur Evaluierung wird das Mikroskop von jeder Testperson mit jeder Fernbedienung durch das Szenario gesteuert.

7.2.1.2. Ergebnisse

Das Handling der einzelnen Kontrollvarianten wurde von zwölf Experten getestet, indem sie den zuvor beschriebenen Parcours mehrfach absolvierten. Die Ergebnisse in Tab. 7.4 fassen die durchschnittliche Abweichung von der Trajektorie und den Zeitaufwand der Tester nach Absolvierung einer initialen Trainingsphase zusammen. Der Lernerfolg im Umgang mit den verschiedenen Kontrollvarianten während dieser Trainingsphase ist in Abb. 7.5 für drei Testpersonen grafisch veranschaulicht.

Zu Vergleichszwecken erfolgt die Kontrolle des Mikroskops in diesem Szenario bei allen Testpersonen auch manuell. Sie halten dabei zunächst zwei Instrumente in der Hand, die zu Beginn jeder Aktion abgegeben und danach wieder aufgenommen werden müssen. Bei dieser Teilaufgabe steht vor allem der Zeitfaktor im Vordergrund, so dass bei der Messung des Zeitaufwandes jede Aktion mit berücksichtigt wird. Der Positionierfehler bezieht sich dabei nur auf die Zielpunkte, nicht aber auf die Trajektorien.

Allgemein zeigen die Ergebnisse, dass der eigentliche Bewegungsprozess auch zukünftig schneller manuell als automatisch durchgeführt werden kann. Trotzdem wird dadurch bei der Positionierung relativ zum Blickfeld des Chirurgen keine signifikant höhere Genauigkeit erreicht. Allerdings erfordert jede manuelle Positionierung das Ablegen der Instrumente, wodurch ein zusätzlicher Zeitaufwand entsteht.

Die Bewegungsrichtung kann durch den kombinierten Einsatz zweier Druckschalter

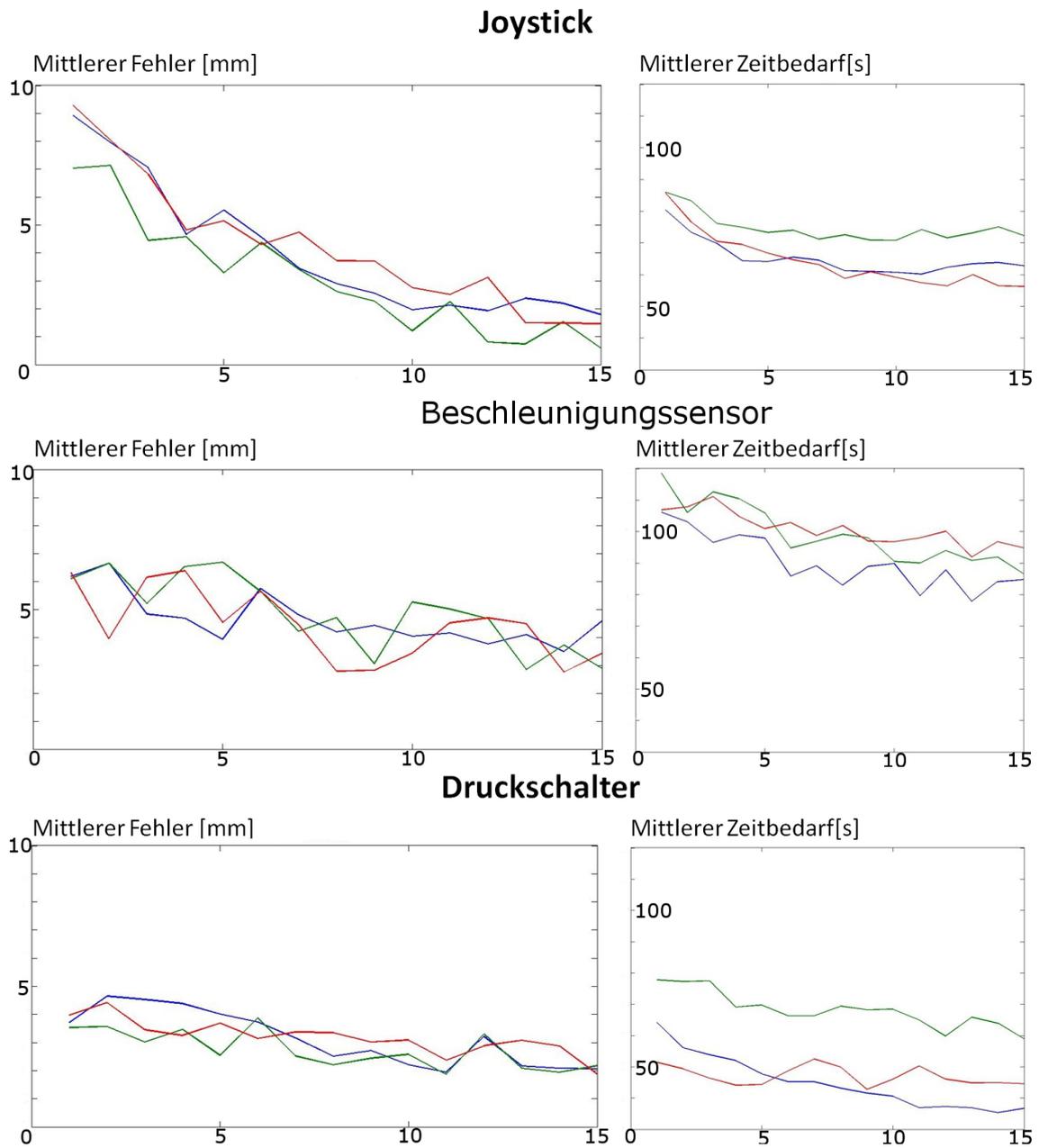


Abbildung 7.5.: Während der Trainingsphase ergibt sich für alle Varianten der Fernbedienung eine Lernkurve, die hier für drei Testpersonen für das Navigieren in einem Parcours anhand des mittleren Fehlers (links) und des mittleren Zeitbedarfs (rechts) dargestellt sind.

Tabelle 7.4.: Evaluierung unterschiedlicher Varianten zur Kontrolle des Mikroskops. Der Positionierfehler [mm] ergibt sich aus der Abweichung des Fokuspunktes im Sichtfeld des Mikroskops, zusätzlich wird für jede Testperson die durchschnittliche Parcourzeit [s] angegeben.

	Joystick		Beschleunigungssensor		Druckschalter		manuell	
	Zeit	Fehler	Zeit	Fehler	Zeit	Fehler	Zeit	Fehler
1	82	1,52	90	3,38	89	2,14	45	1,57
2	41	1,28	91	3,34	67	1,46	56	1,91
3	56	1,28	67	3,30	117	1,82	38	1,76
4	42	1,35	79	3,44	80	2,02	60	1,99
5	45	1,70	77	3,37	95	1,50	43	2,03
6	89	1,35	85	3,36	101	1,85	62	1,72
7	81	1,68	88	3,47	105	1,77	64	1,55
8	59	1,34	90	3,28	75	1,40	67	1,98
9	97	1,75	71	3,42	117	1,66	52	1,50
10	42	1,41	87	3,42	73	1,52	34	1,88
11	66	1,31	86	3,31	113	2,03	41	1,90
12	62	1,35	66	3,37	90	1,44	75	1,93

(„Switch-Buttons“) zwar relativ genau eingestellt werden, allerdings ist dieses Vorgehen wenig intuitiv und sehr zeitaufwändig. Damit geht auch das Problem einher, dass die Richtung nicht online angepasst werden kann. Ein weiterer entscheidender Nachteil besteht darin, dass nicht gleichzeitig auch die Geschwindigkeit der Bewegung online beeinflusst wird, sondern stets konstant bleibt.

Beim Einsatz eines Beschleunigungssensors zur Bestimmung der Bewegungsrichtung beruhen Veränderungen der Sensororientierung immer auch auf Bewegungen des chirurgischen Instruments, an dem die Fernbedienung befestigt wird. Dies beschränkt den Einsatz der Fernbedienung auf Situationen, bei denen sich das Trägerinstrument zwar im Bereich des Operationssitus befindet, nicht aber aktiv in Benutzung ist. Alternativ kann der Sensor beispielsweise an der Hand des Chirurgen angebracht werden, so dass die Richtung des Mikroskops - ähnlich wie bei der Gestenerkennung [24] - durch Bewegungen eines Fingers ermittelt wird.

Im Gegensatz dazu ermöglicht ein am Instrument angebrachter kleiner Joystick die einfache Bestimmung der Bewegungsrichtung. Allerdings gilt auch hier, dass durch

Veränderungen der Orientierung des Instruments die intraoperative Navigation beeinträchtigt werden kann, da die Koordinatensysteme von Fernbedienung und Mikroskop in der Regel nicht die gleiche Orientierung aufweisen und es dem Chirurgen schwer fällt, beide korrekt aufeinander abzubilden. Das Einblenden der am Joystick ermittelten Bewegungsrichtung in das Sichtfeld des Chirurgen kann hierfür aber Abhilfe schaffen und damit die Bedienung sehr intuitiv gestalten.

Die Ergebnisse zeigen, dass das Handling für alle Varianten der Fernbedienung schnell und leicht zu erlernen ist. Die meisten Testpersonen konnten die Abweichungen beim Verfolgen der vorgegebenen Trajektorie bereits nach kurzem Training deutlich reduzieren. Allerdings sprechen die genannten Einschränkungen gegen den Einsatz von „Switch-Buttons“ oder eines Beschleunigungssensors als Kontrollvariante im klinischen Alltag. Zusätzlich sprechen das bessere Abschneiden des Joysticks sowohl bei der Genauigkeit als auch beim Zeitaufwand für den Einsatz zur Kontrolle des Mikroskops.

7.2.2. Einfluss auf den operativen Ablauf

Die Integration des motorisierten Mikroskops und der Einfluss auf den operativen Ablauf wird bei einem chirurgischen Training unter realen Bedingungen untersucht.

7.2.2.1. Einsatzumgebung

Der Chirurg führt dabei eine experimentelle Laminotomie durch und nutzt die Fernbedienung für alle intraoperativen Positionierungen des Mikroskops. Die für den Eingriff aufgedeckte Gewebefläche umfasst ca. $40 \times 40 \text{ mm}^2$ und die Linse des Mikroskops bewegt sich in einem Arbeitsraum von ca. $200 \times 200 \times 100 \text{ mm}^3$ (Abb. 7.6). Nach der Definition des Arbeitsraums stellt die Software sicher, dass bei automatischen Bewegungen des Mikroskops dieser Bereich nicht verlassen wird.

Vor der eigentlichen Operation hat der Chirurg ca. zwei Stunden Vorbereitungszeit, um sich mit der Fernbedienung und dem neuen Handling des Mikroskops vertraut zu machen. Im ersten Teil der Operation bekommt der Chirurg kein visuelles Feedback über die mit der Fernbedienung eingestellte Bewegungsrichtung.

Im zweiten Teil der Operation wird dann die Bewegungsrichtung in einem der Okulare eingeblendet (kleiner Pfeil im Zentrum des Sichtfeldes), so dass der Chirurg direkt ein Feedback bekommt und die Richtung des Joysticks frühzeitig online anpassen kann (Abb. 7.7).

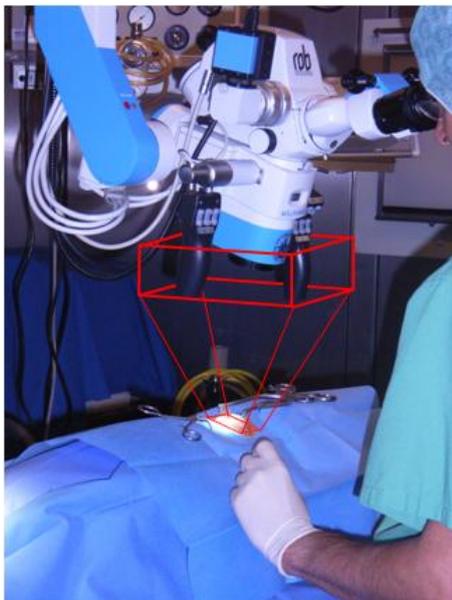


Abbildung 7.6.: Das Mikroskop wurde bei einer experimentellen Laminotomie für ein chirurgisches Training eingesetzt. Das Operationsfeld betrug ca. $40 \times 40 \text{ mm}^2$ und die Linse wurde in einem Arbeitsbereich von ca. $200 \times 200 \times 100 \text{ mm}^3$ bewegt. Nach der Definition des Arbeitsraums sind automatische Bewegungen aus Sicherheitsgründen auf diesen Bereich begrenzt.

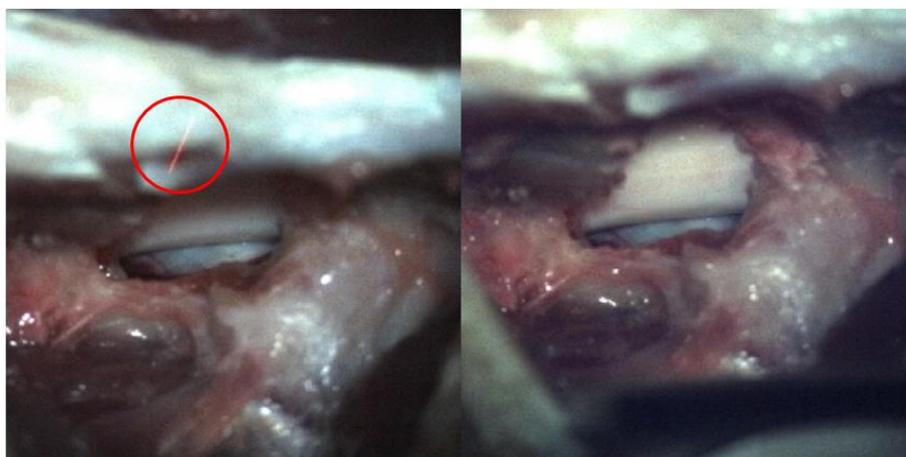


Abbildung 7.7.: Intraoperative Ansicht einer experimentellen Laminotomie vor (links) und nach (rechts) einer Pivotbewegung. Die Linie im linken Bild (roter Kreis) zeigt die gewählte Bewegungsrichtung des Mikroskops an.

7.2.2.2. Einsatzbewertung

Im ersten Teil der Operation ist festzustellen, dass es in der Regel zwei bis drei Anläufe erfordert, bis der Chirurg das Mikroskop tatsächlich in die gewünschte Richtung bewegen kann. Diese Problematik resultiert daher, dass die Instrumente nicht getrackt und damit kein Bezug zwischen den Koordinatensystemen von Mikroskop und Instrument besteht. Rein intuitiv drückt der Chirurg aber den Joystick immer in die Richtung, in die das Mikroskop sich bewegen soll, egal wie Fernbedienung und Mikroskop zueinander orientiert sind.

Das visuelle Feedback im zweiten Teil der Operation führt dann zu einer deutlichen Verbesserung der Kontrolle, ohne die Sicht auf das Gewebe zu beeinträchtigen. Gleichzeitig wird die Bewegungsgeschwindigkeit über die Pfeillänge visualisiert, überraschende und ruckartige Bewegungen werden vermieden.

Das anschließende Feedback der Chirurgen belegt, dass das Handling der Fernbedienung zusammen mit dem visuellen Feedback leicht zu erlernen und sehr intuitiv ist. Sie bestätigten, dass sich alle Bewegungen des Mikroskops zur intraoperativen Anpassung des Sichtfeldes voll motorisiert durchführen lassen. Eine deutliche Verbesserung des Arbeitsflusses und eine Reduzierung der Operationsdauer sei damit denkbar. Einzig die sicherheitsbedingte Begrenzung der Geschwindigkeit wurde als „zu strikt“ bemängelt.

7.2.3. Qualitative Eigenschaften der Fernsteuerung

Neben der einfachen und intuitiven Kontrolle der Fernbedienung sind weitere Eigenschaften für den intraoperativen Einsatz von Bedeutung, z.B. Funktionszeit, Reichweite und Latenz. Die in Kap. 4.3.1 definierten Anforderungen an ein kleines, kabelloses Bedienelement machen einen Kompromiss zwischen Baugröße und Nutzungsdauer erforderlich. Die Ladekapazität der verwendeten Batterie garantiert bei ununterbrochener Kommunikationsverbindung eine Funktionszeit von drei Stunden (Abb. 7.8). Diese Dauer kann aber durch Nutzung von Power-Down-Zuständen in Phasen der Inaktivität noch deutlich gesteigert werden.

Wie in Abb. 7.8 deutlich zu erkennen ist, nimmt der Ladezustand ab einer verbleibenden Spannung des Akkus von 3,5 V drastisch ab. Daher trennt die Fernbedienung bei einer Spannung von ca. 3,5 V automatisch die Verbindung und schaltet sich ab, um eine Beschädigung des Akkus durch Tiefenentladung zu vermeiden.

An die kabellose Kommunikation werden im medizinischen Umfeld besondere Anforderungen gestellt, z.B. Sicherheit, Schnelligkeit und Zuverlässigkeit. Diesen Aspekten

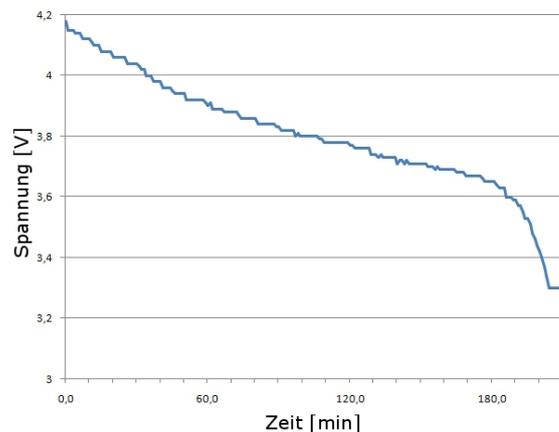


Abbildung 7.8.: *Ab einer Spannung des Akkus von ca. 3,5 V fällt diese drastisch und macht eine automatische Abschaltung der Fernbedienung zur Vermeidung einer Tiefenentladung erforderlich.*

wird durch den Einsatz der Bluetooth-Technologie Rechnung getragen. Der Verbindungsaufbau umfasst eine sichere Identifikation durch einen 72 Bit langen Access Code und eine Punkt-zu-Punkt Verbindung zwischen Sender und Empfänger. Gleichzeitig vermeidet das Frequenzsprungverfahren (Frequency Hopping) Störungen und Interferenzen mit anderen Geräten. Damit ist auch der Einsatz mehrerer Fernsteuerungen möglich, die jeweils an verschiedenen Instrumenten befestigt werden. Jede Steuerung besitzt eine eigene Identifikationsnummer, so dass eine eindeutige Zuordnung der Kommandos möglich ist. Zusätzlich werden belegte oder gestörte Funkkanäle mittels adaptiver Frequenzsprungverfahren vom normalen Frequenzsprungverfahren ausgeschlossen. Neben der Kommunikationssicherheit stellt insbesondere die Latenz einen entscheidenden Faktor für einen zuverlässigen Einsatz dar. Nur bei geringen Verzögerungen während der Kommunikation kann eine genaue Positionierung gewährleistet werden. Dieser Aspekt wurde mittels eines Testprogramms überprüft, das wiederholt ein einzelnes Byte an die Fernbedienung sendet und dabei die Zeit bis zum Eintreffen des Antwortbytes bestimmt. Die derart ermittelte Latenz beträgt 87 ms.

Die Ergebnisse verdeutlichen, dass die vorgestellte Funkfernbedienung in Kombination mit einem Joystick eine zuverlässige Möglichkeit zur Steuerung der motorisierten Bewegungen des Mikroskops bietet. Die einfache und intuitive Kontrolle lässt sich aus den Lernkurven der Testpersonen ableiten (Abb. 7.5). Der Einsatz der Bluetooth-Technologie gewährleistet eine sichere Kommunikation zwischen Fernbedienung und Mikroskop, ohne die Arbeit des Chirurgen durch zusätzliche Kabel zu behindern.

7.3. Autofokus

Der letzte Teil der Entwicklung eines vollständig motorisierten Assistenzsystems umfasst die automatische Fokussierung des Gewebes. Verschiedene Verfahren zur Unterstützung des Chirurgen bei dieser Aufgabe wurden bereits vorgestellt, eine detaillierte Übersicht ist in [97] zu finden. Diese Verfahren arbeiten in der Regel ausschließlich auf reinen Bilddaten, wohingegen der in Kapitel 5.3 vorgestellte Ansatz zusätzliche Informationen aus den beiden Strahlengängen des Stereomikroskops gewinnt.

Zur besseren Bewertung des implementierten Verfahrens erfolgt in diesem Kapitel ein Vergleich mit fünf Algorithmen, die einzig auf Grundlage der Bilddaten arbeiten. Alle Verfahren werden in unterschiedlichen Szenarien getestet und die Ergebnisse verglichen.

7.3.1. Verfahren zur automatischen Fokussierung

Unabhängig vom Lasermodul kann die am Lightrouter befestigte Kamera auch eigenständig für eine automatische Fokussierung verwendet werden. Zeichnet man das aktuelle Sichtfeld des Mikroskops auf, so lässt sich daraus die Bildschärfe auf Basis eines Fokuswertes berechnen. Für eine zuverlässige Fokussierung müssen folgende Eigenschaften erfüllt sein:

1. Bei monotonen Änderungen des Arbeitsabstands sind lokale Maxima oder Minima der Funktion zur Beschreibung des Fokuswertes zu vermeiden, um die Suche nach dem globalen Optimum zu erleichtern.
2. Der Algorithmus sollte störunanfällig gegenüber Rauschen sein.
3. Der maximale Fokuswert beschreibt das schärfste Bild.

Zu Vergleichszwecken wurden fünf Verfahren implementiert, die in der Literatur weit verbreitet und bereits seit längerem im Einsatz sind. Diese Algorithmen arbeiten ausschließlich auf den Kamerabildern f , die eine Auflösung von $B = 1024 \times H = 768$ Pixeln aufweisen.

Entropie: Nimmt man an, dass Bilder umso mehr Informationen enthalten je besser sie fokussiert sind, dann empfiehlt sich die Entropie zur Berechnung des Fokuswert [179].

$$FS_E = - \sum_I p_i \cdot \log_2(p_i) \quad (7.3)$$

wobei $p_i = h(i)/(B \cdot H)$ die Wahrscheinlichkeit für ein Pixel mit der Intensität i beschreibt.

Normalisierte Varianz: Der Algorithmus summiert mittelwertfreie Intensitätswerte auf und normiert diese [97]. Damit stellt FS_{NV} eine Funktion des Kontrastes dar:

$$FS_{NV} = \frac{1}{B \cdot H \cdot \mu} \sum_x^M \sum_y^N (f(x, y) - \mu)^2 \quad (7.4)$$

SML: Der Laplace-Operator findet oft bei der Hochpass-Filterung von 2D-Bildern Anwendung, um hohe Frequenzen im Bild zu bestimmen. Das gegenseitige Auslöschen der Ableitungen in x- und y-Richtung wird vermieden, indem nur die betragsmäßigen Ableitungen der Intensitäten Berücksichtigung finden (Sum of Modified Laplacian) [180].

$$FS_{SML} = \left| \frac{\delta^2 f(x, y)}{\delta x^2} \right| + \left| \frac{\delta^2 f(x, y)}{\delta y^2} \right| \quad (7.5)$$

SMD: Der Algorithmus „Sum Modulus Difference“ basiert auf den absoluten Gradienten des Bildes [181]. Der Operator hebt kleine Strukturen im Bild hervor, wobei insbesondere Kanten entlang der x- bzw. y-Richtung extrahiert werden. Die Summe der Intensitätsveränderungen wird nur auf jeweils direkt benachbarte Pixel angewandt.

$$SMD_x = \sum_x \sum_y |f(x, y) - f(x, y - 1)| \quad (7.6)$$

$$SMD_y = \sum_x \sum_y |f(x - 1, y) - f(x, y)| \quad (7.7)$$

$$FS_{SMD} = \sqrt{SMD_x^2 + SMD_y^2} \quad (7.8)$$

Tenengrad: Der Sobel-Operator detektiert auf einfache Weise alle Kanten mit vorgegebener Orientierung im Bild. Die Operatoren S_x und S_y zur Detektion von horizontalen bzw. vertikalen Kanten bestehen jeweils aus einer 3×3 -Matrix

$$S_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix}; \quad S_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \quad (7.9)$$

Die Faltung mit dem Sobel-Operator berechnet die Ableitung der Helligkeitswerte an jedem Bildpunkt und wird daher zur Darstellung hoher Frequenzen im Mikroskopbild als Grauwert eingesetzt. Unterstellt man, dass starke Helligkeitsänderungen im Originalbild f den Bereich der größten Intensität beschreiben, so ergibt die Faltung von f mit den Sobel-Operatoren S_x und S_y und die anschließende Summierung der Quadrate eine Funktion, die für scharfe Bilder maximal wird [182, 100].

$$FS_{TG} = \sum_H \sum_B S_x(x, y)^2 + S_y(x, y)^2 \quad (7.10)$$

Die Ergebnisse der Faltung einer fokussierten und einer defokussierten Szene sind für alle fünf Verfahren in Abb. 7.9 dargestellt. Die Entropie berechnet sich aus dem Histogramm der Bildintensitäten. Dabei wird die maximale Entropie eines fokussierten Bildes bei maximaler Ausprägung des lokalen Minimums (maximaler Kontrast) erreicht. Insbesondere bei den beiden letzten Algorithmen (SMD und Tenengrad) sind die Strukturen des fokussierten Originalbildes nach der Faltung deutlich zu erkennen, bei der normierten Varianz und SML sind diese hingegen deutlich geringer ausgeprägt.

7.3.2. Experimenteller Aufbau

Zur Validierung des implementierten Autofokus unter Nutzung der LEDs, die in den Strahlengang des Mikroskops integriert wurden, führen wir einen Vergleich mit den fünf oben beschriebenen Verfahren durch, die ausschließlich auf den Bildern des mikroskopischen Sichtfeldes arbeiten.

Die Verfahren werden in verschiedenen Szenarien angewandt. Dabei wird der Verlauf des Fokuswertes FS jeweils von drei unterschiedlichen Arbeitsabständen ausgehend

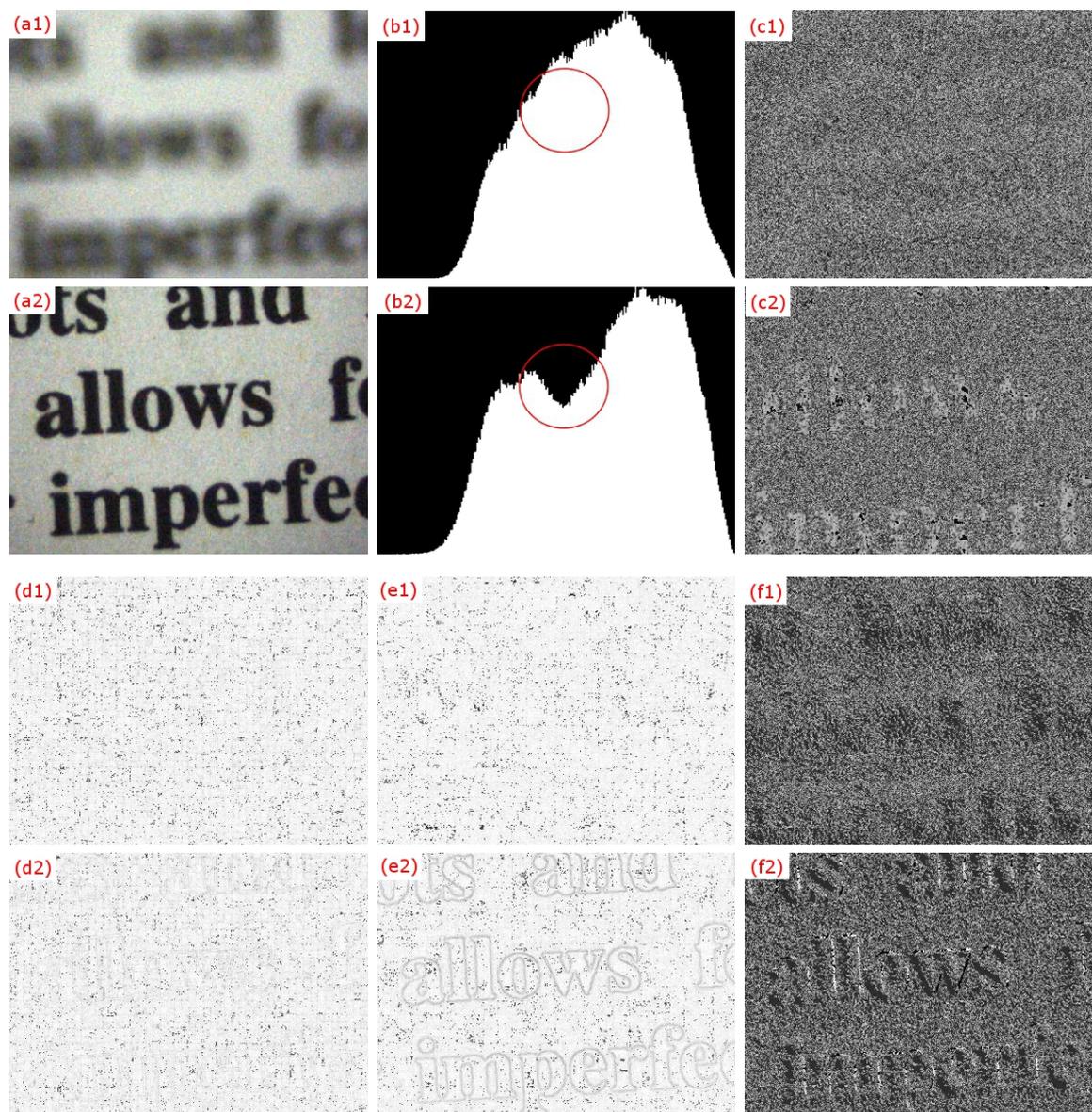


Abbildung 7.9.: Die Aufnahmen (a1) und (a2) zeigen je einen nicht fokussierten und einen fokussierten Bildausschnitt. Wendet man die Algorithmen zur automatischen Fokussierung auf diese Bildausschnitte an, so ergeben sich die folgenden Abbildungen: (b) Entropie, (c) normalisierte Varianz, (d) SML, (e) SMD und (f) Tenengrad.

für eine Distanz von $\pm 50 \text{ mm}$ ermittelt. Für jedes dieser Szenarien sind die Ergebnisse der Fokussierung aus zehn Wiederholungen gemittelt.

Gleichzeitig stellen wir den Verfahren zur automatischen Fokussierung die Ergebnisse

der manuellen Justierung gegenüber. Dazu wurden 15 Testpersonen gebeten, den Arbeitsabstand des Mikroskops für die zuvor beschriebenen Szenen jeweils bei gleicher Ausgangslage manuell einzustellen.

Aufgrund der hochgenauen Kalibrierung der LEDs mit einem Autokollimationsverfahren (Kap. 5.3.1) können diese zur Bestimmung des optimalen Arbeitsabstandes für alle Szenen verwendet werden. Dazu wird der Arbeitsabstand schrittweise um 1 mm verändert und ein Bild der Lichtpunkte im Sichtfeld des Mikroskops aufgezeichnet. Anschließend wird der Abstand der Lichtpunkte aus deren Schwerpunkten automatisch ermittelt. Der optimale Arbeitsabstand liegt dann bei minimalem Abstand der Lichtpunkte vor.

7.3.3. Ergebnisse

Die ermittelten FS_i sind für drei Szenarien in Abb. 7.10 grafisch dargestellt. Das erste Szenario zeigt ein flaches, ebenes Objekt und bietet eine optimale Umgebung für alle Algorithmen. Der mittlere Fehler beträgt maximal 2,9 mm, wobei der SML-Algorithmus am besten abschneidet. Aus Tab. 7.5 kann man entnehmen, dass auch der LED-basierte Algorithmus und die manuelle Fokussierung nur minimale Abweichungen aufweisen.

Die zweite Szene weist verschiedene Bereiche mit unterschiedlichen Abbildungstiefen auf, wodurch die Berechnung des Fokuswertes erschwert wird. Das Verfahren zur Entropie weist zwar an der Stelle des optimalen Arbeitsabstandes ein lokales Maximum auf, liefert aber trotzdem ein falsches Ergebnis, weil die Bereiche mit abweichender Abbildungstiefe das Bild dominieren. Der Kurvenverlauf zur normierten Varianz weist ein breites Plateau auf, so dass auch hier keine optimale Fokussierung erreicht werden kann. Alle anderen Verfahren liefern durch eindeutige, globale Maxima eine sehr gute Fokussierung.

Bei der dritten Szene handelt es sich um eine ex vivo Gewebeprobe. Ebenen unterschiedlicher Schärfentiefe und stellenweise fehlende Strukturen erschweren die automatische Fokussierung, wobei die Entropie teilweise komplett versagt. Dem Verlauf der Graphen in Abb. 7.10 ist zu entnehmen, dass kein eindeutiges Maximum bei der Ermittlung der Fokuswertes detektiert werden kann, so dass die teilweise sehr deutlichen Abweichungen vom optimalen Arbeitsabstand zu erklären sind.

Aus den Ergebnissen in Tabelle 7.5 geht hervor, dass die Fokussierung mithilfe der LEDs in allen untersuchten Fällen sehr zuverlässig funktioniert. Die mittlere Abwei-

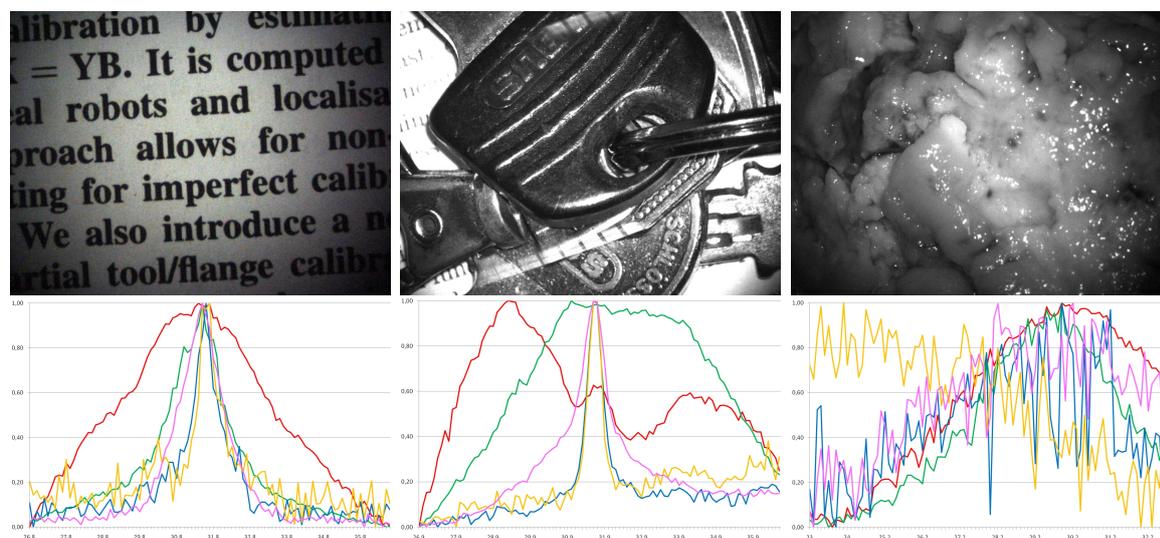


Abbildung 7.10.: Die Graphen (unten) zeigen den Verlauf der Fokuswerte bei drei unterschiedlichen Szenen (oben) für FS_E (rot), FS_{NV} (grün), FS_{SMD} (blau), FS_{SML} (orange), FS_{TG} (rosa). Szene 1: optimales Szenario, bei dem alle Verfahren sehr gut abschneiden, Szene 2: weist Bereiche mit unterschiedlicher Abbildungstiefe auf. Die Verfahren zu Entropie und normalisierter Varianz schlagen hier fehl. Szene 3: Bei der ex vivo Untersuchung einer Gewebeprobe weist kein Verfahren ein eindeutiges Maximum auf. Eine zuverlässige Fokussierung ist damit nicht mehr gewährleistet.

chung beträgt nur 1,3 mm mit einer Varianz von 0,9 mm. Insbesondere bei den Gewebeproben (Nr. 4 und 5) wird der Vorteil gegenüber den Verfahren deutlich, die ausschließlich auf Informationen im Bild arbeiten. Vergleicht man den LED-basierten Algorithmus mit der manuellen Fokussierung, so sind keine nennenswerten Unterschiede zu erkennen. Deshalb sollte der LED-basierte Algorithmus (Abb. 5.4) zur automatischen Fokussierung des Mikroskopbildes verwendet werden.

7.4. Augmented Reality

Die Augmented Reality (AR) dient dazu, dem Chirurgen wichtige Informationen direkt im mikroskopischen Sichtfeld anzuzeigen. Dazu müssen zwei grundlegende Voraussetzungen erfüllt werden [183]:

1. Eine hohe Überlagerungsgenauigkeit beim Herstellen des Bezugs zwischen realen

Tabelle 7.5.: Ergebnisse der automatischen und der manuellen Fokussierung. Die Genauigkeit der Justierung ergibt sich aus der Abweichung vom optimalen Arbeitsabstand. Mittelwert μ und Standardabweichung σ sind in mm angegeben.

	Entropie		Varianz		SMD		SML		Tenengrad		LEDs		manuell	
	μ	σ	μ	σ	μ	σ	μ	σ	μ	σ	μ	σ	μ	σ
1	1,9	1,9	1,4	1,7	1,5	1,6	0,3	0,5	1,7	1,6	1,5	0,8	1,3	1,2
	1,7	1,8	1,4	0,7	2,3	0,5	1,0	0,8	2,6	0,5	1,6	1,6	0,8	0,9
	2,9	1,2	1,9	1,2	1,9	0,6	0,9	0,6	2,1	0,9	1,5	1,1	1,2	0,8
2	8,8	1,1	1,9	0,9	2,6	0,8	1,1	0,3	2,7	0,9	1,4	1,3	1,2	1,2
	10,0	2,5	1,4	0,8	2,6	0,7	0,8	0,9	3,6	0,8	1,5	0,8	1,2	1,2
	16,8	1,5	3,3	1,2	4,7	0,8	3,0	0,8	6,7	1,2	1,4	1,1	1,0	1,1
3	1,8	1,0	3,8	1,2	0,0	0,0	1,0	0,0	0,1	0,3	1,3	0,7	1,2	1,3
	5,0	2,3	7,9	1,9	0,8	0,8	1,9	0,3	1,2	1,5	1,0	1,2	1,2	1,3
	7,5	8,6	5,2	4,5	1,8	1,2	5,5	1,3	3,3	3,5	0,8	0,6	1,4	1,5
4	48,5	0,5	10,4	3,2	3,4	0,7	5,2	6,3	3,4	1,0	1,7	1,2	1,4	1,6
	46,6	1,8	5,6	3,5	2,6	0,8	5,7	1,8	1,2	0,8	1,1	0,6	1,4	1,7
	42,4	4,2	40,8	2,7	4,4	4,5	5,1	1,8	7,6	2,4	1,1	0,9	1,2	1,5
5	6,5	2,5	6,0	2,9	1,1	0,6	1,1	0,9	1,5	0,5	1,0	0,8	2,0	2,2
	13,2	8,1	12,4	5,9	3,0	1,1	2,0	0,5	2,0	0,5	1,5	0,7	1,6	1,6
	13,6	5,6	10,2	5,1	6,2	9,8	5,2	1,2	6,6	1,3	1,3	0,9	2,0	2,2
	16,8	16,2	7,6	10,0	2,6	3,2	2,7	4,3	3,1	3,7	1,3	0,9	1,3	0,5

und virtuellen Elementen und

2. eine Interaktion in Echtzeit ermöglichen.

Eine zuverlässige Überblendung realer und virtueller Strukturen erfordert zunächst die Bestimmung der Linsenverzerrung, um mögliche Abweichungen des Abbildungsverhältnisses anpassen zu können. Nur so kann sichergestellt werden, dass der Chirurg durch zusätzliche Informationen jederzeit intraoperativ unterstützt wird.

7.4.1. Kamerakalibrierung

Bei der Abbildung eines realen Weltpunkts in einen Bildpunkt der Kamera kann es im Linsensystem der Kamera zu geringen Verzerrungen kommen, die zu Verfälschungen

der Messdaten führen. Der geometrische Abbildungsfehler des optischen Systems sorgt für eine lokale Veränderung des Abbildungsverhältnisses. Dabei unterscheidet man zwei Arten von Verzerrungen – radiale und tangentiale.

Die radiale Verzerrung skaliert den Abstand des Bildpunktes zum fokussierten Zentrum des mikroskopischen Sichtfeldes. Der vom Fokuspunkt ausgehende Richtungsvektor bleibt dabei erhalten.

Der Einfluss der tangentialen Verzerrung fällt dagegen deutlich geringer aus. Ausgehend vom Mittelpunkt des Sichtfeldes tritt diese entlang der Tangente senkrecht zum Richtungsvektor auf und nimmt ebenfalls mit wachsender Entfernung zum Mittelpunkt zu.

Die Verzerrung des Linsensystems kann daher in Abhängigkeit vom Radius r wie folgt beschrieben werden:

Sei $p_n = [x \ y]^T$ ein normalisierter Punkt in der Projektion und $r^2 = x^2 + y^2$. Dann ergibt sich nach dem Modell von Zhang [184] für den Punkt unter Berücksichtigung der Verzerrung

$$p_v = (1 + k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_5 r^6) p_n + \Delta p \quad (7.11)$$

mit dem tangentialen Verzerrungsvektor

$$\Delta p = \begin{bmatrix} 2k_3 xy + k_4(r^2 + 2x^2) \\ k_3(r^2 + 2y^2) + 2k_4 xy \end{bmatrix} \quad (7.12)$$

und den Verzerrungskoeffizienten $k_i, i = 1 \dots 5$, die die radiale und tangentiale Verzerrung beschreiben.

Insbesondere im Hinblick auf die Überlagerung des mikroskopischen Sichtfeldes mit zusätzlichen Informationen sind die kameraspezifischen Parameter des Mikroskops von besonderer Bedeutung. Deren Bestimmung erfolgt mittels Testfeldkalibrierung [185].

7.4.1.1. Experimenteller Aufbau

Zunächst werden 15 Ansichten eines Schachbrettmusters mit einer Auflösung von 1024×768 Pixeln aus unterschiedlichen Blickrichtungen formatfüllend aufgezeichnet. Da es bei der numerischen Bestimmung der Parameter zu Korrelationen dieser Parameter kommen kann, ist eine Maßstabsinformation zur Bestimmung der Kamera-

konstanten nötig. Daher wird in jedem Bild ein Bereich mit vollständig sichtbaren Feldern manuell markiert und die Anzahl der Felder in x- und y-Richtung bestimmt. Die Berechnung der intrinsischen Parameter erfolgt dann voll automatisch. Die Verzerrungskoeffizienten k_i werden dabei mithilfe der „Camera Calibration ToolBox“ von Matlab nach [186] bestimmt.

7.4.1.2. Ergebnisse

Die Optimierung mithilfe der „Camera Calibration Toolbox“ ergibt einen Pixelfehler von 0,25 in x- und 0,30 in y-Richtung. Die Verzerrungskoeffizienten k_2 , k_4 und k_5 sind Null. Damit vereinfacht sich Gleichung (7.11) für radiale und tangentielle Verzerrung zu

$$p_v = (1 - 1,36r^2) p_n + \begin{bmatrix} -0,02xy \\ -0,01(r^2 + 2y^2) \end{bmatrix} \quad (7.13)$$

Der Einfluss der Verzerrungskoeffizienten auf das Sichtfeld des Chirurgen ist in Abb. 7.11 (a) grafisch dargestellt. Die maximale Verschiebung eines Pixels beträgt 2,5 Pixel. Betrachtet man radiale und tangentielle Verzerrung unabhängig voneinander, so sind etwas größere Verschiebungen zu erkennen (Abb. 7.11, (b) und (c)). Allerdings weisen beide Verzerrungsarten unterschiedliche Richtungen auf, so dass sie sich in der Gesamtbetrachtung teilweise gegenseitig aufheben.

Die Ergebnisse zeigen, dass die auftretenden Linsenverzerrungen auf den Randbereich des mikroskopischen Sichtfeldes und auf wenige Pixel begrenzt sind. Damit sind die Voraussetzungen für eine zuverlässige und genaue Überlagerung realer Strukturen erfüllt und die Linsenverzerrungen können für die weiteren Betrachtungen vernachlässigt werden.

7.4.2. Genauigkeitsanalyse

Die Genauigkeit der Überblendung realer und virtueller Strukturen basiert auf mehreren Faktoren. In unserem Fall hängt diese maßgeblich von der Positioniergenauigkeit des Mikroskops ab (Kap. 7.1.1). Zusätzlich beeinflussen auch die Auflösung des Trackingsystems (ca. 0,25 mm), der Fehler bei der Kalibrierung des Mikroskops sowie bei der Registrierung zwischen realen und virtuellen Objekten die Qualität der

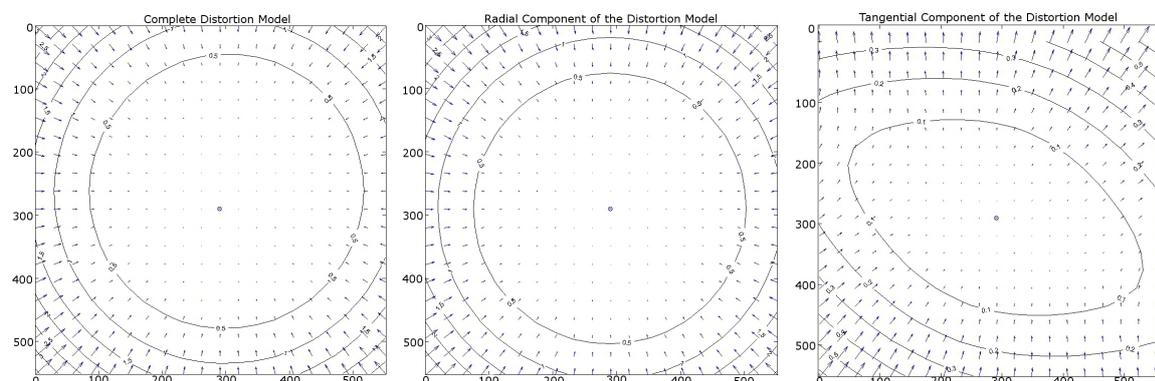


Abbildung 7.11.: Die Kamerakalibrierung erfolgt mithilfe der „Camera Calibration Toolbox“ von Matlab. Die maximale Verschiebung beträgt 2,5 Pixel (a). Bei unabhängiger Betrachtung der radialen (b) und tangentialen Verzerrung (c) sind etwas größere Fehler zu erkennen. Diese heben sich aber aufgrund unterschiedlicher Richtungen gegenseitig auf.

Überblendung. Insbesondere beim letztgenannten Faktor kann nicht davon ausgegangen werden, dass die zu den Landmarken korrespondierenden realen Punkte absolut exakt vom Nutzer angezeigt werden. Somit bleibt der Fehler, den der Mensch beim Lokalisieren der Landmarken am realen Objekt macht, nur schwer einzuschätzen. Eine genauere Untersuchung zur Bestimmung von Fehlern in aktuellen Systemen findet sich in [75, 187].

Neben der Genauigkeit stellt die Echtzeitfähigkeit einen wichtigen Parameter für den intraoperativen Einsatz dar. Jede Veränderung in der Orientierung des Mikroskops macht eine Anpassung der virtuellen Szene erforderlich. Die auftretende Latenz ist dabei maßgeblich für eine flüssige und ruckfreie Adaption der Szene verantwortlich.

7.4.2.1. Experimenteller Aufbau

Die Abweichungen der AR werden mithilfe von optischen Markern bestimmt. Dazu werden verschiedene Marker im Arbeitsraum positioniert, der zuvor bei der Kalibrierung des Mikroskops (Kap. 3.4) definiert wurde. Jeder Marker wird einzeln mittels Landmarken registriert, die Positionsbestimmung erfolgt durch ein Polaris Tracking-System.

Die Abweichung zwischen realer und virtueller Welt wird anhand von Rotations-, Translations- und Skalierungsfehlern bewertet. Die Berechnung erfolgt automatisch in der überlagerten Ansicht des Markers (Abb. 7.12). Rotations- und Skalierungsfeh-

ler lassen sich direkt aus den detektierten Kanten von realem und virtuellem Marker ermitteln, der Translationsfehler bezieht sich jeweils auf den Koordinatenursprung im Zentrum des Markers.

Die auftretende Latenz ergibt sich aus dem Zeitaufwand für Tracking, Kommunikation mit dem Mikroskop und der internen Verarbeitungszeit. Das Polaris Trackingsystem liefert die Position passiver Marker mit einer Frequenz von mindestens 40 Hz und kann daher bei der Bestimmung der Latenz vernachlässigt werden.

Die beiden verbleibenden Faktoren werden in zwei Experimenten untersucht. Zunächst wird ein passiver Marker im Arbeitsraum des Mikroskops verfolgt und die aktuelle Position in der AR eingeblendet, während das Mikroskop statisch bleibt. Die Videoüberwachung des Sichtfeldes stellt eine direkte Beziehung zwischen realem und virtuellem Marker her, so dass die Latenz der AR frame-genau bestimmt werden kann.

Im zweiten Schritt bleibt dann die Szene statisch und nur das Mikroskop wird bewegt. Auch hier dient die Videoüberwachung der Bestimmung der Gesamtlatenz, bestehend aus der zuvor ermittelten Latenz der AR und dem Zeitaufwand zur Aktualisierung der Mikroskopposition. Die Auswahl der Frames, die den Beginn der Mikroskopbewegung und den Zeitpunkt der Aktualisierung der Szene zeigen, erfolgt in beiden Fällen manuell.

7.4.2.2. Ergebnisse

Der max. Rotationsfehler beträgt $2,9^\circ$, der Translationsfehler $2,8\text{ mm}$ (gemessen im Zentrum des Markers) und der Skalierungsfehler $0,03$. Die Ergebnisse für fünf unterschiedliche Marker sind in Tab. 7.6 aufgelistet. Der resultierende Gesamtfehler bei der Überlagerung eines optischen Markers ist in Abb. 7.12 dargestellt.

Das Video zur Beobachtung des passiven Markers im Sichtfeld des Mikroskops wurde mit 25 Bildern pro Sekunde aufgezeichnet. Im ersten Teil wird die Latenz ausschließlich für die virtuelle Umgebung ermittelt und beträgt durchschnittlich zwei Frames (ca. 80 ms). Der zweite Teil der Untersuchung bestimmt die Verzögerung, mit der neue Positionen des Mikroskops an die virtuelle 3D-Umgebung übermittelt werden, diese beträgt durchschnittlich zwölf Frames (480 ms).

Durch den Einsatz einer Augmented Reality besteht nun die Möglichkeit, zusätzliche Informationen zu Patient und Assistenzsystem direkt in das mikroskopische Sichtfeld einzublenden, ohne dass der Chirurg den Blick vom Situs abwenden muss. Damit geht eine Verbesserung der intraoperativen Navigation einher.

Tabelle 7.6.: Vergleich von Rotations-, Translations- und Skalierungsfehlern bei der Überlagerung optischer Marker mittels AR.

Marker	Rotationsfehler	Translationsfehler	Skalierungsfehler
1	2,6°	2,5 mm	0,02
2	2,5°	2,3 mm	0,01
3	2,9°	2,8 mm	0,03
4	1,7°	2,1 mm	0,02
5	2,2°	2,2 mm	0,01

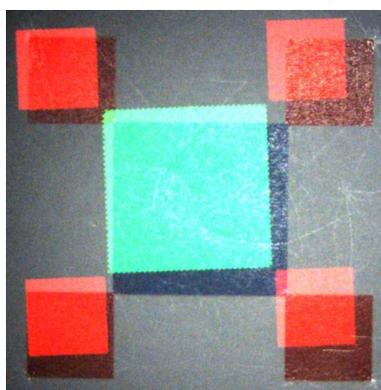


Abbildung 7.12.: Die Genauigkeit bei der Überlagerung der AR wird mithilfe von optischen Markern untersucht. Das blaue Quadrat hat eine Fläche von $20 \times 20 \text{ mm}^2$, die roten jeweils eine Fläche von $10 \times 10 \text{ mm}^2$. Der Rotationsfehler beträgt $2,9^\circ$, der Translationsfehler $2,8 \text{ mm}$ (gemessen im Zentrum des Markers) und der Skalierungsfehler $0,03$.

7.5. Optische Kohärenztomographie

Die Optische Kohärenztomographie dient als intraoperatives Diagnoseverfahren, das wichtige, zusätzliche Informationen über das Gewebe in vivo mit einer Eindringtiefe von bis zu 3 mm liefern kann. In Kombination mit dem motorisierten Mikroskop ergibt sich nun die Möglichkeit, große Gewebeflächen automatisch zu untersuchen und dem Chirurgen im Anschluss ein visuelles Feedback über den gesamten Scanbereich zu liefern.

Zur Validierung des neuen Verfahrens werden verschiedene Phantome und Gewebeproben untersucht. Die Phantome bestehen aus Gelatine, die mit Titaniumdioxid (TiO_2) unterschiedlicher Konzentration eingefärbt wurde. Je nach Konzentration des TiO_2

Tabelle 7.7.: Ergebnisse der automatischen OCT-Scans für verschiedene Proben. Die Auflösung bezieht sich jeweils auf einen einzelnen C-Scan. Der Registrierungsfehler ist in Pixeln und der Zeitaufwand für Datengewinnung und -verarbeitung in Sekunden angegeben.

OCT-Probe	Auflösung je Scan	Fehler	Scanzeit ¹	Rechenzeit ²
Gelatine	$50 \times 1500 \times 1024$	5	20	5,9
Finger	$50 \times 500 \times 1024$	10	21	14,0
Meningeom	$50 \times 1000 \times 1024$	17	28,5	12,1
Glioblastom 1	$50 \times 1000 \times 1024$	30	27,9	9,3
Glioblastom 2	$50 \times 1000 \times 1024$	25	28,3	11,8

wird Licht unterschiedlich reflektiert und die einzelnen Schichten der Probe im OCT-Bild sichtbar. Die Ergebnisse zu allen Proben sind in Tabelle 7.7 aufgeführt.

In Abb. 7.13 sind drei unterschiedliche Ansichten einer Phantomprobe zu sehen. Die oberste Ansicht zeigt den Querschnitt der Probe, die aus insgesamt fünf Schichten besteht. Die einzelnen Schichten sind darin deutlich zu erkennen. Im fusionierten B-Scan (mittlere Ansicht) sind drei der Schichten zu erkennen, wobei die untere Schicht nur noch schwach erscheint da ein Großteil des Lichts bereits in den beiden darüber liegenden Schichten gestreut wurde. Die untere Abbildung zeigt die 3D-Ansicht, die sich aus den fusionierten B-Scans ergibt. Sowohl der B-Scan als auch die 3D-Ansicht weisen keine signifikanten Sprünge im Verlauf der Gewebeoberfläche auf.

Die Ergebnisse des großflächigen Scans der ersten beiden Glieder eines Fingers sind in Abb. 7.14 zu sehen. Die obere Ansicht zeigt den B-Scan bestehend aus drei Einzelaufnahmen. Im Überlappungsbereich zwischen diesen Aufnahmen sind kleine Sprünge von wenigen Pixeln im Gewebeverlauf zu erkennen, die aufgrund des Maßstabs ($197 \text{ Pixel} \equiv 1 \text{ mm}$) vernachlässigt werden können. In der unteren 3D-Ansicht sind Nagel, Nagelhaut und Hautfalten deutlich zu erkennen. An den Seiten wird ein Teil des Fingers nicht mehr dargestellt, da nicht ausreichend Licht vom Gewebe zurück in den OCT-Scanner reflektiert wurde.

Abschließend wurden auch verschiedene Tumorproben (Glioblastom, Meningeom) nach einer Tumorresektion ex vivo untersucht. Ein Meningeom entsteht durch die Entar-

¹Die Scanzeit umfasst die eigentliche Aufnahmezeit für alle Scans und den Zeitaufwand für die Sondenpositionierung durch das Mikroskop.

²Die Rechenzeit bezieht sich auf die offline erfolgende Fusionierung der Datensätze.

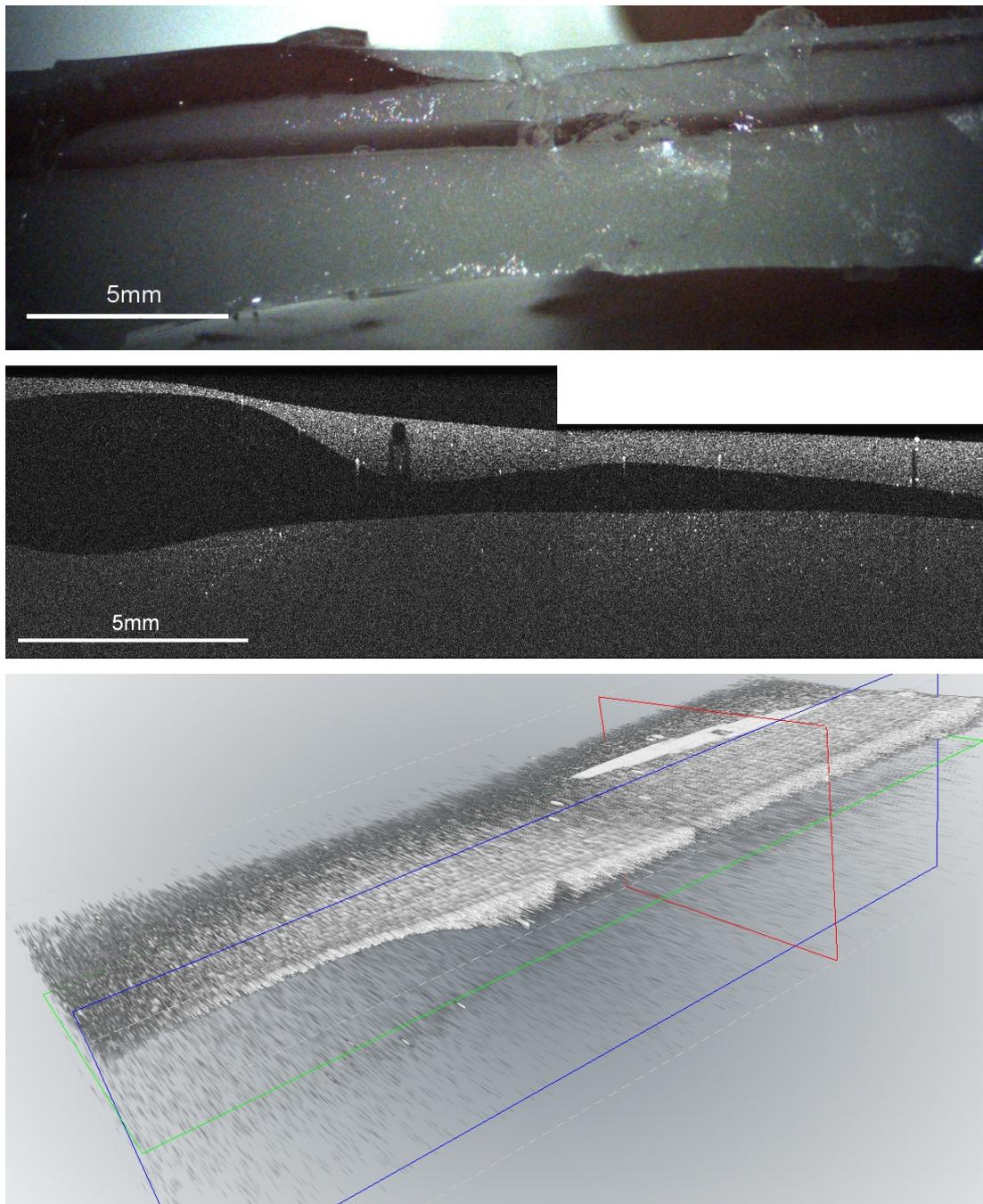


Abbildung 7.13.: Eine Gelatineprobe, bestehend aus fünf Schichten, wurde großflächig gescannt. Ein Querschnitt der Probe ist oben abgebildet. Der resultierende OCT-B-Scan (Mitte) und die 3D-Ansicht (unten) weisen keine signifikanten Sprungstellen auf.

tung von Zellen der Hirnhautschicht und verdrängt das umliegende Gewebe. Je nach Rezidivhäufigkeit und Prognose werden Meningeome in Grad I-III eingeteilt. Bei einem Glioblastom handelt es sich um einen bösartigen Tumor vom WHO-Grad IV. Eine Heilung ist derzeit noch nicht möglich, die Überlebenszeit kann aber durch Resektion und Bestrahlung verlängert werden. Ziel des Eingriffs ist daher die maximale Reduktion der Tumormasse bei minimalem Schaden für das umliegende Hirngewebe. In Abb. 7.15 sind die resultierenden Aufnahmen eines Glioblastoms zu sehen. Vergleicht man B-Scan und 3D-Ansicht mit dem Aufsichtsbild des Scanbereichs, so erkennt man, dass in beiden Fällen die Blutgefäße deutlich sichtbar sind. Die Ungenauigkeiten bei der Registrierung der Datensätze betragen nur wenige Pixel.

Die Ergebnisse verdeutlichen, dass die relative Lage der einzelnen Scans nach der Positionierung der OCT-Sonde durch das Mikroskop zuverlässig und sehr genau ermittelt wird. Die verbleibenden Ungenauigkeiten betragen nur wenige Pixel und können daher vernachlässigt werden.

7.6. Sicherheit

Mit der Umsetzung europäischer Richtlinien im Medizinproduktegesetz (MPG) [188] wurden Vorschriften geschaffen, um Sicherheit, Eignung und insbesondere den Schutz von Patienten und Anwendern eines Medizinproduktes sicherzustellen. Diese Vorschriften finden auch bei klinischen Prüfungen Anwendung. Nach §20 MPG muss dazu im Vorfeld unter anderem die sicherheitstechnische Unbedenklichkeit nach dem aktuellen Stand der Technik bestätigt werden. Weiterhin darf die Prüfung nur von entsprechend qualifiziertem und spezialisiertem Personal geleitet werden.

Daher wird in Vorbereitung auf eine klinische Prüfung ein Test der Steuersoftware in Bezug auf Robustheit, Funktionalität, Sicherheit und Bedienbarkeit durchgeführt. Dies erfordert zunächst die Definition sinnvoller Testfälle und im weiteren Verlauf eine detaillierte Dokumentation der Ergebnisse.

Auf Grundlage des Quellcodes lassen sich strukturorientierte Tests zur softwaretechnischen Realisierung des Systems ableiten. Zu Beginn wird ein Fehlerprotokoll zur einheitlichen und vollständigen Darstellung der Fehler entworfen (Tab. 7.8). Neben dem exakten Ursprungsort des Fehlers (I01 - I06) ist vor allem eine genaue Beschreibung (B01 - B05) erforderlich. Um eine vollständige Bearbeitung der Fehler zu gewährleisten, wird der Verlauf der Fehlerbehebung dokumentiert (F01 - F08). Die einzelnen Fehler werden entsprechend der Prioritätsklassen in Tab. 7.9 unterschieden.

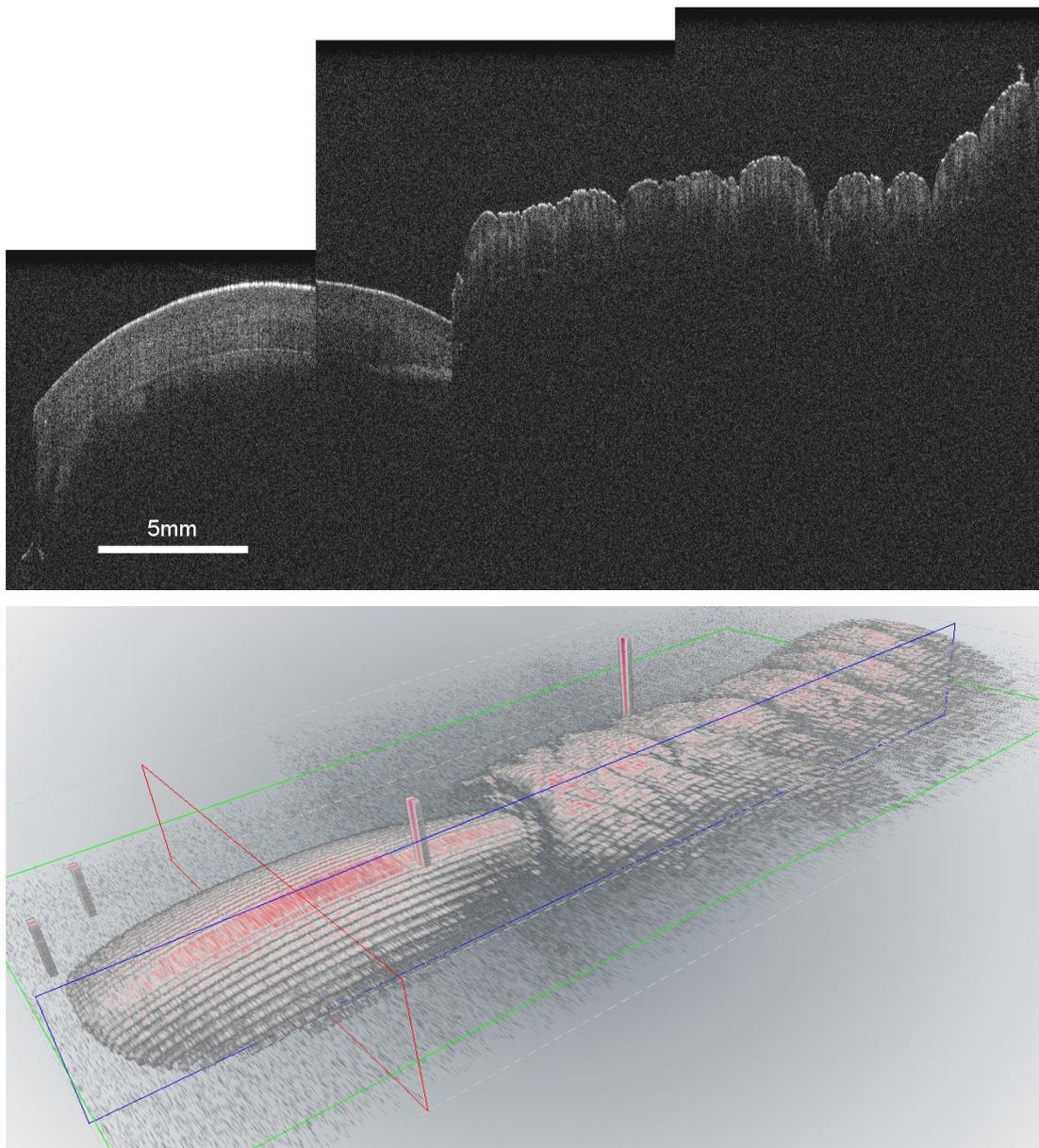


Abbildung 7.14.: Der B-Scan (oben) zeigt die ersten beiden Glieder eines Fingers und besteht aus drei Aufnahmen. Die resultierende 3D-Ansicht (unten) lässt Nagel, Nagelhaut und Hautfalten deutlich erkennen.

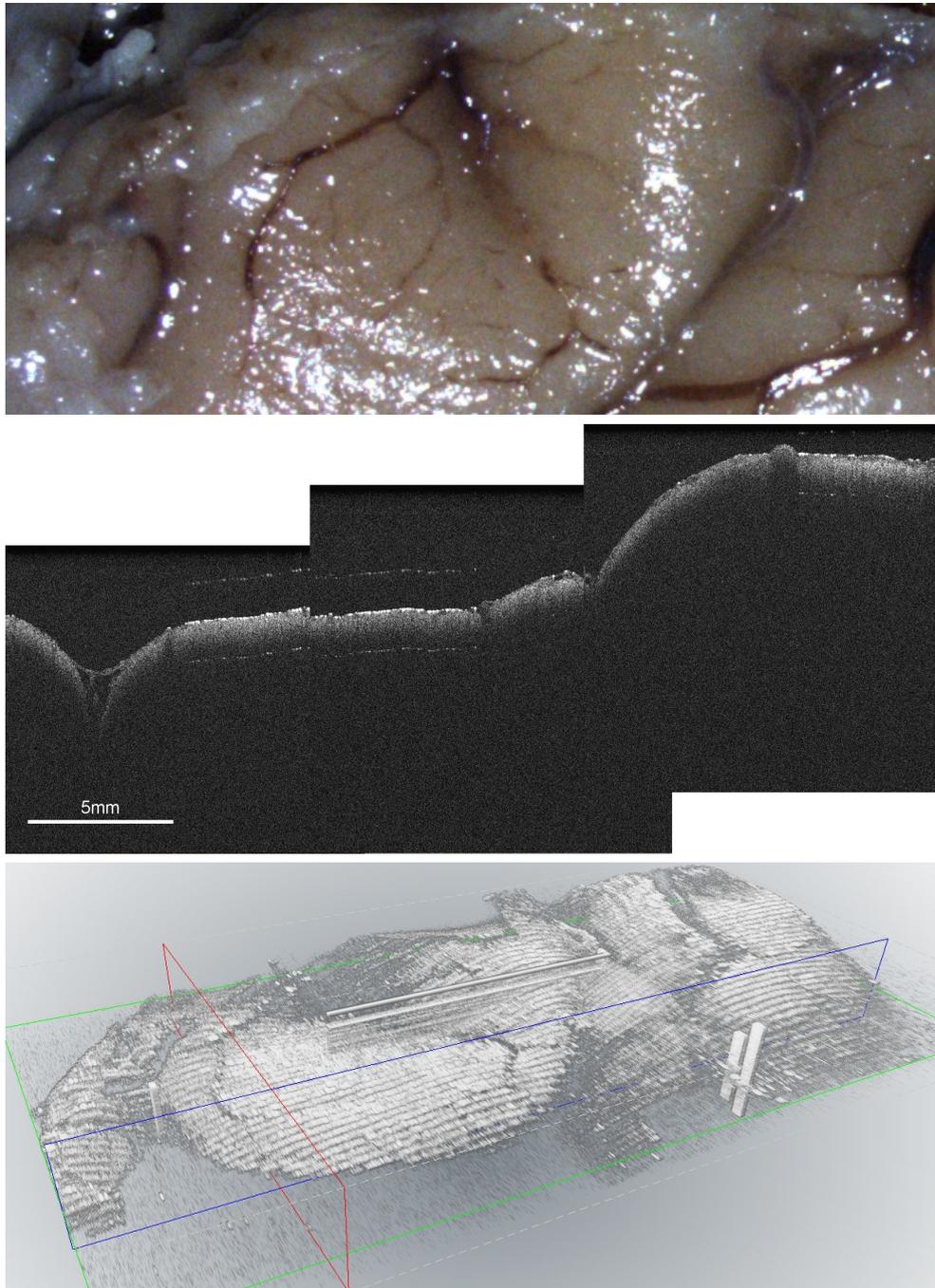


Abbildung 7.15.: Der Vergleich des Auflichtbildes einer ex vivo Tumorprobe (oben) mit dem B-Scan (Mitte) und der 3D-Ansicht (unten) lässt den Verlauf der Blutgefäße in beiden Ansichten der Scans deutlich erkennen.

Tabelle 7.8.: Fehlerprotokoll

Fehlerprotokoll - Motorisiertes OP-Mikroskop			
Fehlerdaten	F01	Fehler-Nr.:	
	F02	gefunden am:	
	F03	gefunden von:	
	F04	Revision:	
	F05	behoben am:	
	F06	behoben von:	
	F07	behoben in Revision:	
	F08	Prioritätsklasse:	
Identifikation	I01	Projektname:	
	I02	Modul / Package:	
	I03	Klasse:	
	I04	Datei:	
	I05	Funktion:	
	I06	zugehöriger Testfall:	
ergänzende Beschreibungen	B01	Verweis auf weitere Fehler:	
	B02	Fehlerbeschreibung:	
	B03	Anmerkung (Entdecker):	
	B04	Anmerkung (Entwickler):	
	B05	Endzustand:	<input type="checkbox"/> Fehler behoben <input type="checkbox"/> Fehler zurückgewiesen (siehe B04)

7.6.1. Teststrategie

Die Teststrategie für die Steuerung des Mikroskops basiert auf dem allgemeinen „V-Modell“ [189]. Damit geht eine chronologische Überprüfung der einzelnen Entwicklungsphasen einher. Aufgrund des aktuellen Projektfortschritts erfolgt die Testentwicklung hier nur teilweise parallel zur Systementwicklung. Der modulare Aufbau des

Tabelle 7.9.: Prioritätsklassen

Klasse	Bedeutung
1	Systemabsturz oder Sicherheitsverletzung mit ggf. Datenverlust; das Testobjekt ist in dieser Form nicht einsetzbar
2	Wesentliche Funktion ist fehlerhaft; Anforderungen nicht beachtet oder falsch umgesetzt; das Testobjekt ist nur mit großer Einschränkung einsetzbar
3	Funktionale Abweichung bzw. Einschränkung; das System kann mit Einschränkungen genutzt werden.
4	Geringfügige Abweichung; System kann ohne Einschränkung genutzt werden
5	Schönheitsfehler; System kann ohne Einschränkung genutzt werden
6	Potenzielle Fehlerquelle; System kann ohne Einschränkung genutzt werden

Systems kommt dieser Strategie entgegen, da Änderungen an einzelnen Elementen durchgeführt werden können, ohne das Gesamtsystem zu beeinflussen.

In der objektorientierten Programmierung nehmen Klassen unterschiedliche Zustände ein, die den Ablaufplan des Programms beeinflussen können. Nach [190] unterscheidet man zwischen non-modalen, unimodalen, quasimodalen und modalen Klassen. Insbesondere die letztgenannten Klassen stellen beim Testen eine besondere Herausforderung dar, denn die Methoden können sich gegenseitig aufrufen und damit die Zustände der Klassenvariablen dynamisch verändern.

Alle Elemente werden zunächst individuell einem Review und einem Komponententest unterzogen, um grundlegende Fehler schnell und präzise aufdecken zu können. Dabei sind sowohl Entwickler als auch externe Tester in den Reviewprozess involviert. Die Isolierung der Komponenten macht den Einsatz von Dummy-Elementen erforderlich, die direkte Abhängigkeiten zu anderen Komponenten widerspiegeln. Einzelne Komponenten oder Teilprogramme können in Java mit dem JUnit-Framework getestet werden. Testrahmen, Dummies und Testtreiber lassen sich damit direkt implementieren und verhindern, dass Fehler aus anderen Klassen in die Bewertung einfließen.

In einer zweiten Testphase werden die möglichen Werte für Eingabefelder einer Be-

Tabelle 7.10.: Grenz- und Äquivalenzklassenwerte der Methode „setElement“ der Klasse „Quadrix“.

Äquivalenzklassenwerte	Methode	Datentyp	Wert	Repräsentant aus:
Äquivalenzklassenwerte	Integer	Integer	+500	Positiver Wertebereich
			0	$x = 0$
			-500	Negativer Wertebereich
	Double	Double	+500,0005	Positiver Wertebereich
			0	$x = 0$
			-500,0005	Negativer Wertebereich
Grenzwerte	Integer	Integer	Integer.MAX_VALUE	
			Integer.MIN_VALUE	
	Double	Double	Double.MAX_VALUE	
			Double.MIN_VALUE	
			Double.MIN_NORMAL	
			Double.NEGATIVE_INFINITY	
			Double.POSITIVE_INFINITY	
Double.NaN				

nutzeroberfläche oder für Übergabeparameter einer Funktion in Äquivalenzklassen (dynamisches Blackbox-Verfahren) kategorisiert. Dabei wird angenommen, dass sich die Testobjekte für alle Werte einer Äquivalenzklasse identisch verhalten [191]. Für den Test wird aus jeder Äquivalenzklasse ein Repräsentant gewählt. Bei Mehrfachbedingung oder bei mehreren Übergabeparametern ergeben sich damit verschiedene Kombinationen der Übergabeparameter aus den Grenzwerten der Äquivalenzklassenrepräsentanten. Diese Werte sind beispielhaft für die Methode „setElement“ der Klasse „Quadrix“ in Tabelle 7.10 aufgeführt.

Der Test der Nutzer-System-Interaktion basiert auf einem Use-Case-Diagramm (UCD). Jedem Anwendungsfall wird direkt ein Testfall zugeordnet, so dass die Reproduzierbarkeit des Tests stets gewährleistet ist.

Der abschließende Systemtest prüft, ob alle funktionalen und nicht funktionalen Anforderungen vollständig, fehlerfrei und angemessen umgesetzt wurden [191]. Unter nicht funktionalen Anforderungen versteht man dabei Qualitätsmerkmale, wie z.B. Latenzzeit oder Robustheit gegen Fehleingaben des Nutzers. Während die Latenzzeiten be-

Tabelle 7.11.: *Ergebnisse des Softwaretests in Abhängigkeit der Fehlerprioritäten.*

Testmethode	Prioritätsklasse					
	1	2	3	4	5	6
1. Test der Ausnahmebehandlungen	-	-	-	1	-	22
2. Review	-	1	-	-	3	12
3. Robustheitstest der Systemebene	-	2	6	-	-	1
4. Funktionalitätstest der Systemebene	3	2	1	-	-	-
5. Sicherheit	-	-	-	-	-	-
Gesamt	3	5	7	1	3	35

reits in den Kapiteln 7.2 und 7.4 untersucht wurden, wird hier in Bezug auf die Robustheit in erster Linie geprüft, ob mögliche Ausnahmen der Klassen abgefangen und verarbeitet werden, um einen Systemabsturz zu vermeiden.

Die funktionalen Anforderungen hingegen beziehen sich auf den vollständigen Funktionsumfang bei korrekt laufenden Einzelfunktionen und deren Zusammenwirken.

7.6.2. Ergebnisse

Der Softwaretest ergab insgesamt 54 Fehler, wobei mit 39 Fehlern der Großteil auf die Klassen vier bis sechs (Tab. 7.9) entfällt und das System trotzdem ohne Einschränkung genutzt werden kann. Die genaue Unterteilung entsprechend der Prioritätsklassen ist Tabelle 7.11 zu entnehmen. Darin ist klar zu erkennen, dass die ersten beiden Testmethoden vornehmlich Fehler geringer Priorität entdecken, da sie ausschließlich auf dem Quellcode basieren. Fehler höherer Priorität treten vornehmlich während der Laufzeit der Software auf und sind auf fehlerhafte Bedienung oder das Zusammenwirken mehrerer Fehlerquellen zurückzuführen.

Fehler, die durch falsche Bedienung verursacht werden, sind speziell in einem Test zur Benutzbarkeit der Software zu untersuchen [191]. Dabei ist vor allem auf eine eindeutige Beschreibung der verschiedenen Funktionen zu achten. Zusätzlich müssen nicht benötigte Programmelemente deaktiviert werden (Erwartungskonformität). Durch den Einsatz der NetBeans IDE stehen zusätzliche Funktionen zur Verfügung, die in der Steuerungssoftware keine sinnvolle Verwendung haben aber den Anwender zu Fehleingaben verleiten können.

Diese Ergebnisse stellen eine richtungsweisende Momentaufnahme dar, setzen aber

auch eine kontinuierliche Überprüfung der Weiterentwicklungen voraus, um die Vorgaben des MPG in Bezug auf Eignung und Sicherheit für Patient und Anwender gewährleisten zu können. Da eine falsche Bedienung zu Fehlern höherer Priorität führen kann, wird die Forderung nach qualifiziertem Personal zur Durchführung der Prüfung nochmals verdeutlicht.

8. Diskussion

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse des vorherigen Abschnitts diskutiert. Insbesondere die Bewertung hinsichtlich der im Verlauf dieser Arbeit definierten Anforderungen steht dabei im Vordergrund. Beginnend mit der Motorisierung des Mikroskops und der neu entwickelten Fernbedienung werden die erweiterten Möglichkeiten des motorisierten Assistenzsystems betrachtet. Im zweiten Teil des Kapitels werden die neuen Anwendungen des Systems diskutiert, wobei insbesondere die automatische Fokussierung, die Augmented Reality und die Integration der Optischen Kohärenztomographie bewertet werden.

8.1. Motorisierung

Das Ziel der Motorisierung ist es, den Chirurgen bei der Bedienung des Mikroskops zu unterstützen. Einfache Aufgaben wie die Positionierung oder Fokussierung unterbrechen bisher die eigentliche Arbeit und machen das wiederholte Ablegen und Aufnehmen der Instrumente erforderlich.

Die grundlegenden Anforderungen an die Motorisierung wurden in Kapitel 2 erläutert. Obwohl in der Vergangenheit bereits alternative Systeme zur Erfüllung dieser Anforderungen entwickelt wurden (z.B. MKM oder SurgiScope) gibt es zwei wesentliche Gesichtspunkte, die den präsentierten Ansatz motivieren: 1) Die Kombination aus Automatik und manuellem Modus bietet ein breites Anwendungsgebiet und trägt gleichzeitig den hohen Sicherheitsanforderungen Rechnung, 2) die Mobilität des Systems gewährleistet sowohl einen hohen Grad an Flexibilität bei der Wahl des Einsatzortes als auch die Möglichkeit, das System bei Bedarf schnell aus der unmittelbaren Umgebung des Patienten zu entfernen.

Mit der Erweiterung eines bestehenden Mikroskops gehen aber auch Einschränkungen beim konstruktionalen Entwurf einher. Das kinematische Design stellt sechs Freiheitsgrade zur Verfügung und ist bereits von Beginn an fest vorgegeben. Die Architektur

der Mikroskopaufhängung wirft zusätzliche Anforderungen an die kinematischen Berechnungen auf, begrenzt gleichzeitig aber auch die Anzahl möglicher Singularitäten. Nach [175] werden Roboter insbesondere hinsichtlich absoluter Genauigkeit, Wiederholgenauigkeit und Auflösung bewertet. Jeder dieser Parameter hängt von verschiedenen Komponenten ab (z.B. Motoren, Encoder) und wird zusätzlich durch den SW-Controller und den Produktionsprozess beeinflusst.

Die Parallelogrammstruktur trägt zwar zu einer verbesserten Steifigkeit des Stativarms bei, kann aber trotzdem die Verformungen, beruhend auf dem Gewicht von Mikroskop und Lightrouter, nicht verhindern. Dies hat maßgeblichen Einfluss auf die Positioniergenauigkeit des Mikroskops. Aus Tabelle 7.1 wird ersichtlich, dass der Hauptanteil am Gesamtfehler bei absoluter Positionierung auf die Höhe (z -Achse) entfällt. Der Gewichtsausgleich verbessert zwar das manuelle Handling und ermöglicht den Einsatz kleinerer Motoren und Bremsen, führt aber gleichzeitig auch zu Abweichungen vom kinematischen Modell des Mikroskops.

Bei der Wiederholgenauigkeit erreicht das Mikroskop dagegen maximale Abweichungen von unter 1 mm (Tab. 7.2). Damit werden die Anforderungen im klinischen Alltag für die Positionierung zur reinen Beobachtung des Gewebes erfüllt. Insbesondere vor dem Hintergrund, dass das Sichtfeld einen Durchmesser von mindestens 11 mm aufweist, sind Abweichungen des FoV von unter 9% vernachlässigbar.

Aufgrund des enormen Hebelarms von bis zu 1700 mm sind Schwingungen des Mikroskops unvermeidlich. Diese treten sowohl bei automatischen als auch bei manuellen Bewegungen auf. Bei letzteren fallen sie aber weniger stark ins Gewicht, da der Nutzer einen Teil des Gewichts während der Bewegung trägt und damit eine aktive Dämpfung erzeugt. Im Automatikmodus werden Schwingungen durch zusätzliche Dämpfer und eine exponentielle Verzögerungsrampe begrenzt. Dadurch weisen die tatsächlich auftretenden Schwingungen eine ähnliche Amplitude wie bei manuellen Bewegungen auf und klingen innerhalb einer Sekunde nach Erreichen der Zielposition ab. Damit führt die Dynamik des Mikroskops weder zu einem unscharfen Sichtfeld, noch stellt sie ein Sicherheitsrisiko dar.

Eine wesentliche Herausforderung bei der Motorisierung des Mikroskops liegt in der Gewährleistung der Sicherheit für Patient und OP-Personal. Zu diesem Zweck wurde der manuellen Bewegung des Systems die höchste Priorität zugeordnet. Die Aktivierung dieses Modus führt zur sofortigen Auskupplung der Motoren, so dass das Mikroskop frei beweglich ist und aus dem Gefahrenbereich entfernt werden kann. Mehrere Notaus-Schalter, verteilt über das gesamte System, gewährleisten einen schnellen und

direkten Zugriff auf das System. Im Automatikmodus wird die Sicherheit durch eine Begrenzung der Geschwindigkeiten und der maximal möglichen Distanz einer Bewegung gewährleistet. Zusätzlich ist eine Höchstgeschwindigkeit in den Registern der Schrittmotorklemmen der SPS (Kap. 4.1) gespeichert.

Damit bietet die Kombination aus software- und hardwarebasierten Methoden bereits einen guten Schutz, um schnell auf unvorhergesehene Bewegungen reagieren zu können. Ein weiterer Schritt zur Erhöhung der Sicherheit und zur Vermeidung unbeabsichtigter Bewegungen des Mikroskops wäre die Verwendung eines „Totmannschalters“. Automatische Bewegungen wären dann nur bei gleichzeitiger Betätigung dieses Schalters möglich.

Zusätzlich muss der in Kapitel 7.6 beschriebene Softwaretest auch während zukünftiger Weiterentwicklungen fortgesetzt werden. Daher stellen die hier in diesem Zusammenhang präsentierten Ergebnisse eine richtungsweisende Momentaufnahme dar.

8.2. Fernbedienung

Die grundlegenden Voraussetzungen für die Fernbedienung des Mikroskops bestehen in einer intuitiven Kontrolle und einer einfachen Integration in den bisherigen Arbeitsablauf des Chirurgen (Kap. 7.2). Dabei wurden die Anforderungen an die Funktionalität der Steuerung auf häufig benötigte Anwendungen begrenzt, um deren Menüstruktur nicht zu komplex werden zu lassen. Als Trägerinstrument für die Fernbedienung eignet sich am ehesten der Sauger, da dieser keine filigrane Handhabung erfordert.

Die Untersuchung möglicher Varianten zur Kontrolle des Systems konnte zeigen, dass insbesondere bei der Positionierung des Mikroskops ein 2D-Eingabegerät für eine intuitive Kontrolle unerlässlich ist. Diese Anforderung wird sowohl vom Joystick als auch vom Beschleunigungssensor erfüllt. Alternative Varianten (z.B. Sprache oder Gestik), die bei verschiedenen Systemen bereits für die Mensch-Maschine-Interaktion zum Einsatz kommen, sind für den klinischen Einsatz nicht geeignet. Die Richtungsdefinition in 2D ist kaum realisierbar oder es erfordert das Ablegen der Instrumente, wodurch der übliche Arbeitsablauf unterbrochen wird.

Der Beschleunigungssensor liefert die erforderlichen 2D-Richtungsangaben zwar mit ausreichender Genauigkeit und hoher Auflösung, macht aber auch gleichzeitig das Bewegen des zugehörigen Instruments erforderlich. Insbesondere vor dem Hintergrund, dass es sich dabei in der Regel um den Sauger handelt, wird deutlich, dass eine Bewegung des Instruments unter Umständen nicht möglich ist. Aus diesem Grund bietet

sich der Joystick bei vergleichbaren Parametern für Navigationsaufgaben an.

Aber auch der Joystick gewährt keine intuitive Kontrolle, solange nicht sichergestellt werden kann, dass Mikroskop und Fernbedienung achsenparallel ausgerichtet sind. Eine Möglichkeit besteht im Tracken der Instrumente, um deren relative Lage zum Mikroskop bestimmen zu können. Auch wenn Trackingsysteme bereits bei vielen Eingriffen standardisiert zum Einsatz kommen, bleibt trotzdem noch das „Line-of-sight-Problem“ zu berücksichtigen. Da eine ständige Sichtverbindung bestehen muss, fällt das Aufwand-Nutzen-Verhältnis negativ aus.

Alternativ dazu kann die Lage des Joysticks relativ zum Mikroskop aber auch vom Nutzer direkt bewertet werden. Die diesbezüglichen Ergebnisse haben gezeigt, dass schon ein visuelles Feedback im Sichtfeld des Chirurgen in Form eines Richtungspfeils ausreicht, um diese Beziehung herzustellen. Damit lassen sich Richtung und Geschwindigkeit der Bewegung direkt anzeigen, ohne den Blick auf den Situs zu stören.

Für die kabellose Kommunikation mit dem System wurde Bluetooth gewählt, da es bei einem maximalen Energieausstoß von 5 *mW* arbeitet. Damit liegt es deutlich unter den Werten von Mobiltelefonen [88]. Zusätzlich müssen die Anforderungen der Medical Devices Directive (Richtlinie 93/42/EWG des Rates vom 14. Juni 1993 über Medizinprodukte), die elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) nach Norm EN 60601-1-1, eine Fehlermöglichkeiten-Einflussanalyse (FMEA) und ein Risikomanagementprozess nach EN 14971 erfüllt werden.

Zusätzlich muss auch das „Bluetooth Qualification Program“ erfüllt werden, um in Interoperabilitätstests zu zeigen, dass die Bluetooth-Profilen korrekt implementiert und der Protokollstack mit einem Referenzsystem fehlerlos kommunizieren kann. Diese Tests konnten bisher noch nicht durchgeführt werden und müssen parallel zur Untersuchung der Sterilisierbarkeit der Fernbedienung erfolgen. Da aber Bluetooth bereits von der Food and Drug Administration (FDA), der amerikanischen Arzneimittelzulassungsbehörde, als zulässiger Standard akzeptiert wurde [192], sind entsprechende Module mittlerweile kommerziell erhältlich, so dass ausschließlich das Zusammenwirken mit den übrigen Komponenten der Fernbedienung detailliert zu untersuchen bleibt.

Mit der Erfüllung dieser Anforderungen steht eine Fernbedienung für den klinischen Einsatz zur Verfügung, die sowohl über eine angemessene Reichweite als auch über ausgiebige Sicherheitsmerkmale verfügt. Zusätzlich verdeutlichen die Ergebnisse in Abb. 7.5 einen deutlichen Lerneffekt bereits nach einer kurzen Trainingsphase. Dies unterstreicht die Annahme, dass sich der Joystick leicht in den chirurgischen Arbeitsprozess integrieren lässt.

8.3. Autofokus

Nachdem der Chirurg durch die Motorisierung des Mikroskops von manuellen Positionierungsaufgaben entlastet werden kann, ergibt sich die Notwendigkeit, auch die optischen Parameter des Systems anpassen zu können, ohne den Arbeitsfluss zu unterbrechen. Die einfachste Variante besteht bei konstantem Vergrößerungsfaktor in der automatischen Anpassung des Arbeitsabstandes.

Dazu sind in der Literatur zahlreiche Verfahren zu finden [97, 98, 99, 100, 101], die in der Regel einen Fokuswert basierend auf Merkmalen einzelner Bilder berechnen. Unter bestimmten Bedingungen haben diese Algorithmen Vorteile gegenüber dem LED-basierten Ansatz und erreichen in Tabelle 7.5 teilweise sehr gute Ergebnisse. Allerdings wirkt sich die Notwendigkeit merkmalsbasierter Verfahren nach deutlichen Strukturen im Bild für den klinischen Einsatz nachteilig aus.

Die Einsatzbedingungen können sich für das Mikroskop während einer Operation signifikant verändern und machen daher ein robustes und zuverlässiges Verfahren für die automatische Fokussierung erforderlich. Für Stereomikroskope ergibt sich aber aufgrund der beiden Strahlengänge ein geometrischer Ansatz, der völlig ohne Bildmerkmale auskommt. Der optimale Arbeitsabstand wird nur bei Überlagerung der Lichtstrahlen aus beiden Strahlengängen in einem einzigen Punkt erreicht.

Die Kombination aus Begrenzung der „Region of Interest“ (RoI) und der Verwendung von Differenzbildern ermöglicht eine schnelle und stabile Detektion der Lichtpunkte im Bild. Der Abstand der Lichtpunkte kann zwar für große Distanzen nicht genutzt werden, um die Abweichung vom optimalen Arbeitsabstand direkt zu bestimmen, sie liefert aber einen ausreichenden Anhaltspunkt für eine erste grobe Fokussierung. Die Untersuchungen in Kapitel 5.3 konnten aber auch zeigen, dass zumindest für geringe Abstände der Lichtpunkte ein proportionaler Zusammenhang mit dem Fehler des Arbeitsabstandes besteht, so dass die optimale Fokussierung im zweiten Schritt erreicht wird.

Dieses Vorgehen lässt sich durchaus mit der manuellen Fokussierung vergleichen. Auch hier findet in der Regel zunächst eine grobe Justierung statt, bei der eine Einstellung über den optimalen Punkt hinaus erfolgt. Im Anschluss geht die Konfiguration des optimalen Arbeitsabstandes dann in kleinen Schritten vorstatten.

Der Berechnungsaufwand ist für alle Algorithmen vergleichbar, da sich die zu untersuchende RoI jeweils begrenzen und die Berechnung damit signifikant beschleunigen lässt.

Wie die Ergebnisse in Tabelle 7.5 verdeutlichen, schneiden die bekannten merkmalsbasierten Verfahren (z.B. SMD oder SML) teilweise besser ab als der LED-basierte Algorithmus. Sie zeigen aber auch, dass der LED-basierte Ansatz zuverlässig fokussiert und im Schnitt über alle getesteten Szenarien besser abschneidet.

8.4. Augmented Reality

Aktuelle Verfahren der Neuronavigation gewährleisten eine sinnvolle Hilfe für die intraoperative Orientierung bei komplexen räumlichen Verhältnissen. Dabei wird zwar eine zunehmende Integration in den chirurgischen Arbeitsfluss angestrebt, in der Regel muss der Chirurg aber noch immer die Beziehung zwischen Navigationsdaten auf einem Bildschirm und dem Situs eigenständig herstellen.

Vor dem Hintergrund, dass eine bildbasierte Verbesserung der Genauigkeit eine deutliche Verringerung des Operationsrisikos und eine Minimierung der Invasivität bei Tumoresektionen ermöglicht, wodurch z.B. wichtige Hirnareale bei neurochirurgischen Eingriffen geschont werden können, erscheint eine räumliche Trennung von Navigationsdaten und Situs nicht sinnvoll.

Die Entwicklung von Augmented Reality Systemen für die Medizin bietet die Möglichkeit, den Situs mit relevanten Informationen orts- und maßstabsgetreu zu überlagern und damit Orientierung und Navigation weiter zu optimieren. Neben Head Mounted Displays [111] und Optical-See-Through-Displays [113] bietet sich insbesondere in der Neurochirurgie das Mikroskop aufgrund der deutlich höheren Vergrößerungsfaktoren für die Visualisierung an [115].

Unabhängig davon müssen alle Systeme die in Kapitel 5.4 genannten Anforderungen für einen praxistauglichen Einsatz erfüllen. Die Genauigkeit bereits existierender HMD-Systeme liegt bei ca. $1,5 - 2,0 \text{ mm}$ [14, 109, 113] und ist daher mit den Werten aus Kapitel 7.4 vergleichbar. Die in Tabelle 7.6 präsentierten Ergebnisse zur Genauigkeit hängen stark mit der Genauigkeit des Mikroskops zusammen. Jede Verbesserung bei der Positioniergenauigkeit, z.B. durch Kompensation der Verformungen des Parallelogrammarms, wirkt sich damit direkt auf die Genauigkeit der AR aus.

Im Gegensatz zu den Genauigkeitsmessungen an Phantomen, bei denen in erster Linie die Schichtdicken von CT oder MRT den Fehler beeinflussen, wirken sich beim realen Einsatz zusätzlich Gewebeerformungen („Brainshift“) auf die Genauigkeit der Überlagerung aus. Sofern die Navigationsdaten auf präoperativen Bildern beruhen, verstärken sich diese Ungenauigkeiten mit fortschreitender Dauer der Operation. Dieses Problem

ist allen AR-Systemen gemein und kann bisher nur durch eine intraoperative Aktualisierung der Navigationsdaten behoben werden. Neben den bisher üblichen CT- oder MRT-Bildern, lassen sich die Daten jetzt auch mithilfe des integrierten OCT-Systems (Kap. 6) anpassen.

Ein wichtiger Aspekt für AR besteht in einer einfachen und schnellen Handhabung. Der zusätzliche Nutzen durch die visuelle Überlagerung des Situs darf nicht durch einen erhöhten Zeitaufwand bei der Bedienung des Systems erkaufte werden. Umfangreiche Berechnungen und OP-Planungen erfolgen daher bereits im Vorfeld des Eingriffs. Zu Beginn werden nur die relevanten Daten zur Registrierung und für den chirurgischen Eingriff geladen und reduzieren damit den intraoperativen Rechenaufwand signifikant. Als Datenquelle können alle gängigen Formate (DICOM, JPEG, RAW, usw.) verwendet werden, die maßstabsgetreue Überlagerung erfordert lediglich die Kenntnis der Spacing-Parameter. Dies ermöglicht den kombinierten Einsatz verschiedener Informationsquellen, z.B. CT-, MRT- oder OCT-Bilder, die je nach Anwendungsfeld die Darstellung verschiedener Gewebetypen in unterschiedlichen Auflösungen ermöglichen. Bei der Beurteilung der Echtzeitfähigkeit sind zwei Fälle zu unterscheiden. Während es im dynamischen Fall zu deutlichen Verzögerungen bei der Abfrage der Mikroskoppositionen kommt, wird die AR-Umgebung bei statischem Mikroskop in Echtzeit aktualisiert. Allerdings werden die virtuellen Daten während der Bewegung des Mikroskops in der Regel nur zur groben Orientierung genutzt. Im statischen Fall fließen sie dagegen direkt in die Beurteilung des Chirurgen für die weitere Behandlung mit ein. Damit kann die Anforderung nach Echtzeitfähigkeit der AR bisher nur teilweise erfüllt werden.

8.5. Optische Kohärenztomographie

Die Optische Kohärenztomographie stellt ein nicht-invasives Verfahren zur in vivo Untersuchung von Gewebe dar, das bereits in zahlreichen Gebieten der Medizin zum Einsatz kommt [33, 43, 131, 132, 133, 134, 135]. Durch die Kombination mit einem motorisierten Mikroskop wird ein navigierter Einsatz der OCT-Sonde möglich, ohne dass der Chirurg während der Operation auf zusätzliche Instrumente zurückgreifen muss. Die hochauflösenden, intraoperativen Bilder sind für den Chirurgen insbesondere für die Präzision in Risikobereichen von hoher Relevanz.

Erst damit sind die Voraussetzungen für die automatische Untersuchung großer Gewebeflächen geschaffen, wobei das Mikroskop stets eine optimale Ausrichtung der Son-

de senkrecht zur Gewebeoberfläche gewährleistet. Die Registrierung einzelner OCT-Aufnahmen liefert ein 3D Modell des gesamten Scanvolumens sowie zusätzliche Informationen zu Gewebestellen, die mit bloßem Auge nicht zu erkennen sind. Dies erleichtert die intraoperative Orientierung für den Chirurgen.

Die bisher übliche Vorgehensweise bei einer Tumorsektion beispielsweise sieht die Entnahme einer Gewebeprobe vor, die dann im Labor auf Tumorrückstände untersucht wird. Dieses Verfahren birgt zwei wesentliche Nachteile. Zum einen ist es sehr zeitaufwändig, da die Untersuchungen nicht direkt vor Ort durchgeführt werden können, zum anderen stellt dies einen invasiven Eingriff dar, bei dem unter Umständen auch gesundes Gewebe entfernt wird.

OCT dagegen liefert in B-Scans detaillierte Informationen zu einzelnen Gewebeabschnitten in Echtzeit. Je nach Auflösung entsteht bei einem 3D-OCT-Volumen (C-Scan) aber ein enormes Datenaufkommen, das dann nicht mehr in Echtzeit bearbeitet werden kann. Neben der Aufnahmezeit und der Dauer des Positioniervorgangs fällt besonders die anschließende Fusionierung der Datensätze ins Gewicht.

Doch auch wenn die großflächige Untersuchung des Gewebes mit OCT noch nicht echtzeitfähig ist, so ist sie doch deutlich schneller als die Untersuchung im Labor. Viel wichtiger aber ist die Tatsache, dass Gewebe vor der Entfernung auf Tumorbefall untersucht und damit das Resektionsvolumen auf das nötige Minimum begrenzt wird. Die Untersuchungen in Kapitel 7.5 zeigen sehr deutlich, dass die POC-basierte Fusionierung einzelner Datensätze zuverlässig und mit hoher Genauigkeit erfolgt. Geeignete Algorithmen lassen sich bei diesen Datensätzen dann für eine semiautomatische Segmentierung unterschiedlicher Gewebetypen einsetzen. Damit stehen dem Chirurgen während der Operation hochauflösende Informationen zur Verfügung, die zur Beurteilung des Gewebes herangezogen werden können.

9. Fazit und Ausblick

9.1. Fazit

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein neues, chirurgisches Assistenzsystem basierend auf einem vollständig motorisierten Operationsmikroskop vorgestellt. Die grundlegenden Aspekte bestanden in der Hardwarekonzeption, der Entwicklung eines geeigneten Steuerkonzepts und der Implementierung neuer Anwendungen, die manuell bisher nicht oder nur sehr mühevoll umgesetzt werden konnten. Darüberhinaus wurde die Optische Kohärenztomographie als zusätzliches, neues Diagnosesystem in das Mikroskop integriert, das erstmals automatische Untersuchungen großer Gewebeflächen ermöglicht. Die experimentellen Untersuchungen des Systems erfolgten aufgrund einer noch fehlenden klinischen Zulassung zunächst unter Laborbedingungen an verschiedenen Phantomen und ex vivo Gewebeproben.

Die Entwicklung des Assistenzsystems baut auf ein handelsübliches MÖLLER Hi-R 1000 Mikroskop der Firma Möller-Wedel GmbH auf. Dafür wurden die Achsen des Stativs und der Mikroskopaufhängung mit zusätzlichen Antrieben und Absolutgebern ausgestattet, um den Chirurgen bei der intraoperativen Positionierung zu unterstützen und den Arbeitsfluss zu fördern. Die erforderliche Analyse sinnvoller, neuer Einsatzszenarien der Motorisierung wurde im ersten Teil der Arbeit ausführlich beschrieben und trug entscheidend zum Hardwareentwurf bei. Daran schließt sich die detaillierte Beschreibung der kinematischen Berechnungen an, die sich insbesondere auf das Architekturmodell und die damit zusammenhängenden Besonderheiten der inversen Kinematik konzentrieren. Die Untersuchungen der Positioniergenauigkeiten ergaben durchschnittliche Abweichungen von ca. $0,85\text{ mm}$, so dass die Anforderungen an die mechanische Justierung des Sichtfeldes erfüllt werden.

Bei der Erläuterung des modularen Aufbaus der Systemsteuerung werden drei Elemente besonders hervorgehoben:

1. Der Mikroskop-Controller basiert auf einer Speicher-Programmierbaren-

Steuerung (SPS) und dient der internen Regelung aller angetriebenen Achsen.

2. Darauf aufbauend dient die neu entwickelte Softwareumgebung als Schnittstelle für alle angeschlossenen Module und stellt dem Nutzer ein Interface für die Funktionen des Mikroskops zur Verfügung.
3. Erst durch die Neuentwicklung einer geeigneten Mensch-Maschine-Schnittstelle kommen die Vorteile des motorisierten Mikroskops voll zur Geltung.

Dazu wurden verschiedene Steuervarianten für den intraoperativen Einsatz untersucht und die daraus resultierende Fernbedienung ausführlich beschrieben. Die experimentellen Ergebnisse verdeutlichen, dass das entwickelte Steuerkonzept eine intuitive Kontrolle automatischer Bewegungen gewährleistet und dass der Umgang mit dem System nur einer kurzen Trainingsphase bedarf.

In Vorbereitung auf eine noch ausstehende klinische Prüfung wurde in allen Bereichen dem Sicherheitsaspekt besondere Aufmerksamkeit gewidmet. Dabei besteht ein wesentlicher Faktor in der Beibehaltung der manuellen Kontrolle des Mikroskops, die als primärer Modus das sofortige Stoppen der automatischen Bewegungen und das Entfernen des Mikroskops aus dem Gefahrenbereich ermöglicht. Weitere Faktoren wie die Begrenzung der Geschwindigkeit oder der Verfahrstrecken wurden softwareseitig implementiert.

Ein weiterer wesentlicher Aspekt des Projekts bestand in der Entwicklung neuer Anwendungen zur Förderung des intraoperativen Arbeitsablaufs. Neben reinen Navigationsaufgaben, die sich aus der Motorisierung des Mikroskops ergeben, wurde ein neues Verfahren zur automatischen Fokussierung, eine Augmented Reality Umgebung zur positionssynchronen Überlagerung des mikroskopischen Sichtfeldes mit relevanten Informationen und eine Simulationsumgebung zu Trainingszwecken implementiert. Zusätzlich ermöglichte der modulare Aufbau die Integration eines OCT-Scanners in den Strahlengang des Mikroskops. Damit sind die Voraussetzungen für hochauflösende, intraoperative Aufnahmen des Situs geschaffen, die bei einer Eindringtiefe von bis zu 3 mm wesentliche Informationen zur Beurteilung des Gewebes beitragen.

9.2. Ausblick

Zukünftige Entwicklungen haben primär die Integration des Mikroskops in den klinischen Alltag zum Ziel. Für den praktischen Einsatz in realer Umgebung ist zunächst

allerdings die klinische Zulassung erforderlich. Dies kann nur in enger Zusammenarbeit mit dem Hersteller des Mikroskops, der Firma Möller-Wedel GmbH, erfolgen und erfordert die konstruktive Überarbeitung des fünften Gelenks und der Antriebe an den Achsen sechs und sieben. Die Sicherheitsanforderungen einer klinischen Prüfung legen die Integration eines „Totmannschalters“ nahe, um unkontrollierte Bewegungen des Mikroskops zu verhindern.

Damit einhergehend sollen Erfahrungen aus diesem Projekt in die Weiterentwicklung der Hardwarearchitektur einfließen, um die Positioniergenauigkeit des Mikroskops weiter zu verbessern. Dafür bietet sich in erster Linie die Untersuchung der Einflüsse der Gewichtskraft auf den Stativarm und das Einbeziehen einer Deformationskompensation an.

Aus der Integration des Systems in den klinischen Alltag ergeben sich auch für das Steuerkonzept neue Entwicklungsansätze. Neben der bereits angesprochenen intuitiven, zuverlässigen und vor allem sicheren Kontrolle des Mikroskops werden zusätzlich auch Anforderungen an Eingängigkeit und Komfort gestellt. Hierzu werden bereits erste Ansätze zur Integration der Bedienelemente in die Kleidung des Chirurgen verfolgt. Ein wesentlicher Punkt besteht in der Entwicklung neuer Anwendungen, um den Chirurgen zukünftig noch besser unterstützen zu können. Dabei spielt insbesondere die bildbasierte Navigation in medizinischen Bereichen eine immer größere Rolle. Daher erscheint eine Erweiterung des bestehenden Systems in Bezug auf Genauigkeit und Aktualität der Daten naheliegend. In diesem Zusammenhang werden Verfahren zur Prädiktion von „Brainshift“ und der entsprechenden Anpassung präoperativen Daten erforderlich.

Das größte Entwicklungspotential ist aber sicherlich im Bereich der Optischen Kohärenztomographie zu sehen. Die beiden wesentlichen Anforderungen bestehen in der Verringerung des Berechnungsaufwandes und der Maximierung des Informationsgewinns. Einzelne C-Scans sind unter Laborbedingungen bereits in Echtzeit möglich, dies gilt es nun auch auf reale Anwendungen zu übertragen. Mithilfe neuer Verfahren der medizinischen Bildverarbeitung lassen sich zukünftig weitere Informationen vollkommen automatisch aus den OCT-Datensätzen gewinnen. Damit gehen auch neue Anwendungen für den intraoperativen Einsatz einher, z.B. das automatische Vermessen einer kompletten Resektionshöhle. Die hochgenauen Daten können dann zur Aktualisierung des Navigationsdatensatzes verwendet werden.

A. Anhang

A.1. Denavit-Hartenberg Konventionen

Die Distanz zwischen dem Ursprung des Koordinaten Systems $i - 1$ (KO_{i-1}) und dem Schnittpunkt von z_{i-1} mit z_i wird mithilfe von d_i bestimmt. Der Parameter a_i definiert den Abstand zwischen KO_i und dem Schnittpunkt von z_{i-1} und x_i . Der Rotationswinkel α_i bestimmt die Drehung um x_i , ausgehend von z_{i-1} nach z_i und der Winkel θ_i entspricht der Rotation von x_{i-1} nach x_i um die Rotationsachse z_{i-1} . Die entsprechenden Werte für das Mikroskop sind in Tabelle 3.6 notiert.

A.2. Der Algorithmus von Horn

Gegeben sind zwei Punktemengen, v und o , mit jeweils n Elementen von denen jeweils zwei Punkte v_i und o_i , mit $i \in [1, n]$ möglichst gut aufeinander abgebildet werden sollen. Zunächst wird für jede Punktmenge der Zentroid (\bar{v}, \bar{o}) bestimmt und von jedem Punkt abgezogen, so dass die Berechnungen alle relativ zu den Zentroiden ausgeführt werden können.

$$\bar{v} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n v_i \quad \bar{o} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n o_i \quad (\text{A.1})$$

$$v'_i = v_i - \bar{v} \quad o'_i = o_i - \bar{o} \quad (\text{A.2})$$

Danach wird die Matrix M wie folgt berechnet:

$$M = \begin{bmatrix} S_{xx} & S_{xy} & S_{xz} \\ S_{yx} & S_{yy} & S_{yz} \\ S_{zx} & S_{yz} & S_{zz} \end{bmatrix} = \sum_{i=1}^n v'_i o'^T_i \quad (\text{A.3})$$

Mit den Summen aus M wird die Matrix N konstruiert:

$$N = \begin{bmatrix} S_{xx} + S_{yy} + S_{zz} & S_{yz} - S_{zy} & S_{zx} - S_{xz} & S_{xy} - S_{yx} \\ S_{yz} - S_{zy} & S_{xx} - S_{yy} - S_{zz} & S_{xy} - S_{yx} & S_{zx} + S_{xz} \\ S_{zx} - S_{xz} & S_{xy} + S_{yx} & -S_{xx} + S_{yy} - S_{zz} & S_{yz} + S_{zy} \\ S_{xy} - S_{yx} & S_{zx} + S_{xz} & S_{yz} + S_{zy} & -S_{xx} - S_{yy} + S_{zz} \end{bmatrix} \quad (\text{A.4})$$

Von dieser Matrix werden die Eigenwerte λ berechnet, indem die folgende Gleichung, mit I als 4×4 -Einheitsmatrix, nach λ aufgelöst wird:

$$\det(N - \lambda I) = 0 \quad (\text{A.5})$$

Nun wird der größte Eigenwert λ_m gewählt und der zugehörige Eigenvektor e_m berechnet:

$$[N - \lambda_m I]e_m = 0 \quad (\text{A.6})$$

Die Rotation der Transformation lässt sich nun durch ein Quaternion ausdrücken, das als Einheitsvektor in die gleiche Richtung wie e_m zeigt. Die Skalierung lässt sich aus dem durchschnittlichen Abstand der Punkte zum Zentroiden berechnen:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n \|v_i\|^2}{\sum_{i=1}^n \|o_i\|^2}} \quad (\text{A.7})$$

Die Translation ist die Differenz zwischen den beiden Zentroiden:

$$t = \bar{o} - \bar{v} \quad (\text{A.8})$$

A.3. Datenblätter

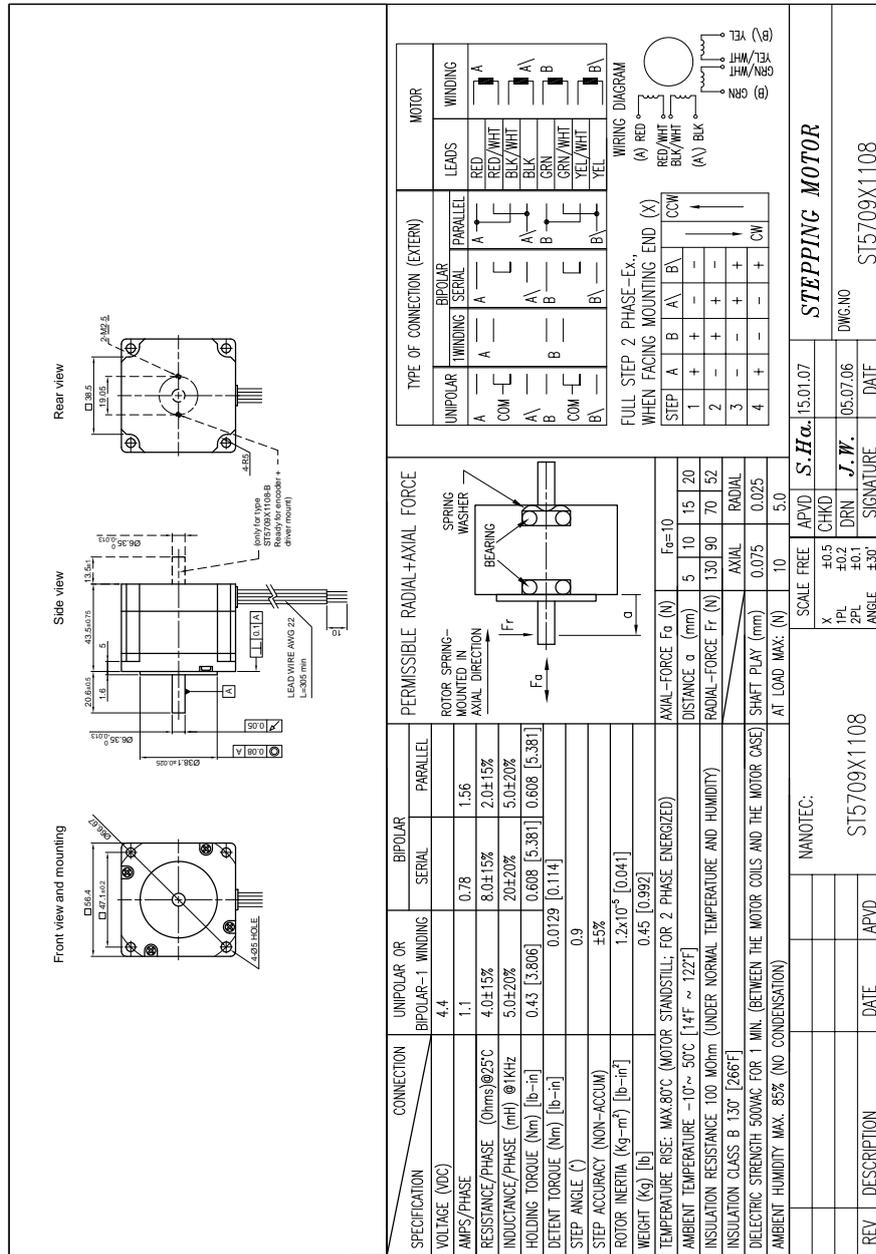


Abbildung A.1.: Technische Daten des Schrittmotors ST5709 der Firma Nanotec.

TECHNISCHE DATEN
elektrisch

**Absolute Motorfeedbacksysteme Typ AD 36
für AC-Synchron & BLDC-Motoren**

Versorgungsspannung	DC 5 V, -5 % / +10% oder DC 7 - 30 V
Eigenstromaufnahme ST/MT	50 mA / 100 mA
Schnittstelle	Standard SSI oder BiSS
Leitungen / Treiber	Takt und Daten / RS422
Ausgabecode	Gray
Auflösung Singleturn	12 - 17 Bit (SSI), 12 - 19 Bit (BiSS)
Auflösung Multiturn	12 Bit
Inkrementalsignale optional	Sinus - Cosinus 1 Vss
Strichzahl	2048
3dB Grenzfrequenz	500 kHz
Absolute Genauigkeit	± 35''
Wiederholgenauigkeit	± 7''
Alarmausgang	Alarmbit (SSI-Option) Warnbit und Alarmbit (BiSS)
Anschluss	Kabel radial LP-Steckverbinder 12 polig

MASSZEICHNUNGEN

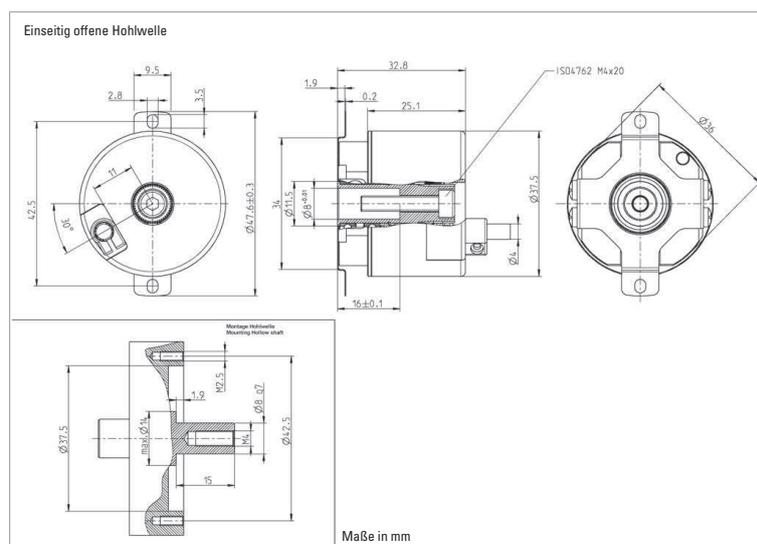


Abbildung A.6.: Technische Daten des Absolutgebers der Firma Hengstler.

Literaturverzeichnis

- [1] R. Ramina, P.H.P. Aguiar, and M. Tatagiba. *Samii's Essentials in Neurosurgery*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2008.
- [2] M. Samii, T. Brinker, and A. Samii. Image-guided Neurosurgery—State of the Art and Outlook. *Wien Klin Wochenschr*, 111(16):618–28, 1999.
- [3] K. Cleary, H.Y. Chung, and S.K. Mun. OR 2020 Workshop Overview: Operating Room of the Future. In *Proceedings of the 18th International Conference and Exhibition on Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS'04)*, 2004.
- [4] D.W. Rattner and A. Park. Advanced Devices for the Operating Room of the Future. *Seminars In Laparoscopic Surgery*, 10(2):85–89, June 2003.
- [5] Hickling Arthurs Low Corporation. Robotics-Assisted Intervention - Final Report. Technical report, Canadian Surgical Technologies & Advanced Robotics, 2005.
- [6] A. Schafmayer, D. Lehmann-Beckow, and M. Holzner. The Process-Optimized Operation Room - Implementation of an Integrated OR System into Clinical Routine. *Electromedica*, 68(2):83–87, 2000.
- [7] A.A. den Broeder, Creemersm M.C., J. Fransen, E. de Jong, D.J. de Rooij, A. Wymenga, M. de Waal-Malefijt, and F.H. van den Hoogen. Risk Factors for Surgical Site Infections and other Complications in Elective Surgery in Patients with Rheumatoid Arthritis with Special Attention for Anti-tumor Necrosis Factor: a Large Retrospective Study. *Int. Journal of Rheumatology*, 34(4):689–695, 2007.
- [8] D.L. Edmonston and G.D. Foulkes. Infection Rate and Risk Factor Analysis in an Orthopaedic Ambulatory Surgical Center. *Journal of surgical orthopaedic advances.*, 19(3):174–176, 2010.

-
- [9] C.R. Wirtz, V.M. Tronnier, M.M. Bonsanto, S. Haßfeld, M. Knauth, and S. Kunze. Neuronavigation - Methoden und Ausblick. *Der Nervenarzt*, 69:1029–1036, 1998. 10.1007/s001150050380.
- [10] MedtechInsight. The OR of the Future. *Intelligence & Insight*, 2004.
- [11] W.S. Sandberg, M. Haekkinen, M. Egan, P.K. Curran, P. Fairbrother, K. Choquette, B. Daily, J.-P. Sarkka, and D. Rattner. Automatic Detection and Notification of Wrong Patient - Wrong Location Errors in the Operating Room. *Surgical Innovation*, 12(3):253–260, September 2005.
- [12] Stryker Corp. NavSuite™.
<http://www.stryker.com/endoscopy/Products/integOpRoom/iorNavSuite.html>.
- [13] Karl Storz GmbH & Co KG. OR1. <http://www.karlstorz.de>.
- [14] C.R. Maurer, F. Sauer, B. Hu, B. Bascle, B. Geiger, F. Wenzel, F. Recchi, T. Rohlfing, Brown. C.M., R.S. Bakos, R.J. Maciunas, and A.B. Hashemi. Augmented Reality Visualization of Brain Structures with Stereo and Kinetic Depth Cues: Systems Description and Initial Evaluation with Head Phantom. In *Proc. Medical Imaging 2001*, pages 445–456, 2001.
- [15] P.J. Edwards, D.J. Hawkes, D.L.G Hill, D. Jewell, et al. Augmentation of Reality in the Stereo Operating Microscope for Otolaryngology and Neurosurgical Guidance. *J. Image Guided Surgery*, 1:172–178, 1995.
- [16] P.J. Edwards, A.P King, C.R. Maurer, D.A de Cunha, D.J. Hawkes, D.L.G. Hill, R.P. Gaston, M.R. Fenlon, A. Jusczyzck, A.J. Strong, C.L. Chandler, and M.J. Glesson. Design and Evaluation of a System for Microscope-Assisted Guided Interventions (MAGI). *IEEE Trans. Med. Imaging*, 19:1082–1093, 2000.
- [17] D.W. Roberts, J.W. Strohbehn, J. Hatch, W. Murray, et al. A Frameless Stereotaxic Integration of Computerized Tomographic Imaging and the Operating Microscope. *J. Neurosurgery*, 65:545–549, 1986.
- [18] J.R. Adler, S.D. Chang, M. J. Murphy, J. Doty, P. Geis, and S. L. Hancock. The Cyberknife: a frameless robotic system for radiosurgery. *Stereotact Funct Neurosurg*, 69:124–128, 1997.

-
- [19] Inc. Intuitive Surgical. <http://www.intuitivesurgical.com>.
- [20] N. Binder, L. Matthäus, R. Burgkart, and A. Schweikard. A Robotic C-arm Fluoroscope. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 1(3):108–116, 2005.
- [21] R. Gross, N. Binder, and A. Schweikard. Röntgen C-Bogen Simulator. In *3. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V., München*, 2004.
- [22] V.F. Muñoz, J.M. Gómez de Gabriel, I. García-Morales, J. Fernández-Lozano, and J. Morales. Pivoting Motion Control for a Laparoscopic Assistant Robot and Human Clinical Trials. *Advanced Robotics*, 19(6):695–713, 2005.
- [23] N.F. Kasell, J.H. III Downs, and B.S. Graves. Telepresence in Neurosurgery: The Integrated Remote Neurosurgical System. *Stud. Health Technol. Inform.*, 39:411–419, 1997.
- [24] A. Rose, D. Eichel, and T. Krueger. A Comparison of Gesture and Speech Control in Intraoperative-near Environment. In Jos Sloten, Pascal Verdonck, Marc Nyssen, and Jens Hauelsen, editors, *4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, volume 22 of *IFMBE Proceedings*, pages 1574–1576. Springer Berlin Heidelberg, 2009.
- [25] A. Ehrhardt, K.-M. Irion, W. Stummer, D. Zaak, R. Baumgartner, and A. Hofstetter. Fluorescence Detection of Human Malignancies Using Incoherent Light Systems. *Medical Laser Application*, 18(1):27–35, April 2003.
- [26] W. Zheng, M. Olivo, and K.C. Soo. The Use of Digitized Endoscopic Imaging of 5-ALA-Induced PPIX Fluorescence to Detect and Diagnose Oral Premalignant and Malignant Lesions In Vivo. *International Journal of Cancer*, 110(2):295–300, 2003.
- [27] A. Raabe, J. Beck, R. Gerlach, M. Zimmermann, and V. Seifert. Near-Infrared Indocyanine Green Video Angiography: A new Method for Intraoperative Assessment of Vascular Flow. *Neurosurgery Online*, 52(1):132–139, 2003.

-
- [28] A. Raabe, P. Nakaji, J. Beck, L.J. Kim, F.P. Hsu, J.D. Kamerman, V. Seifert, and R.F. Spetzler. Prospective Evaluation of Surgical Microscope-Integrated Intraoperative Near-Infrared Indocyanine Green Videoangiography during Aneurysm Surgery. *Journal of Neurosurgery*, 103(6):982–989, 2005.
- [29] S. Utsuki, H. Oka, S. Sata, S. Shimizu, S. Suzuki, Y. Tanizaki, K. Kondo, Y. Miyajima, and K. Fujii. Histological Examination of False Positive Tissue Resection Using 5-Aminolevulinic Acid-induced Fluorescence Guidance. *Neurologica medico-chirurgica*, 47(3):210–213, 2007.
- [30] D. Daniltchenko, E. Lankenau, F. Koenig, B. Shay, G. Huettmann, M. Sachs, D. Schnorr, and S. Loenig. In vivo Optical Coherence Tomography in Endoscopic Diagnostics of Bladder Disease. In *Proc. of SPIE: Coherence Domain Optical Methods and Optical Coherence Tomography in Biomedicine VIII*, volume 5316, pages 473–478, 2004.
- [31] E. Lankenau, M. Schumacher, P. Koch, F. Koenig, D. Daniltchenko, D. Schnorr, and G. Huettmann. Dispersion Compensation for Proximal Scanning Rigid OCT Endoscopes. In *Proc. of SPIE: Coherence Domain Optical Methods and Optical Coherence Tomography in Biomedicine VIII*, volume 5316, pages 172–177, 2004.
- [32] J. Welzel, J. Noack, E. Lankenau, and R. Engelhardt. *Handbook of Optical Coherence Tomography*, B.E. Bouma and G.J. Tearney (eds.), chapter Optical Coherence Tomography in Dermatology, pages 539–561. Marcel Dekker, Inc., 2002.
- [33] J. Welzel, C. Reinhardt, E. Lankenau, C. Winter, and H.H. Wolff. Changes in Function and Morphology of Normal Human Skin: Evaluation Using Optical Coherence Tomography. *British Journal of Dermatology*, 150(2):220–225, 2004.
- [34] H. Hoerauf, C. Scholz, R. Engelhardt, P. Koch, R. Birngruber, and H. Laqua. Slitlamp Based Optical Coherence Tomography in the Anterior Segment of the Eye. *Ophthalmic Research*, 38 (Suppl 1)(178), 1998.
- [35] K. Bizheva, A. Unterhuber, B. Hermann, B. Povazay, H. Sattmann, W. Drexler, A. Stingl, T. Le, M. Mei, and R. Holzwarth. Imaging ex-vivo and in Vitro Brain Morphology in Animal Models with Ultrahigh Resolution Optical Coherence Tomography. *J. Biomedical Optics*, 9:719–724, 2004.

-
- [36] R.U. Maheswari, H. Takaoka, H. Kadono, R. Homma, and M. Tanifuji. Novel Functional Imaging Technique from Brain Surface with Optical Coherence Tomography Enabling Visualization of Depth Resolved Functional Structure in vivo. *J. Of Neuroscience Methods*, 124:83–92, 2003.
- [37] C. Martin, J. Berwick, D. Johnston, Y. Zheng, J. Martindale, M. Port, P. Redgrave, and J. Mayhew. Optical Imaging Spectroscopy in the Unanaesthetised Rat. *J. Of Neuroscience Methods*, 120:25–34, 2002.
- [38] S.A. Boppart, W. Luo, D.L. Marks, and K.W. Singletary. Optical Coherence Tomography: Feasibility For Basic Research And Image-Guided Surgery Of Breast Cancer. *Breast Cancer Research And Treatment*, 84:85–97, 2004.
- [39] C.A. Jesser, S. A. Boppart, C. Pitris, D.L. Stamper, G.P. Mielsen, M.E. Brezinski, and J.G. Fujimoto. High Resolution Imaging of Transitional Cell Carcinoma with Optical Coherence Tomography: Feasibility for the Evaluation of Bladder Pathology. *British Journal Of Radiology*, 72:1170–1176, 1999.
- [40] M.C Pierce, J. Strasswimmer, B. Hyle Park, B. Cense, and J.F. de Boer. Birefringence Measurements in Human Skin Using Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography. *Journal Of Biomedical Optics*, 9(2):287–291, 2004.
- [41] T.Q. Xie, M.L. Zeidel, and Y. Pan. Detection of Tumorigenesis in Urinary Bladder with Optical Coherence Tomography: Optical Characterization of Morphological Changes. *Optics Express*, 10:1431–1443, 2002.
- [42] M. Lacroix, D. Abi-Said, D.R. Fourney, Z.L. Gokaslan, W. Shi, F. DeMonte, F.F. Lang, I.E. McCutcheon, S.J. Hassenbusch, E. Holland, K. Hess, C. Michael, D. Miller, and R. Sawaya. A Multivariate Analysis of 416 Patients with Glioblastoma Multiforme: Prognosis, Extent of Resection, and Survival. *Journal of Neurosurgery*, 95(2):190–198, 2001.
- [43] A. Giese, H.J. Böhringer, J. Leppert, S.R. Kantelhardt, E. Lankenau, P. Koch, R. Birngruber, and G. Hüttmann. Non-Invasive Intraoperative Optical Coherence Tomography of the Resection Cavity during Surgery of Intrinsic Brain Tumors. *Photonic Therapeutics and Diagnostics II*, 6078(1):495–502, 2006.
- [44] J.J. Craig. *Introduction to Robotics*. Pearson Prentice Hall, Zug, Switzerland, 2005.

-
- [45] M. Finke and A. Schweikard. Motorization of a Surgical Microscope for Intra-Operative Navigation and Intuitive Control. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 6(3):269–280, September 2010.
- [46] M. Finke and A. Schweikard. Usability of a Robotic Surgical Microscope. In *Proc. of the 3rd IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics - BioRob 2010*, pages 235–240, September 2010.
- [47] Nanotec GmbH & Co KG. <http://de.nanotec.com/start.html>.
- [48] M. Finke, R. Bruder, and A. Schweikard. Kinematics of a Robotized Operation Microscope. In *34th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society (IECON)*, pages 1638–1643, 2008.
- [49] J.P. Merlet. *Parallel Robots*. Solid Mechanics and its Applications. Springer, 2 edition, 2006.
- [50] M. Wapler, V. Urban, Th. Weisener, J. Stallkamp, M. Dürr, and A. Hiller. A Stewart Platform for Precision Surgery. *Transactions of the Institute of Measurement and Control*, 25(4):329–334, 2003.
- [51] C. Giorgi, H. Eisenberg, G. Costi, E. Gallo, G. Garibotto, and D.S. Casolino. Robot-Assisted Microscope for Neurosurgery. *Journal of Image Guided Surgery*, 1:158–163, 1995.
- [52] H. Hinzen. *Maschinenelemente 1*. Oldenbourg Wissenschaftsverlag, München, 2007.
- [53] R.S. Hartenberg and J. Denavit. *Kinematic Synthesis of Linkages*. McGraw-Hill, 1964.
- [54] L. Sciavicco and B. Siciliano. *Modeling and Control of Robot Manipulators*. Springer, London, 2000.
- [55] D.E. Orin and W.W. Schrader. Efficient Computation of the Jacobian for Robot Manipulators. *The Int. Journal of Robotics Research*, 3(4):66–75, 1984.
- [56] International Organization for Standardization. ISO 9283: Manipulating Industrial Robots – Performance Criteria and Related Test Methods, 1998.

-
- [57] M.A. Meggiolaro, P.C.L. Jaffe, and S. Dubowsky. Achieving Fine Absolute Positioning Accuracy in Large Powerful Manipulators. In *ICRA*, pages 2819–2824, 1999.
- [58] M. Abderrahim, A. Khamis, S. Garrido, and L. Moreno. *Industrial Robotics: Programming, Simulation and Applications*, chapter Accuracy and Calibration of Industrial Manipulators. I-Tech, 2007.
- [59] A.Y. Elatta, L.P. Gen, F.L. Zhi, Y. Daoyuan, and L. Fei. An Overview of Robot Calibration. *IEEE Journal of Robotics and Automation*, 3:377–385, October 1987.
- [60] J.M.S.T. Motta. *Industrial Robotics: Programming, Simulation and Applications*, chapter Robot Calibration: Modeling Measurement and Applications, pages 107–130. I-Tech, 2007.
- [61] T.V. Light, I.A. Gorlach, A. Schönberg, and R. Schmitt. Measuring Arm Calibration. In *Proceedings of the 5th European conference on European computing conference, ECC'11*, pages 222–227, Stevens Point, Wisconsin, USA, 2011. World Scientific and Engineering Academy and Society (WSEAS).
- [62] H. Lepers. *SPS Programmierung nach IEC 61131-3*. PC & Elektronik. Franzis Verlag GmbH, 2 edition, 2007.
- [63] Beckhoff Automation GmbH.
http://www.beckhoff.com/default.asp?bus_terminal/kl6001_kl6031.htm.
- [64] J.Y.S. Luh. Conventional Controller Design for Industrial Robots - A Tutorial. *IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics*, 13:298–316, June 1983.
- [65] S.E. Macfarlane and E.A. Croft. Design of Jerk Bounded Trajectories for On-Line Industrial Robot Applications. In *ICRA'01*, pages 979–984, 2001.
- [66] Northern Digital Inc. <http://www.ndigital.com/>.
- [67] V. Martens, F. Ernst, T. Fränkler, L. Matthäus, S. Schlichting, and A. Schweikard. Ein Client-Server Framework für Trackingsysteme in medizinischen Assistenzsystemen. In *7. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie*, pages 7–10, Leipzig, Germany, September 24-26 2008. CURAC.

-
- [68] A.R. Gunkel, W. Freysinger, and W.F. Thumfart. Experience with Various 3-Dimensional Navigation Systems in Head and Neck Surgery. *Archives of Otolaryngology - Head & Neck Surgery*, 126:390–395, 2000.
- [69] R. Marmulla, M. Hilbert, and H. Niederdellmann. Inherent Precision of Mechanical, Infrared and Laser-Guided Navigation Systems for Computer-Assisted Surgery. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 25(4):192 – 197, 1997.
- [70] Brainlab AG. http://www.brainlab.com/scripts/website_english.asp.
- [71] H.P. Nii. Blackboard. In *The Handbook of Artificial Intelligence 4*, pages 1–82. Addison-Wesley, 1989.
- [72] STMicroelectronics. <http://www.st.com/internet/com/home/home.jsp>.
- [73] F. Ernst. *Compensating for Quasi-periodic Motion in Robotic Radiosurgery*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2011.
- [74] B.K.P. Horn. Closed-form Solution of Absolute Orientation using unit Quaternions. *Journal of the Optical Society of America*, 4:629–642, 1987.
- [75] R.F. Labadie, B.M. Davis, and J.M. Fitzpatrick. Image-Guided Surgery: What is the Accuracy? *Current opinion in otolaryngology and Head and Neck surgery*, 13(1):27–31, Feb. 2005.
- [76] P. Kazanzides. Safety Design for Medical Robots. *Conference Proceedings of the International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 7208–7211, 2009.
- [77] G. Bellaire, G. Grasczew, M. Müller, F. Engel-Murke, P. Neumann, and P.M. Schlag. Speech Control as Interface for Surgical Second Opinion. *Telemedizin*, March 1999.
- [78] T.G. Sugar and P. Fussell. Mouth Operated Neurosurgical Robot. In *Proc. of the ASME Design Engineering Technical Conf.*, 2001.
- [79] G.H. Ballantyne, J. Marescaux, and P.C. Giulianotti. *Primer of Robotic & Telesurgical Surgery*, pages 35–90. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, USA, 2004.

-
- [80] E. Mach. *Einführung in die Medizintechnik für Gesundheitsberufe*. Facultas Verlags- und Buchhandels AG, 2009.
- [81] V.F. Muñoz, J.M. Gómez de Gabriel, J. Fernández-Lozano, I. García-Morales, R. Molina-Mesa, C. Perez-del Pulgar, J. Seron-Barba, and M. Azouaghe. Design and Control of a Robotic Assistant for Laparoscopic Surgery. In *Int. Symposium for Intelligent Robotic Systems (SIRS), Toulouse, France*, 2001.
- [82] E. Carpintero, C. Perez, R. Morales, N. Garcia, A. Candela, and J.M. Arorin. Development of a Robotic Scrub Nurse for the Operating Theatre. In *Proc. of 2010 3rd IEEE RAS & EMBS Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Tokyo, Japan*, pages 504–509, 2010.
- [83] R.C. Luo, J.W. Chen, and Y.W. Perng. Robotic Endoscope System with Compliance Effect Including Adaptive Impedance and Velocity Control for Assistive Laparoscopic Surgery. In *Proc. of 2010 3rd IEEE RAS & EMBS Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Tokyo, Japan*, pages 100–105, 2010.
- [84] R. Reilink, G. de Bruin, M. Franken, M.A. Mariani, S. Misra, and S. Stramigioli. Endoscopic Camera Control by Head Movements for Thoracic Surgery. In *Proc. of 2010 3rd IEEE RAS & EMBS Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Tokyo, Japan*, pages 510–515, 2010.
- [85] D.P. Noonan, G.P. Mylonas, J. Shang, Ch.J. Payne, A. Darzi, and G.Z. Yang. Gaze Contingent Control for an Articulated Mechatronic Laparoscope. In *Proc. of 2010 3rd IEEE RAS & EMBS Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Tokyo, Japan*, pages 759–765, 2010.
- [86] G.P. Mylonas, A. Darzi, and G.Z. Yang. Gaze-Contingent Control for Minimally Invasive Robotic Surgery. *Computer Aided Surgery*, 11(5):1–11, 2006.
- [87] M. Finke, R. Bruder, and A. Schweikard. Intraoperative Fernsteuerung eines Operationsmikroskopes. In *7. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC 2008)*, pages 31–34, September 2008.
- [88] M. Hietanen and T. Alanko. Occupational Exposure Related to Radiofrequency Fields from Wireless Communication Systems. In *Proceedings of the 28th General Assembly of Union Radio-Scientifique Internationale (URSI)*, 2005.

-
- [89] M. Finke, B. Stender, R. Bruder, A. Schlaefer, and A. Schweikard. An Experimental Comparison of Control Devices for Automatic Movements of a Surgical Microscope. In *Proceedings of the 24th International Conference and Exhibition on Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS'10)*, pages 311–312, 2010.
- [90] Interlink Electronics. <http://www.interlinkelec.com>.
- [91] C. Dekomien, S. Hold, K. Hensel, G. Schmitz, and S. Winter. Registration of Intraoperative 3D Ultrasound with Preoperative MRI Data for Navigated Surgery - First results at the Knee. In *in Proc. of Computer Assisted Orthopaedic Surgers (CAOS)*, pages 133–136, 2007.
- [92] H.H. Tran, K. Matsumiya, K. Masammune, I. Sakuma, T. Dohi, and H. Liao. Interactive 3D Navigation System for Image-guided Surgery. *The Int. Journal of Virtual Reality*, 8(1):9–16, 2009.
- [93] Maik Stille and Markus Finke. Combination of a Robotic Surgical Microscope and an Augmented Reality for Intraoperative Navigation. In *Proceedings BMT2010, 44. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik (DGBMT)*, October 2010.
- [94] P.M. Schlag, S. Eulenstein, and T. (Hrsg.) Lange. *Computerassistierte Chirurgie*. Elsevier GmbH, München, 2011.
- [95] W.E. Lorensen and H.E. Cline. Marching cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. *SIGGRAPH Comput. Graph.*, 21(4):163–169, 1987.
- [96] M. Finke, T. Meyer, M. Stille, and A. Schweikard. Automatic Positioning of a Surgical Microscope. In *39. GI Jahrestagung*, volume 154 of *Lecture Notes in Informatics*, pages 998–1009. GI, Bonner Köllen, September 2009.
- [97] F.C. Groen, I.T. Young, and G. Lighthart. A Comparison of Different Focus Functions for Use in Autofocus Algorithms. *Cytometry*, 6(2):81–91, March 1985.
- [98] E. Hughlett and P. Kaiser. An Autofocus Technique for Imaging Microscopy. In *in IEEE Int. Conf. on Acoustics, Speech, and Signal Processing (ICASSP), San Francisco, CA, USA*, volume 3, pages 93–96, 1992.
- [99] M. Subbarao, T. Choi, and A. Nikzad. Focusing Techniques. *Journal of Optical Engineering*, 32:2824–2836, 1993.

-
- [100] T.T.E. Yeo, S.H. Ong, Jayasooriah, and R. Sinniah. Autofocusing for Tissue Microscopy. *Image Vision Comput.*, 11(10):629–639, 1993.
- [101] J.M. Geusebroek, F. Cornelissen, A.W.M. Smeulders, and H. Geerts. Robust Autofocusing in Microscopy. *Cytometry*, 39(1):1–9, 2000.
- [102] V. Hilsenstein. Robust Autofocusing for Automated Microscopy Imaging of Fluorescently Labelled Bacteria. In *in Proc. of the Digital Image Computing on Techniques and Applications (DICTA)*, pages 15–21, 2005.
- [103] Nikon Corporation. <http://imaging.nikon.com/>.
- [104] Canon Deutschland GmbH. <http://www.canon.de/>.
- [105] Panasonic Marketing Europe GmbH.
http://www.panasonic.de/html/de_DE/index_DE/index.html.
- [106] E. Roehl and T.M. Buzug. Surgical Microscope with Automated Focus Adaptation. In *in Proc. of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Munich, Germany*, pages 110–113, 2009.
- [107] T.M. Peters. Image-Guidance for Surgical Procedures. *Physics in Medicine and Biology*, 51(14):R505–R540, 2006.
- [108] L.T. De Paolis, M. Pulimeno, and G. Aloisio. An Augmented Reality Application for Minimally Invasive Surgery. In *14th Nordic-Baltic Conf. on Biomedical Engineering and Medical Physics, Riga, Latvia*, pages 489–492, 2008.
- [109] W. Birkfellner, M. Figl, K. Huber, F. Watzinger, F. Wanschitz, Hummel J., R. Hanel, W. Greimel, P. Homolka, R. Ewers, and H. Bergmann. A Head-Mounted Operating Binocular for Augmented Reality Visualization in Medicine - Design and Initial Evaluation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(8):991–997, 2002.
- [110] F. Sauer, A. Khamene, B. Bascle, and G.J. Rubino. A Head-Mounted Display System for Augmented Reality Image Guidance: Towards Clinical Evaluation for iMRI-guided Neurosurgery. In *Proceedings of the 4th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI '01*, pages 707–716, London, UK, UK, 2001. Springer-Verlag.

-
- [111] C.J. Prendergast, B.A. Ryder, A. Abodeely, C.S. Muratore, G.P. Crawford, and F.I. Luks. Surgical Performance with Head-Mounted Displays in Laparoscopic Surgery. *Journal of laparoendoscopic advanced surgical techniques Part A*, 19 Suppl 1:237–240, 2009.
- [112] G.D. Stetten and V.S. Chib. Overlaying Ultrasonographic Images on Direct Vision. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 20(3):235–240, 2001.
- [113] J. Fischer and D. Bartz. Utilizing Image Guided Surgery for User Interaction in Medical Augmented Reality. Technical report, Universitätsbibliothek Tübingen, Wilhelmstr. 32, 72074 Tübingen, 2005.
- [114] O. Bimber and R. Raskar. Modern Approaches to Augmented Reality. In *ACM SIGGRAPH 2006 Courses*, SIGGRAPH '06, New York, NY, USA, 2006. ACM.
- [115] M. Aschke, C.R. Wirtz, J. Raczkowski, H. Wörn, and S. Kunze. Augmented Reality in Operating Microscopes for Neurosurgical Interventions. In *Proc. of the 1st Int. IEEE EMBS Conf. on Neural Engineering*, pages 652–655, 2003.
- [116] A.P. King, P.J. Edwards, C.R. Maurer, D.A. de Cunha, R.P. Gaston, M. Clarkson, D.L.G. Hill, D.J. Hawkes, M.R. Fenlon, A.J. Strong, T.C.S. Cox, and M.J. Gleeson. Stereo Augmented Reality in the Surgical Microscope. *Presence: Teleoper. Virtual Environ.*, 9(4):360–368, 2000.
- [117] J.D. Birkmeyer, T.A. Stukel, A.E. Siewers, P.P. Goodney, D.E. Wennberg, and F.L. Lucas. Surgeon Volume and Operative Mortality in the United States. *New England Journal of Medicine*, 349(22):2117–2127, 2003.
- [118] C. Justinger, J. Miknevičiute, J. Schuld, and M. K. Schilling. Effective Operative Training in Hernia Repair for Junior Surgery Residents. *European Surgery*, 43:45–48, 2011. 10.1007/s10353-010-0585-3.
- [119] Ch. Kuhn, U. Kühnapfel, and O. Deussen. Echtzeitsimulation deformierbarer Objekte zur Ausbildungsunterstützung in der minimal-invasiven Chirurgie. In *in Proc. of the Int. Workshop MVD: Modeling - Virtual Worlds - Distributed Graphics*, pages 169–178, 1995.
- [120] T. Sielhorst, T. Obst, R. Burgkart, Riener R., and N. Navab. An Augmented Reality Delivery Simulator for Medical Training. In *Int. Workshop on Augmented Environments for Medical Imaging - MICCAI Satellite Workshop*, 2004.

-
- [121] T. Obst, R. Burgkart, E. Ruckhäberle, and R. Riener. The Delivery Simulator: A New Application of Medical VR. In *Annual Medicine Meets Virtual Reality Conference*, pages 281–287, 2004.
- [122] A. Dietz, G. Haimerl, F. Moreau, B. Straub, and C. Benk. Training Simulator for Extracorporeal Circulation. *Applied Cardiopulmonary Pathophysiology*, 10:46, November 2006.
- [123] R. O’Toole, R. Playter, T. Krummel, W. Blank, N. Cornelius, W. Roberts, W. Bell, and M. Raibert. Assessing Skill and Learning in Surgeons and Medical Students Using a Force Feedback Surgical Simulator. In William Wells, Alan Colchester, and Scott Delp, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI98*, volume 1496 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 899–909. Springer Berlin / Heidelberg, 1998.
- [124] U.G. Kuehnappel and B. Neisius. CAD-Based Graphical Computer Simulation in Endoscopic Surgery. *Endosc Surg Allied Technol*, 1(3):181–184, 1993.
- [125] M. Finke and A. Schweikard. 3D Simulation of a Motorized Operation Microscope. In *International Conference on SIMULATION, MODELING and PROGRAMMING for AUTONOMOUS ROBOTS (SIMPAR 2008)*, pages 258–369. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008.
- [126] M. Ferrant, A. Nabavi, B. Macq, Black P.M., F.A. Jolesz, R. Kikinis, and S.K. Warfield. Serial Registration of Intraoperative MR Images of the Brain. *Medical Image Analysis*, 6:337–359, 2002.
- [127] K.M. Hebeda, A.E. Saarnak, H.J. Olivo, M. Sterenberg, and J.G. Wolbers. 5-Aminolevulinic Acid Induced Endogenous Porphyrin Fluorescence in 9L and C6 Brain Tumours and in the Normal Rat Brain. *Acta Neurochirurgica*, 140(5):503–512, 1998.
- [128] W. Stummer, S. Stocker, S. Wagner, H. Stepp, C. Fritsch, C. Goetz, A.E. Goetz, R. Kiefmann, and Reulen H.J. Intraoperative Detection of Malignant Gliomas by 5-Aminolevulinic Acid-Induced Porphyrin Fluorescence. *Neurosurgery*, 42(3):518–525, 1998.
- [129] W. Stummer, U. Pichlmeier, T. Meinel, Wiestler O.D., F. Zanella, and Reulen H.J. Fluorescence-Guided Surgery with 5-Aminolevulinic Acid for Resection of

- Malignant Glioma: a Randomised Controlled Multicentre Phase III Trial. *The Lancet Oncology*, 7(5):359–360, 2006.
- [130] W. Stummer, H.J. Reulen, T. Meinel, U. Pichlmeier, W. Schumacher, J.C. Tonn, V. Rohde, B. Turowski, C. Woiciechowsky, K. Franz, and T. Pietsch. Extent of Resection and Survival in Glioblastoma Multiforme: Identification of and Adjustment for Bias. *Neurosurgery*, 62(3):564–576, 2008.
- [131] B. Bouma, G. Tearney, C. Compton, and N. Nishioka. High-Resolution Imaging of the Human Esophagus and Stomach in-vivo Using Optical Coherence Tomography. *Gastrointestinal Endoscopy*, 51(4):467–474, 2000.
- [132] D. Danilchenko, F. König, E. Lankenau, M. Sachs, G. Kristiansen, G. Hüttmann, and D. Schnorr. Utilizing Optical Coherence Tomography (OCT) for Visualization of Urothelial Diseases of the Urinary Bladder. *Der Radiologe*, 46(7):584–589, 2006.
- [133] H.W. Pau, E. Lankenau, T. Just, D. Behrend, and G. Hüttmann. Optical Coherence Tomography as an Orientation Guide in Cochlear Implant Surgery? *Acta Otolaryngol*, 127(9):907–13, 2007.
- [134] C.A. Puliafito, M.R. Hee, C.P. Lin, E. Reichel, J.S. Schuman, J.S. Duker, J.A. Izatt, E.A. Swanson, and J.G. Fujimoto. Imaging of Macular Diseases with Optical Coherence Tomography. *Ophthalmology*, 102(2):217–229, Feb 1995.
- [135] H.J. Böhringer, E. Lankenau, V. Rohde, G. Hüttmann, and A. Giese. Optical Coherence Tomography for Experimental Neuroendoscopy. *Minimally Invasive Neurosurgery*, 49(5):269–275, 2006.
- [136] L. Ramrath, U.G. Hofmann, G. Hüttmann, A. Moser, and A. Schweikard. Towards Automated OCT-based Identification of White Brain Matter. In A. Horsch, T.M. Deserno, H. Handels, H.P. Meinzer, T. Tolxdorff, and W. Brauer, editors, *Bildverarbeitung für die Medizin 2007*, Informatik aktuell, pages 414–418. Springer Berlin Heidelberg, 2007.
- [137] H.J. Böhringer, D. Boller, J. Leppert, U. Knopp, E. Lankenau, E. Reusche, G. Hüttmann, and A. Giese. Time-Domain and Spectral-Domain Optical Coherence Tomography in the Analysis of Brain Tumor Tissue. *Lasers in Surgery and Medicine*, 38(6):588–597, 2006.

-
- [138] D. Huang, E.A. Swanson, C.P. Lin, J.S. Schuman, W.G. Stinson, W. Chang, M.R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C.A. Puliafito, and J.G. Fujimoto. Optical Coherence Tomography. *Science*, 254(5035):1178–1181, 1991.
- [139] B.E. Bouma and G.J. Tearney. *Handbook of Optical Coherence Tomography*. Marcel Dekker, Inc., New York, NY, USA, 2002.
- [140] D.W.R. Bleyl. *Handbuch der Mikroskopie*. VEB Verlag Technik, Berlin, Germany, 1973.
- [141] T. Just, E. Lankenau, G. Hüttmann, and H.W. Pau. Optische Kohärenztomographie in der Mittelohrchirurgie. *HNO*, 57:421–427, 2009.
- [142] J. Dainty. *Laser Speckle and Related Phenomena*. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 1984.
- [143] S.G. Adie, T.R. Hillman, and D.D. Sampson. Investigation of Speckle Contrast Ratio in Optical Coherence Tomography. In *in Proc. SPIE 6085, Complex Dynamics and Fluctuations in Biomedical Photonics III*, 2006.
- [144] T.R. Hillman, S.G. Adie, V. Seemann, J.J. Armstrong, S.L. Jacques, and D.D. Sampson. Correlation of Static Speckle with Sample Properties in Optical Coherence Tomography. *Opt. Lett.*, 31(2):190–192, Jan 2006.
- [145] E. Lankenau. *Optische Kohärenztomographie*. Dissertation, 2003.
- [146] G. Hüttmann and E. Lankenau. *Optical Coherence Tomography (OCT) - An Emerging Technology for Three-Dimensional Imaging of Biological Tissues*, pages 85–102. Artmann, G.M., Chien S. (eds.), Bioengineering in Cell and Tissue Research, Springer, 2008.
- [147] M. Brezinski. *Optical Coherence Tomography - Principles and Applications*. Elsevier, Inc., Riverport, USA, 2006.
- [148] M.A. Bail, G. Haeusler, J.M. Herrmann, M. W. Lindner, and R. Ringler. Optical Coherence Tomography with the „Spectral Radar“: Fast Optical Analysis in Volume Scatterers by Short-coherence interferometry. In *Proc. of SPIE, vol. 2925*, pages 298–303, 1996.

-
- [149] E. Lankenau, D. Klinger, Ch. Winter, A. Malik, H.H. Müller, St. Oelckers, H.W. Pau, T. Just, and G. Hüttmann. Combining Optical Coherence Tomography (OCT) with an Operating Microscope. In *Advances in Medical Engineering, vol. 114*, pages 343–348. Springer, 2007.
- [150] P.H. Tomlins and R.K. Wang. Theory, Developments and Applications of Optical Coherence Tomography. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 38:2519–2535, 2005.
- [151] F. Gasca and L. Ramrath. Model-Based Detection of White Matter in Optical Coherence Tomography Data. In *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 1623–1626, August 23rd-26th 2007.
- [152] H.J. Böhringer, E. Lankenau, F. Stellmacher, Reusche E., G. Hüttmann, and A. Giese. Imaging of Human Brain Tumor Tissue by Near-Infrared Laser Coherence Tomography. *Acta Neurochirurgica*, 151(5):507–517, April 2009.
- [153] C.R. Wirtz, M.M. Bonsanto, M. Knauth, V.M. Tronnier, F.K. Albert, A. Staubert, and S. Kunze. Intraoperative Magnetic Resonance Imaging to Update Interactive Navigation in Neurosurgery: Method and Preliminary Experience. *Computer Aided Surgery*, 2:172–179, 1997.
- [154] Ch. Nimsky, O. Ganslandt, P. Hastreiter, and R. Fahlbusch. Intraoperative Compensation for Brain Shift. *Surgical Neurology*, 56(6):357 – 364, 2001.
- [155] M. Finke and A. Schweikard. Automatische Untersuchung großer Gewebeflächen mittels Optischer Kohärenztomographie. In *9. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC 2010)*, November 2010.
- [156] J.M. Schmitt, S.H. Xiang, and K.M. Yung. Speckle in Optical Coherence Tomography. *Journal of Biomedical Optics*, 4(1):95–105, 1999.
- [157] R.U. Thoranaghatte, J.G. Giraldez, and G. Zheng. Landmark Based Augmented Reality Endoscope System for Sinus and Skull-base Surgeries. *Conference Proceedings of the International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 74–77, 2008.

-
- [158] G.J. Bootsma, J.H. Siewerdsen, M.J. Daly, and D.A. Jaffray. Initial Investigation of an Automatic Registration Algorithm for Surgical Navigation. *Conference Proceedings of the International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 3638–3642, 2008.
- [159] A. Wendt. 3D-Matching von ähnlichen Punktwolken in der Hüftendoprothetik. In *Seyfert, E. (Hrsg.), 22. Wissenschaftlich - Technische Jahrestagung der DGPF, Band 11, Neubrandenburg*, pages 207–216, 2002.
- [160] N. Li, P. Cheng, M.A. Sutton, and S.R. McNeill. Three-dimensional Point Cloud Registration by Matching Surface Features with Relaxation Labeling Method. *Experimental Mechanics*, 45(1):71–82, 2005.
- [161] A. Makadia, A. Patterson IV, and K. Daniilidis. Fully Automatic Registration of 3D Point Clouds. In *Proceedings of the 2006 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition - Volume 1*, pages 1297–1304, Washington, DC, USA, 2006. IEEE Computer Society.
- [162] N.J. Mitra, N. Gelfand, H. Pottmann, and L. Guibas. Registration of Point Cloud Data from a Geometric Optimization Perspective. In *Proceedings of the 2004 Eurographics/ACM SIGGRAPH symposium on Geometry processing, SGP '04*, pages 22–31, New York, NY, USA, 2004. ACM.
- [163] M.A. Audette, F.P. Ferrie, and T.M. Peters. An Algorithmic Overview of Surface Registration Techniques for Medical Imaging. *Medical Image Analysis*, 4:201–217, 1999.
- [164] K. Strasters, J. Little, J. Buurman, D. Hill, and D. Hawkes. Anatomical Landmark Image Registration: Validation and Comparison. In Jocelyne Troccaz, Eric Grimson, and Ralph Mösges, editors, *CVRMed-MRCAS'97*, volume 1205 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 161–170. Springer Berlin / Heidelberg, 1997.
- [165] J. Ehrhardt, H. Handels, and S.J. Pöppel. *Atlasbasierte Erkennung anatomischer Landmarken*, pages 393–397. Wittenberg, T., Hastreiter, P., Hoppe, U., Handels, H., Horsch, A., Meinzer, H.-P. (Hrsg.) *Bildverarbeitung für die Medizin 2003*, Informatik aktuell, Springer Verlag, Berlin, 2003.

-
- [166] J.Ch. Wolf, A. Schmidt-Richberg, R. Werner, J. Ehrhardt, and H. Handels. Optimierung nicht-linearer Registrierung durch automatisch detektierte Landmarken. In W. Brauer, Heinz Handels, Jan Ehrhardt, Thomas M. Deserno, Hans-Peter Meinzer, and Thomas Tolxdorff, editors, *Bildverarbeitung für die Medizin 2011*, Informatik aktuell, pages 89–93. Springer Berlin Heidelberg, 2011.
- [167] G.E. Christensen and H.J. Johnson. Consistent Image Registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(7):568–582, 2001.
- [168] B. Fischer and J. Modersitzki. Combination of Automatic non-Rigid and Landmark Based Registration: the Best of both Worlds. In M. Sonka & J. M. Fitzpatrick, editor, *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, volume 5032 of *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, pages 1037–1048, May 2003.
- [169] M. Capek, R. Wegenkittl, and P. Felkel. A Fully Automatic Stitching of 2D Medical Data Sets. In *Proc. of the 16th Biennial Int. EURASIP Conf. BIOSIGNAL 2002*, Vutium Press, pages 326–328, 2002.
- [170] H.J. Johnson and G.E. Christensen. Consistent Landmark and Intensity-Based Image Registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(5), 2002.
- [171] K. Ito, T. Aoki, E. Kosuge, and R. Kawamata. Medical Image Registration Using Phase-Only Correlation for Distorted Dental Radiographs. In *19th Int. Conf. on Pattern Recognition, ICPR2008*, pages 1–4, 2008.
- [172] G.H. Dunteman. *Principal Components Analysis*. SAGE Publications, Inc., 1989.
- [173] S. Rusinkiewicz and M. Levoy. Efficient Variants of the ICP Algorithm. *International Conference on 3D Digital Imaging and Modeling*, page 145, 2001.
- [174] Volume Rendering Engine. <http://www.voreen.org/>.
- [175] K.L. Conrad, P.S. Shiakolas, and T.C. Yih. Robotic Calibration Issues: Accuracy, Repeatability and Calibration. In *Proc. of the 8th Mediterranean Conf. on Control and Automation (MED 2000)*, Rio Patras, Greece, 2000.
- [176] Y. Koren. *Robotics for Engineers*. McGraw-Hill, Inc., New York, NY, USA, 1985.

-
- [177] M.A. Meggiolaro, C. Mavroidis, and S. Dubowsky. Identification and Compensation of Geometric and Elastic Errors in Large Manipulators: Application to a High Accuracy Medical Robot. In *Proc. of 1998 ASME Design Engineering Technical Conferences, Atlanta, GA, USA*, 1998.
- [178] Atracsys LLC. http://www.atracsys.com/_products/accuTrack_compact.php.
- [179] L. Firestone, K. Cook, K. Culp, N. Talsania, and K. Jr. Preston. Comparison of Autofocus Methods for Automated Microscopy. *Cytometry*, 12(3):195–206, 1991.
- [180] S.K. Nayar and Y. Nakagawa. Shape from Focus. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, 16:824–831, August 1994.
- [181] N.K. Chem, P.A. Neow, and M.H. Jr. Ang. Practical Issues in Pixel-Based Autofocusing for Machine Vision. In *Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Seoul, Korea*, pages 2791–2796, 2001.
- [182] J.M. Tenenbaum. *Accommodation in Computer Vision*. PhD thesis, Stanford University, Stanford, CA, USA, 1971. AAI7119769.
- [183] T. Suthau. *Augmented Reality - Positionsgenaue Einblendung räumlicher Informationen in einem See Through Head Mounted Display für die Medizin am Beispiel der Leberchirurgie*. PhD thesis, Technische Universität Berlin, 2006.
- [184] Z. Zhang. Flexible Camera Calibration by Viewing a Plane from Unknown Orientations. In *in IEEE Int. Conf. on Computer Vision (ICCV)*, pages 666–673, 1999.
- [185] T. Luhmann. *Nahbereichsphotogrammetrie - Grundlagen, Methoden und Anwendungen*. Wichmann Verlag, Heidelberg, 2003.
- [186] J. Heikkila and O. Silven. A Four-step Camera Calibration Procedure with Implicit Image Correction. In *Proceedings of the 1997 Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR '97)*, CVPR '97, pages 1106–, Washington, DC, USA, 1997. IEEE Computer Society.
- [187] A.D. Wiles, D.G. Thompson, and D.D. Frantz. Accuracy Assessment and Interpretation for Optical Tracking Systems. In R. L. Galloway Jr., editor, *Society*

- of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, volume 5367 of *Presented at the Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference*, pages 421–432, May 2004.
- [188] Bundesrepublik Deutschland. *Gesetz über Medizinprodukte*. Bundesgesetzblatt, 1995, Letzte Änderung vom 24.07.2010.
- [189] T. Grechenig and M. Bernhart. *Softwaretechnik*. Pearson, 2009.
- [190] H.M. Sneed and M. Winter. *Testen objektorientierter Software*. Hanser Fachbuchverlag, 2002.
- [191] A. Spillner and Linz T. *Basiswissen Softwaretest*. dpunkt.verlag, 2005.
- [192] A. Bolz and C. Moor. Bluetooth-Technologie als Kabelersatz im klinischen Umfelde. *Kardiotechnik*, vol. 4, 2007.