

Optisches 3D-Messverfahren für die Navigation in der roboterassistierten Minimal Invasiven Chirurgie

Von der Fakultät für Maschinenbau
der Universität Stuttgart zur Erlangung der Würde eines
Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.) genehmigte Abhandlung

vorgelegt von
Jan Stallkamp
aus Leverkusen

Hauptberichter: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Prof. E. h.
Dr.-Ing. E. h. Dr. h.c. mult.
Engelbert Westkämper

Mitberichter: Prof. Dr.-Ing. Hermann Sandmaier

Tag der mündlichen Prüfung: 09.06.2005

Institut für Industrielle Fertigung und Fabrikbetrieb der Universität Stuttgart (IFF)

2005

IPA-IAO Forschung und Praxis

Berichte aus dem
Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und
Automatisierung (IPA), Stuttgart,
Fraunhofer-Institut für Arbeitswirtschaft und
Organisation (IAO), Stuttgart,
Institut für Industrielle Fertigung und
Fabrikbetrieb (IFF), Universität Stuttgart
und Institut für Arbeitswissenschaft und
Technologiemanagement (IAT), Universität Stuttgart

Herausgeber:

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Prof. e.h. Dr.-Ing. e.h. Dr. h.c. mult. Engelbert Westkämper
und

Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Prof. e.h. Dr. h.c. Hans-Jörg Bullinger
und

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dieter Spath

Jan Stallkamp

Optisches 3D-Messverfahren
für die Navigation
in der roboterassistierten
Minimal Invasiven Chirurgie

Nr. 419

Dr.-Ing. Jan Stallkamp

Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung (IPA), Stuttgart

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Prof. e.h. Dr.-Ing. e.h. Dr. h.c. mult. Engelbert Westkämper

ord. Professor an der Universität Stuttgart

Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung (IPA), Stuttgart

Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Prof. e.h. Dr. h.c. Hans-Jörg Bullinger

ord. Professor an der Universität Stuttgart

Präsident der Fraunhofer-Gesellschaft, München

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dieter Spath

ord. Professor an der Universität Stuttgart

Fraunhofer-Institut für Arbeitswirtschaft und Organisation (IAO), Stuttgart

D 93

ISBN 3-936947-62-7 Jost Jetter Verlag, Heimsheim

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt. Die dadurch begründeten Rechte, insbesondere die der Übersetzung, des Nachdrucks, des Vortrags, der Entnahme von Abbildungen und Tabellen, der Funksendung, der Mikroverfilmung oder der Vervielfältigung auf anderen Wegen und der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, bleiben, auch bei nur auszugsweiser Verwertung, vorbehalten. Eine Vervielfältigung dieses Werkes oder von Teilen dieses Werkes ist auch im Einzelfall nur in den Grenzen der gesetzlichen Bestimmungen des Urheberrechtsgesetzes der Bundesrepublik Deutschland vom 9. September 1965 in der jeweils gültigen Fassung zulässig. Sie ist grundsätzlich vergütungspflichtig. Zuwiderhandlungen unterliegen den Strafbestimmungen des Urheberrechtsgesetzes.

© Jost Jetter Verlag, Heimsheim 2005.

Printed in Germany.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürften.

Sollte in diesem Werk direkt oder indirekt auf Gesetze, Vorschriften oder Richtlinien (z. B. DIN, VDI, VDE) Bezug genommen oder aus ihnen zitiert worden sein, so kann der Verlag keine Gewähr für die Richtigkeit, Vollständigkeit oder Aktualität übernehmen. Es empfiehlt sich, gegebenenfalls für die eigenen Arbeiten die vollständigen Vorschriften oder Richtlinien in der jeweils gültigen Fassung hinzuzuziehen.

Druck: printsystem GmbH, Heimsheim

Geleitwort der Herausgeber

Über den Erfolg und das Bestehen von Unternehmen in einer marktwirtschaftlichen Ordnung entscheidet letztendlich der Absatzmarkt. Das bedeutet, möglichst frühzeitig absatzmarktorientierte Anforderungen sowie deren Veränderungen zu erkennen und darauf zu reagieren.

Neue Technologien und Werkstoffe ermöglichen neue Produkte und eröffnen neue Märkte. Die neuen Produktions- und Informationstechnologien verwandeln signifikant und nachhaltig unsere industrielle Arbeitswelt. Politische und gesellschaftliche Veränderungen signalisieren und begleiten dabei einen Wertewandel, der auch in unseren Industriebetrieben deutlichen Niederschlag findet.

Die Aufgaben des Produktionsmanagements sind vielfältiger und anspruchsvoller geworden. Die Integration des europäischen Marktes, die Globalisierung vieler Industrien, die zunehmende Innovationsgeschwindigkeit, die Entwicklung zur Freizeitgesellschaft und die übergreifenden ökologischen und sozialen Probleme, zu deren Lösung die Wirtschaft ihren Beitrag leisten muss, erfordern von den Führungskräften erweiterte Perspektiven und Antworten, die über den Fokus traditionellen Produktionsmanagements deutlich hinausgehen.

Neue Formen der Arbeitsorganisation im indirekten und direkten Bereich sind heute schon feste Bestandteile innovativer Unternehmen. Die Entkopplung der Arbeitszeit von der Betriebszeit, integrierte Planungsansätze sowie der Aufbau dezentraler Strukturen sind nur einige der Konzepte, welche die aktuellen Entwicklungsrichtungen kennzeichnen. Erfreulich ist der Trend, immer mehr den Menschen in den Mittelpunkt der Arbeitsgestaltung zu stellen - die traditionell eher technokratisch akzentuierten Ansätze weichen einer stärkeren Human- und Organisationsorientierung. Qualifizierungsprogramme, Training und andere Formen der Mitarbeiterentwicklung gewinnen als Differenzierungsmerkmal und als Zukunftsinvestition in *Human Resources* an strategischer Bedeutung.

Von wissenschaftlicher Seite muss dieses Bemühen durch die Entwicklung von Methoden und Vorgehensweisen zur systematischen Analyse und Verbesserung des Systems Produktionsbetrieb einschließlich der erforderlichen Dienstleistungsfunktionen unterstützt werden. Die Ingenieure sind hier gefordert, in enger Zusammenarbeit mit anderen Disziplinen, z. B. der Informatik, der Wirtschaftswissenschaften und der Arbeitswissenschaft, Lösungen zu erarbeiten, die den veränderten Randbedingungen Rechnung tragen.

Die von den Herausgebern langjährig geleiteten Institute, das

- Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung (IPA),
- Fraunhofer-Institut für Arbeitswirtschaft und Organisation (IAO),
- Institut für Industrielle Fertigung und Fabrikbetrieb (IFF), Universität Stuttgart,
- Institut für Arbeitswissenschaft und Technologiemanagement (IAT), Universität Stuttgart

arbeiten in grundlegender und angewandter Forschung intensiv an den oben aufgezeigten Entwicklungen mit. Die Ausstattung der Labors und die Qualifikation der Mitarbeiter haben bereits in der Vergangenheit zu Forschungsergebnissen geführt, die für die Praxis von großem Wert waren. Zur Umsetzung gewonnener Erkenntnisse wird die Schriftenreihe „IPA-IAO - Forschung und Praxis“ herausgegeben. Der vorliegende Band setzt diese Reihe fort. Eine Übersicht über bisher erschienene Titel wird am Schluss dieses Buches gegeben.

Dem Verfasser sei für die geleistete Arbeit gedankt, dem Jost Jetter Verlag für die Aufnahme dieser Schriftenreihe in seine Angebotspalette und der Druckerei für saubere und zügige Ausführung. Möge das Buch von der Fachwelt gut aufgenommen werden.

Engelbert Westkämper Hans-Jörg Bullinger Dieter Spath

Vorwort

Diese Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung (IPA) in Stuttgart.

Herrn Professor Dr.-Ing. Prof. E.h. Dr.-Ing. E.h. Dr. h.c. mult. Engelbert Westkämper danke ich für seine wohlwollende Unterstützung und Förderung der Arbeit.

Herrn Professor Dr.-Ing. Hermann Sandmaier danke ich für die Durchsicht der Arbeit und die Übernahme des Mitberichts.

Die spontane und selbstverständliche Unterstützung, die ich von unterschiedlichen Personen in den Jahren der Entstehung dieser Arbeit erhalten habe, wird mir immer in guter Erinnerung bleiben. Diesen vielen Menschen sei Dank für ihren tatkräftigen Rat, die provozierenden Fragen und ein aufmunterndes Wort. Einen besonderen Dank möchte ich den Kollegen Dr.-Ing. Jochen Schliesser, Dipl.-Ing. Claus Kuhn, Dipl.-Ing. Markus Hüttel und den ehemaligen Kollegen Dr.-Ing. Hannes Dobler und Dr.-Ing. Norbert Lay für die kritischen Diskussionen und vielfältigen Anregungen aussprechen. Meinen Eltern Dr. med. Hans Stallkamp und Iris Stallkamp sowie meiner Tante Frau Karin Schwitalla gebührt der Dank, dass die neue deutsche Rechtschreibung ihren Schrecken weitgehend verloren hat.

Herrn Professor Dr.-Ing. Dr. h.c. mult. Rolf Dieter Schraft danke ich für seine Förderung.

Den Mitarbeitern der Werkstätten danke ich für die Fertigung des Versuchsaufbaus und des Funktionsmusters. Herrn Rudolf Schwarz danke ich besonders für die Geduld, mit der er immer wieder und in kürzester Zeit die zahlreichen Bauteile für die Versuchsdurchführung hergestellt hat.

Viele Erkenntnisse dieser Arbeit sind nicht nur von wissenschaftlicher, sondern auch von sehr persönlicher Natur. Ich möchte diese Arbeit meinen Eltern widmen, die mich immer auf einzigartige Weise unterstützt haben.

Stuttgart, im Juni 2005

Jan Stallkamp

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungen und Formelzeichen	12
1 Einleitung.....	20
1.1 Problemstellung	20
1.2 Zielsetzung und Vorgehensweise	21
2 Ausgangssituation.....	23
2.1 Definitionen	23
2.1.1 Minimal Invasive Chirurgie	23
2.1.2 Operative Umgebung und Eingriffsstelle	23
2.1.3 3D-Messeinrichtung	23
2.1.4 Instrument	24
2.1.5 Navigationssystem	24
2.1.6 Bewegungsmechanismus	24
2.2 Einsatz von Robotern und Manipulatoren in der MIC	25
2.2.1 Roboter	25
2.2.2 Manipulatoren	26
2.2.3 Entwicklungstendenzen von Robotern und Manipulatoren	28
3 Analyse der Abläufe und Umgebungsbedingungen in der roboterassistierten MIC.....	30
3.1 Anwendungsbereiche	30
3.2 Abläufe bei der roboter- und manipulatorassistierten MIC	31
3.3 Messdaten für den Robotereinsatz	34
3.4 Messeigenschaften	38
3.5 Messeinrichtungen	40
3.5.1 Messeinrichtungen für die Bahnprogrammierung in der MIC	40
3.5.2 Komplementäre Messverfahren zur Videoendoskopie	43
3.6 Messvoraussetzungen in der MIC	45
3.6.1 Bauform und -größe	45
3.6.2 Sterilisation des Instruments	46
3.6.3 Messvoraussetzungen für den Laser-Triangulationssensor	47
3.6.4 Wirkung der Laserstrahlung auf das Gewebe	49
3.6.5 Gesetzliche und ethische Voraussetzungen	49
3.7 Ableitung von Anforderungen an die Messeinrichtung	50
3.7.1 Anforderungen aus den Abläufen der roboterassistierten MIC	50

3.7.2 Anforderungen an den Sensor	51
3.8 Ableitung von Entwicklungsschwerpunkten	52
4 Stand der Technik	54
4.1 Videoendoskopsysteme	54
4.2 Abstandsmessung mit Laser-Triangulationssensoren	55
4.2.1 Bauformen	55
4.2.2 Bildauswertungsverfahren	59
5 Konzeption der Messeinrichtung für die roboterassistierte MIC	62
5.1 3D-Messung	62
5.2 Bildverarbeitung des Messflecks	64
5.2.1 Auswertungsstrategie	64
5.2.2 Segmentierung der Messflecken	66
5.2.3 Zusammenfassung von Mehrfachprojektionen	68
5.2.4 Bezugspunktbestimmung	70
5.2.4.1 Intensitätsverteilungs-Verfahren	70
5.2.4.2 Konturschwerpunkts-Verfahren	70
5.2.5 Bestimmung des Risikofaktors	72
5.3 Kompensationsverfahren für geflutete Oberflächen	73
5.4 Konzeption eines MIC-Instruments mit der Messeinrichtung	81
5.4.1 Aufbau des Instruments	81
5.4.2 Kalibrierungsverfahren	83
6 Validierung und Bewertung der Messeigenschaften	88
6.1 Prüfverfahren	88
6.1.1 Versuchsaufbau	88
6.1.2 Prüfkörper	89
6.1.3 Statistik und Auswertung	91
6.2 Evaluierung des Messverfahrens	93
6.3 Untersuchung der Messeinflüsse	96
6.3.1 Deformation des Messflecks durch Intensitätsveränderung	96
6.3.1.1 Einfluss durch Oberflächenmaterial und -zustand	96
6.3.1.2 Lichtundurchlässiges Material	96
6.3.1.3 Semitransparentes Material	97
6.3.1.4 Oberflächentexturen	98
6.3.1.5 Materialübergänge	99
6.3.2 Deformation des Messflecks durch Konturveränderung	100
6.3.2.1 Fleckgröße	100
6.3.2.2 Sprungstellen und Mehrfachprojektionen	102
6.3.3 Messeigenschaften bei gefluteten Oberflächen	104
6.4 Risikomanagement	109

7 Realisierung des Funktionsmusters	111
7.1 Aufbau des Gesamtsystems	111
7.2 Aufbau des Sensors	112
7.2.1 Optischer und mechanischer Aufbau	112
7.2.2 Spiegelantrieb	114
7.3 Steuer- und Signalverarbeitungseinrichtung	115
7.3.1 Gesamtaufbau der Steuer- und Signalverarbeitungseinrichtung	115
7.3.2 Spiegelsteuerung	117
7.3.3 Prozesssteuerung	122
7.4 Kalibrierungsstation	126
7.5 Graphische Benutzerschnittstelle	128
7.6 Ergebnisse	132
8 Zusammenfassung und Ausblick.....	135
9 Summary.....	137
10 Literaturverzeichnis.....	142
Anhang A: Komponentenliste	151
Anhang B: Glossar	153

Abkürzungen und Formelzeichen

Abkürzungen

Bezugs-system-indizes	Indizes für die geometrische Beschreibung des Messvorgangs: <ul style="list-style-type: none">- E: Effektor- F: Flansch- K: Zeilenkamera- L: Linearachse- P: Invarianter Einstichspunkt (Pivotpunkt)- S: Sensor- S1, S2: Spiegel 1,2- $\overline{S1}$, $\overline{S2}$: Spiegel 1,2 mit z-Versatz- W: Welt- X: Platzhalter für S1, S2, $\overline{S1}$, $\overline{S2}$- Z: Z-Rotationsantrieb
Bildverarbeitungsindizes	Indizes für die Beschreibung des Bildverarbeitungsvorgangs: <ul style="list-style-type: none">- B: Resultierender Bezugspunkt im Pixel-Array- D: Pixel-Array als Differenz aus den Pixel-Arrays $\Gamma_L - \Gamma_R$- G: Auf einen Kanal reduziertes Pixel-Array- L: Pixel-Array des Endoskopbildes mit Lasermarkierung- R: Pixel-Array des Referenzendoskopbildes ohne Laser- T: Ergebnis der Bezugspunktberechnung für einen Messfleck- W: Gewichtetes, auf einen Kanal reduziertes Pixel-Array- Z: Wie "W", nur bezogen auf einen zusammengefassten Messfleck
CAS	Computer Aided Surgery
CCD	Charged Coupled Device
CT	Computertomographie
DIN	Deutsches Institut für Normung
DOF	Degrees Of Freedom
GUI	Graphical User Interface
HDTV	High Definition Television
HF	Hochfrequenz
HMD	Head Mounted Display
LCD	Liquid Crystal Display
LVDT	Linear Variable Differential Transformer

MIC	Minimal Invasive Chirurgie
MPG	(Deutsches) Medizinproduktegesetz
SSV	Steuer- und Signalverarbeitungseinrichtung
PAL	Phase Alternating Line
PSD	Position Sensitive Detector
MRT	Magnetresonanztomographie oder Kernspintomographie
NTB	Niedertemperatur-Plasma-Sterilisation
NTSC	National Television Standards Comitee
OLED	Organic Light-Emitting Diode
PC	Personal Computer
PSD	Position Sensitive Device
r,g,b	Indizes für Rot, Grün, Blau der Farbkanäle des Videoframes
ROI	Region of Interest
SECAM	Sequentiel Couleur Avec Memoire
SVHS	Super Video Home System
S1, S2	Indizes für die Umlenkspiegel
TTL	Transistor-Transistor-Logic
VHS	Video Home System
(3D-)US	(3D-)Ultraschall

Formelzeichen

a_M	mm	Gegenstandsweite des Abbildungsstrahlengangs des Laser-Triangulationssensors zwischen Objekt und Optik
B_k, \vec{B}_k	mm	Messpunkt auf der Oberfläche der Operativen Umgebung bzw. des Prüfkörpers, dargestellt als Bezeichner oder Vektor zum Sensorkoordinatensystem. Der Index k bezeichnet einen Vektor aus der Menge der gemessenen unterschiedlichen Oberflächenpunkte
$\vec{B}_{k, m, n}$	mm	Messpunkt bei statistischen Messungen. Die Indizes k, n, m beschreiben Stufe, Positionen und die Anzahl der Wiederholungen an einer Position

$\vec{B}_{k,m}$	mm	Mittelwert der an der Stelle k, m durchgeführten Einzelmessungen
$\vec{B}_{k,ref}$	mm	Referenzwert der auf der Stufe k durchgeführten Einzelmessungen
\vec{B}_k	mm	Messpunkt auf der Oberfläche der Operativen Umgebung bzw. des Prüfkörpers unter der Annahme, dass keine Brechung vorliegt
b_M	mm	Bildweite des Abbildungsstrahlengangs des Laser-Triangulationssensors zwischen Optik und Detektor
$\vec{C}_{A,B}$	mm	Beschreibung der Positionen während des Kalibrierungsvorgangs. A entspricht einem Bezugskoordina- tensystemindex und B einem ganzzahligen Zähler
c_i	--	Bezeichner des Oberflächensegments i bei der Bestimmung von $\vec{n}_{F,k}$
D_{Feld}	mm	Seitenlänge eines quadratischen Feldes in Pixeln um das Pixelelement $P_G(m, n)$, das für die Gewichtung des Pixels betrachtet wird
$D_{Instrument}$	mm	Durchmesser des Instrumentenschafts
$D_{Messfleck}$		Durchmesser des Messflecks. Bei elliptischem Strahlprofil: Durchmesser der Hauptachse
D_S	mm	Spiegelabstand
E_G	--	Ebene der Messoberfläche
E_A	--	Ebenengleichung des Strahlverlaufs bei gefluteten Oberflächen. A steht für $s_1, s_2, \bar{s}_1, \bar{s}_2$ oder X als Platzhalter für diese Indizes
g_{S1}, g_{S2}	--	Geradengleichung des Strahlverlaufs bei trockenen Oberflächen
\vec{H}_F, H_F	mm	Abstand zwischen dem Sensorkoordinatensystem und dem Lotpunkt auf die Flüssigkeitsoberfläche
$\vec{H}_{\bar{F}}, H_{\bar{F}}$	mm	Abstand zwischen dem Sensorkoordinatensystem und dem Lotpunkt auf die Flüssigkeitsoberfläche mit z-Versatz
\vec{H}_G, H_G	mm	Abstand zwischen dem Sensorkoordinatensystem und dem Lotpunkt auf der Messoberfläche
$\vec{H}_{\bar{G}}, H_{\bar{G}}$	mm	Abstand zwischen dem Sensorkoordinatensystem und dem Lotpunkt auf der Messoberfläche mit z-Versatz

$I_{A, r}, I_{A, g}, I_{A, b}$	--	Intensität eines Pixelelements von Γ_A für die Farbkanäle r, g, b. A entspricht einem Bildverarbeitungsindex
$I_{K, Schwell}$	--	Intensitätsschwellwert für die Berechnung des Bezugspunktes mit der Zeilenkamera.
$Incr_{A, ist/soll}$	--	Soll/Ist-Inkrement für die Steuerung einer Bewegung relativ zum Bezugskoordinatensystemindex A
I_{S1}, I_{S2}	--	Stellstrom für die Spiegelantriebe von S1 und S2
L, J	--	Ganzzahlige Größe des Abtastrasters bei Anwendung des Interpolationsverfahrens
$M_{A, B}$	mm	Homogene 4x4 Matrix für die geometrische Transformationsbeschreibung, z. B. /NEI-96/. A, B entsprechen den Indizes des Bezugskoordinatensystems
$\vec{n}_F, \vec{n}_{F, k}$	mm	Normalenvektor auf die gesamte Flüssigkeitsoberfläche oder das Oberflächensegment k bezogen
$\vec{n}'_{F, k}$	mm	Angenäherter Normalenvektor des Oberflächensegments k ohne Berücksichtigung des Brechungseffekts
\vec{o}_A	mm	Ortsvektoren des Strahlverlaufs vom Ursprung des Sensorkoordinatensystems zum Spiegel S1/S2. A steht für $s1, s2, \bar{s1}, \bar{s2}$ oder x als Platzhalter für diese Indizes
$P_A(m, n)$	--	Einzelnes Pixelelement aus einem Pixel-Array mit den Koordinaten (m, n) . A entspricht einem Bildverarbeitungsindex
$P_{A, max}$	--	Pixelelement mit der größten Intensität im gesamten Pixel-Array Γ_A . A entspricht einem Bildverarbeitungsindex
$P_{K, min}, P_{K, max}$	--	Linker und rechter Randpunkt für die Bezugspunktbestimmung mit der Zeilenkamera
$P_{K, T}$	--	Resultierender Bezugspunkt auf der Zeilenkamera
$P_{T, A}$	--	Aus dem Bildverarbeitungsverfahren resultierender Bezugspunkt des Messflecks. Der Index A bezeichnet die Spiegelpositionen von $s1, s2, \bar{s1}, \bar{s2}$ bzw. x als universellen Platzhalter

$P_{T,A,B}$	--	Wie $P_{T,A}$, jedoch markiert B zusätzlich entweder die Verwendung des Intensitätsverteilungsverfahrens (Index: I) oder des Konturschwerpunktsverfahrens (Index: K)
$P_{T,A,l,j}$	--	Wie $P_{T,A}$, die Parameter (l,j) geben jedoch zusätzlich die Position im Messraster an
$P_{B,k}$	--	Resultierender Bezugspunkt im Pixel-Array mit dem Index k
$P_{K,t}$	--	Konturpunkte des Messflecks, die mit dem Konturschwerpunktsverfahren ermittelt werden
P_{ε}	--	Angenommener Drehpunkt der Schwenklinien beim Interpolationsverfahren
R	mm	Kantenradius des Prüfkörpers
\vec{r}_{1A}	mm	Richtungsvektoren des Strahlverlaufs vom Spiegel S1/S2 zur Mess- oder Flüssigkeitsoberfläche. A steht für $s_1, s_2, \bar{s}_1, \bar{s}_2$ oder x als Platzhalter für diese Indizes
$\vec{r}_{1\bar{s}_1}, \vec{r}_{1\bar{s}_2}$	mm	Richtungsvektoren des Strahlverlaufs vom Spiegel S1/S2 zur Mess- oder Flüssigkeitsoberfläche mit z-Versatz
\vec{r}_{2A}	mm	Richtungsvektoren des Strahlverlaufs von der Flüssigkeitsoberfläche zur Messoberfläche. A steht für $s_1, s_2, \bar{s}_1, \bar{s}_2$ oder x als Platzhalter für diese Indizes
$t_{\text{Einwirkung}}$	s	Einwirkzeit der Laserstrahlung auf das Gewebe
$w_{\text{kumuliert}}$	--	Gewichtungsfaktor für kumulierte Punkte von $P_{W(m,n)}$ bei der Bezugspunktbestimmung durch das Intensitätsverteilungsverfahren
$W_{B,k}$	--	Vollständiger Ausdruck: $W_{B,k}(\vec{B}_k, P_{B,k})$ Vollständige Beschreibung eines Messpunktes B_k, \vec{B}_k an der Stelle k , bestehend aus dem Messvektor und dem Bezugspunkt im Pixel-Array
$W_{A,l,j}$	--	Vollständiger Ausdruck: $W_{A,l,j}(\gamma_{A,l,j}, \beta_{A,l,j}, P_{T,A,l,j})$ Vollständige Beschreibung der Messwerte an der Stelle (l,j) , bestehend aus dem z-Rotationswinkel, dem Schwenkwinkel und dem Bezugspunkt im Pixel-Array. A entspricht $s_1, s_2, \bar{s}_1, \bar{s}_2$ bzw. x als universellem Platzhalter
w_N	rad/ mm	Normierungsfaktor für die Berechnung von w_{Risiko}

w_{Risiko}	--	Risikofaktor zur qualitativen Beschreibung des Ergebnisses einer einzelnen Punktmessung
\bar{w}_{Risiko}	--	Empirischer Grenzwert für den Risikofaktor w_{Risiko} während des Einsatzes der Messeinrichtung
w_r, w_g, w_b	--	Gewichtungsfaktoren für die Farbkanäle r,g,b
$w_{Schwell}$	--	Schwellwert zur Differenzierung der Pixelelemente in Γ_W
w_β	--	Einflussfaktor zur Berücksichtigung des Einstrahlungswinkels bei der Berechnung von w_{Risiko}
x_A, y_A, z_A	mm	Kartesische Koordinaten. A entspricht einem Bezugskoordinatensystemindex
$\alpha_A, \beta_A, \gamma_A$	deg	Rechtsdrehende Winkel in einem kartesischen Bezugssystem. A entspricht entweder einem Bezugskoordinatensystemindex oder x als universellem Platzhalter für $s_1, s_2, \bar{s}_1, \bar{s}_2$
$\beta_{A, Start}$	deg	Startwinkel für die Approximation des Schwenkwinkels mit A für $s_1, s_2, \bar{s}_1, \bar{s}_2$ oder x als universellem Platzhalter
Γ_A	--	Menge aller Pixelelemente $P_A(m, n)$ in einem Pixel-Array, bei der die Position jedes Elements durch die Koordinaten (m, n) beschrieben wird. A entspricht einem Bildverarbeitungsindex
$\gamma_{A, Start}$	deg	Startwinkel für die Approximation des z-Rotationswinkels mit A als $s_1, s_2, \bar{s}_1, \bar{s}_2$ oder x als universellem Platzhalter
$\Delta B_k, \Delta B_{k, max}$	mm	Offset bzw. maximal zulässiger Offset vom Soll-Messwert an der Stelle k
$\vec{\Delta B}_{k, Linear}$	mm	Linearitätsabweichung
$\vec{\Delta B}_{k, Ort}$	mm	Standardabweichung der örtlichen Wiederholpräzision
$\vec{\Delta B}_{k, Zeit}$	mm	Standardabweichung der zeitlichen Wiederholpräzision
$\vec{\Delta B}_{k, Grenz}$	mm	Abweichung durch die Grenzneigung

ΔH_T	--	Einflussfaktor der Auflösung durch die Veränderung des Messabstands bei der Berechnung von w_{Risiko}
$\Delta \bar{H}_T$	--	Einflussfaktor der Strahlprofils und der Fokussierung auf ΔH_T
ΔP_{ist}	--	Abstand des Ist- vom Soll-Bezugspunkt bei der Approximation im Pixel-Array
ΔP_{max}	--	Maximal zulässiger Abstand des Ist- vom Soll-Bezugspunkt bei der Approximation im Pixel-Array
ΔP_T	--	Abstand der einzelnen Bezugspunkte für die Berechnung von w_{Risiko}
$\Delta \bar{P}_T$	--	Bezugspunktabstand der einzelnen Bezugspunkte bei einer idealen Messung durch die Fehlstellung der Schwenkeinrichtung
$\Delta P_{\beta, ist}$	--	Abstand des Ist- vom Soll-Bezugspunkt bei der Approximation im Pixel-Array, bezogen auf eine Stellung des Schwenkwinkels
$\Delta P_{\gamma, ist}$	--	Abstand des Ist- vom Soll-Bezugspunkt bei der Approximation im Pixel-Array, bezogen auf die aktuelle Stellung des z-Rotationswinkels
$\Delta x_A, \Delta y_A, \Delta z_A$	mm	Relativer Offset bzw. Abweichung zu einem Bezugswert. A entspricht einem Bezugskoordinatensystemindex
$\Delta \alpha_A, \Delta \beta_A, \Delta \gamma_A$	deg	Rechtsdrehender, relativer Offsetwinkel bzw. Abweichung zu einem Bezugskoordinatensystem. A entspricht einem Bezugskoordinatensystemindex oder X als universellem Platzhalter für $s_1, s_2, \bar{s}_1, \bar{s}_2$
$\Delta \alpha_{S,A}, \Delta \beta_{S,A}, \Delta \gamma_{S,A}$	deg	Korrekturwinkel des Sensors für den Kalibrierungsvorgang, bezogen auf das Bezugskoordinatensystem mit dem Index A.
$\Delta \beta_{A, max}, \Delta \beta_{A, min}$	deg	Maximale und minimale Schrittweite für den Schwenkwinkel während der Annäherung an den Soll-Wert mit A als $s_1, s_2, \bar{s}_1, \bar{s}_2$ oder X als universellem Platzhalter
$\Delta \gamma_{A, max}, \Delta \gamma_{A, min}$	deg	Maximale und minimale Schrittweite für die z-Rotation während der Annäherung an den Soll-Wert mit A als $s_1, s_2, \bar{s}_1, \bar{s}_2$ oder X als universellem Platzhalter
$\Delta \varepsilon_B$	deg	Winkel der Schwenklinie zum Bezugspunkt beim Interpolationsverfahren

$\Delta\varepsilon_T$	deg	Winkel zwischen den Schwenklinien, die den Bezugspunkt beim Interpolationsverfahren einschließen
ϑ_A	deg	Winkel zwischen dem Lot auf die Flüssigkeitsoberfläche und dem Richtungsvektor \hat{r}_{1A} mit A als $s_1, s_2, \bar{s}_1, \bar{s}_2$ oder x als Platzhalter für diese Indizes
ϑ'_A	deg	Winkel zwischen dem Lot auf die Flüssigkeitsoberfläche und dem Richtungsvektor \hat{r}_{2A} mit A als $s_1, s_2, \bar{s}_1, \bar{s}_2$ oder x als Platzhalter für diese Indizes
ϑ_{Grenz}	deg	Grenzwinkel zwischen dem Lot auf den (kugelförmigen) Prüfkörper und dem Laserstrahl
$\vartheta_{Grenz, max}$	deg	Maximaler Grenzwinkel zwischen dem Lot auf den (kugelförmigen) Prüfkörper und dem Laserstrahl, bei dem noch eine ausreichend genaue Messung möglich ist
ϑ_S	deg	Winkel zwischen dem Lot auf die Flüssigkeitsoberfläche und dem Vektor (0,0,-1) des Sensorkoordinatensystems
λ	nm	Wellenlänge (hier: des Lasers)
λ_A, μ_A	--	Linearfaktoren von g_{s_1}, g_{s_2} oder E_{s_1}, E_{s_2} . A steht für $s_1, s_2, \bar{s}_1, \bar{s}_2$ oder x als Platzhalter für diese Indizes
λ'_A, μ'_A	--	Linearfaktoren von $\bar{g}_{s_1}, \bar{g}_{s_2}$ oder $\bar{E}_{s_1}, \bar{E}_{s_2}$, die den Abstand zur Mess- oder Flüssigkeitsoberfläche beschreiben. A steht für $s_1, s_2, \bar{s}_1, \bar{s}_2$ oder x als Platzhalter für die aufgeführten Bezeichner
ν_F	--	Brechungsindex an der Grenzschicht zwischen zwei Stoffen
Ψ_{Laser}	W/ cm ²	Leistungsdichte des Lasers

1 Einleitung

1.1 Problemstellung

Die Ziele der Minimal Invasiven Chirurgie (MIC) sind die Verringerung der Gewebetraumatisierung und der postoperativen Schmerzintensität, die Verkürzung des Krankenhausaufenthaltes sowie die Verbesserung des kosmetischen Ergebnisses bei der Behandlung des Patienten /KÖC-98/ /BUE-96-1/ /CUS-91/.

Diese Ziele werden bei der praktischen Durchführung wegen fehlender technischer Hilfsmittel nur teilweise erreicht /PAS-03/ /FAL-99/ /SCHR-99/ /TRA-96/. Daher werden Operationen nicht minimal invasiv durchgeführt, obwohl von der Anwendung der MIC in sensiblen, kompakten und mikroskopischen Regionen, z. B. im Gehirn oder am Herz, besondere Vorteile erwartet werden, z. B. /STA-04-2/ /STEIG-01/. Die Durchführung der MIC wird für den Chirurgen durch die reduzierte Wahrnehmung von der Eingriffsstelle und die eingeschränkte Präzision einer manuellen Instrumentenführung verursacht. Die Verwendung starrer Endoskope in einem möglichst kleinen Zugangskanal reduziert die Wahrnehmung des Chirurgen weitgehend um die haptische und taktile Rückmeldung des somatosensorischen Systems /SCHU-99-2/ /LAU-96/. Die Wahrnehmung beschränkt sich auf das meist zweidimensionale Endoskopbild, das dem Chirurgen die Interpretation der räumlichen Gewebeausdehnung an der Eingriffsstelle erschwert und nur ein eingeschränktes sowie verzerrtes Blickfeld vor dem Endoskop gewährt /TAF-99/ /BUE-96-2/ /TEN-95/. Damit entfallen wesentliche Informationen als Orientierungs- und Entscheidungsgrundlage für den Chirurgen, auf die er bei offenen, konventionellen Operationen zurückgreifen kann. Die unterschiedliche Bewegungsrichtung der Instrumente relativ zum Patienten und relativ zur Blickrichtung des Chirurgen auf den Monitor mit dem Endoskopbild führen im schlimmsten Fall zusätzlich zu gefährlichen Richtungsverwechslungen /SCHU-99-3/. Besonders bei mikrochirurgischen Eingriffen stößt die MIC bei manueller Instrumentenführung an ihre natürlichen Grenzen, wenn eine hohe Präzision erforderlich ist /SCHE-95/. In kompaktem Gewebe besteht bei der konventionellen Vorgehensweise die Gefahr einer weiteren Aufdehnung des Zugangskanals und einem zusätzlichen Läsionsrisiko.

Eine präzise Instrumentenführung in der MIC soll aktuell durch den Einsatz von Robotern oder Manipulatoren erreicht werden /WAP-97/, deren Bewegung direkt durch die Eingabe des Chirurgen mit einem Joystick oder vergleichbarer Geräte gesteuert werden /FED-01/ /LUE-99/ /VOG-95/. Dadurch bleiben jedoch die Nachteile der manuellen Instrumentenführung teilweise erhalten und die Vorteile vom Einsatz eines mechanischen Bewegungsmechanismus werden nicht ausgeschöpft. Bereits zu Beginn der Entwicklung von Robotersystemen für die Chirurgie wurde daher erkannt, dass die Vorteile von Bewegungsmechanismen für den chirurgischen Eingriff zum großen Teil erst bei einer automatischen Durchführung zumindest von Teilarbeitsschritten ausgenutzt werden /RAD-01/ /GLA-95/, d. h. dem Einsatz von Robotern als programmierbare Manipulatoren. Eine automatische Durchführung von operativen Maßnahmen in elastischem Gewebe wurde für

Eingriffe nach der MIC-Methode bisher jedoch nur in Versuchsumgebungen realisiert, so dass es sich bei den tatsächlich in der Klinik in der MIC eingesetzten Systemen fast ausschließlich um Manipulatoren handelt.

Für die Planung, Steuerung und Überwachung der roboterassistierten Chirurgie werden heute Navigationssysteme eingesetzt. Eine automatische Führung der Instrumente setzt die Programmierung der Roboterbahn auf der Basis aktueller geometrischer Daten von der Eingriffsstelle und deren Überwachung voraus. Die Bahnprogrammierung erfolgt in den meisten Fällen auf der Basis von medizinischen 3D-Bilddaten vom Computer (CT)- oder Magnetresonanztomographen (MRT). Diese Daten reichen für eine präzise Steuerung bei Eingriffen in elastischem Gewebe während der MIC nicht aus, da die verfügbaren CT- und MRT-Systeme keine aktuellen Daten vom Zustand des elastischen Gewebes liefern, deren Form und Lage sich während des Eingriffs naturgemäß ständig verändert. Die Genauigkeit der Daten und die Auflösung bei Mikrostrukturen ist zu gering und stellt bereits bei Messungen in unelastischem Gewebe eine Fehlerquelle dar /STEIG-01/ /MAR-01/ /SIM-95/. Zusätzlich sind diese Systeme mit wenigen Ausnahmen nur präoperativ einsetzbar, so dass Veränderungen im Operationsfeld durch chirurgische Maßnahmen oder natürliche Gewebewebewegungen nicht erfasst werden /STA-00/. In der MIC können daher mit den bisher verfügbaren Messeinrichtungen keine präzisen chirurgischen Maßnahmen in elastischem Gewebe automatisiert durchgeführt werden /STA-04-2/. Die daraus resultierende eingeschränkte Ausnutzung von Bewegungsmechanismen in der MIC ist zu einem wesentlichen Teil auf das Fehlen von geeigneten Daten für die Bahnprogrammierung zurückzuführen. Die grundlegende Problemstellung dieser Arbeit ergibt sich daher aus dem Bedarf an alternativen Messverfahren für die Durchführung einer roboterassistierten MIC.

1.2 Zielsetzung und Vorgehensweise

Das Ziel dieser Arbeit besteht in der Entwicklung eines 3D-Messverfahrens, mit dem die Daten für die Navigation von roboterassistierten Maßnahmen in der MIC erfasst werden können. Die Novität gegenüber bereits verfügbaren Messverfahren liegt in der Konzeption der Messeinrichtung für die Umgebungsbedingungen im Operationsfeld und für die speziellen Anforderungen in der roboterassistierten MIC. Es wird die These aufgestellt und nachgewiesen, dass sich ein optisches Messverfahren trotz dieser Umgebungsbedingungen für diese Aufgabe eignet. Die Grenzen des Vorhabens liegen vor der Untersuchung und Erprobung der Messeinrichtung in der klinischen Anwendung, d. h. vor dem Einsatz im Operationssaal, für die die konzeptionellen Voraussetzungen im Rahmen der Realisierung eines Funktionsmusters geschaffen werden.

Diese Vorgehensweise ist im Überblick in Tabelle 1.1 anhand der Kapitelfolge dargestellt. Der Ausgangspunkt für die Entwicklung der Messeinrichtung ergibt sich aus der Beschreibung der Einschränkungen beim Einsatz von Robotern und Manipulatoren in der MIC. Sie liefert als eine der wesentlichen Ursachen für diese Einschränkungen das Fehlen von geeigneten Daten für die Programmierung des Robotersystems oder der Effektoren. Aus der Analyse der bisherigen Abläufe vor und während eines chirurgischen Eingriffs und

aus den Voraussetzungen für den Einsatz in der Operativen Umgebung ergeben sich die Anforderungen für ein geeignetes Messverfahren.

Kap.	Überschrift	Inhalt	Ergebnis
1	Einleitung		
2	Ausgangssituation	Aktuelle Defizite in der roboterassistierten MIC	Darstellung der Datenakquisition als Defizit
3	Datenanalyse für die roboterassistierte MIC	Analyse der Abläufe und der Umgebungsbedingungen in der roboterassistierten MIC	These zur Verwendung eines optischen Triangulationsverfahrens und Anforderungen an das Messverfahren
4	Stand der Technik	Stand der Technik von Triangulationsverfahren	Vorauswahl des Messverfahrens
5	Konzeption der Messeinrichtung für die roboterassistierte MIC	Lösungsansatz für das Messverfahren	Konzept des Messverfahrens
6	Validierung und Bewertung der Messeigenschaften	Evaluierung des Messverfahrens für die Bedingungen in der roboterassistierten MIC	Nachweis der Eigenschaften des Messverfahrens für den Einsatz in der roboterassistierten MIC
7	Realisierung des Funktionsmusters	Realisierung des Funktionsmusters	Darstellung der Integrierbarkeit in ein endoskopisches Instrument und in die Abläufe in der roboterassistierten MIC
8	Zusammenfassung und Ausblick		

Tabelle 1.1: Darstellung der Vorgehensweise

Es wird gezeigt, dass ein optischer 3D-Triangulationssensor die Voraussetzungen für den Einsatz in der MIC prinzipiell erfüllt. Davon ausgehend wird der Stand der Technik bereits verfügbarer Triangulationssensoren untersucht und ein grundlegendes Messprinzip abgeleitet. Als Lösungsansatz wird dieses Messprinzip für den Einsatz in der MIC weiterentwickelt. Die Überprüfung dieses Messverfahrens erfolgt anschließend mit Hilfe eines Messaufbaus. Anschließend wird mit Hilfe eines Funktionsmusters gezeigt, dass sich das Messprinzip für die Integration in ein Endoskop miniaturisieren lässt und sich prinzipiell für die Datenakquisition in der roboterassistierten MIC eignet.

2 Ausgangssituation

2.1 Definitionen

2.1.1 Minimal Invasive Chirurgie

Die Minimal Invasive Chirurgie (MIC) geht von der Definition des Begriffs Chirurgie als medizinisches Fachgebiet zur Erkennung und Behandlung von Erkrankungen aus, die ohne chirurgische Intervention zu gesundheitlichen Schäden oder zum Tod führen würden /PSC-94/. Der Zusatz "Minimal Invasiv" beinhaltet neben der Forderung nach dem atraumatischen chirurgischen Zugang per definitionem den am geringsten traumatisierenden Zugangsweg. Allgemein stellt die MIC eine therapeutische Methode dar, die mit unterschiedlichen chirurgischen Vorgehensweisen umgesetzt werden kann. Im nachfolgenden Text werden die konventionelle MIC ohne Einsatz eines Bewegungsmechanismus und die roboterassistierte MIC unterschieden.

2.1.2 Operative Umgebung und Eingriffsstelle

Als Operative Umgebung wird die Anatomie des Patienten in der unmittelbaren Umgebung des Instruments bezeichnet, die von den invasiven Maßnahmen betroffen ist oder einen unmittelbaren Einfluss auf diese Vorgänge hat, z. B. das Gewebe um den Zugangskanal. Als Eingriffsstelle wird der Teil der Operativen Umgebung bezeichnet, der durch eine invasive Maßnahme zum Erreichen der Therapieziele verändert wird. Unter invasiven Maßnahmen werden alle Aktionen eines Eingriffs bezeichnet, die eine Veränderung der Operativen Umgebung zur Folge haben. Die Begriffe Operative Umgebung und Eingriffsstelle werden für diese Arbeit neu eingeführt und in der oben beschriebenen Weise verwendet.

2.1.3 3D-Messeinrichtung

Nach DIN 32877 "Optoelektronische Messeinrichtungen" erfolgt hier die Aufschlüsselung der Messeinrichtung nach Sensor, Steuereinrichtung und Signalverarbeitungseinrichtung: Der Sensor tastet die Operative Umgebung ab und liefert ein Messsignal entsprechend dem physikalischen Messverfahren. Die Signalverarbeitungseinrichtung wandelt das Signal in die geforderte Messgröße um. Die Steuereinrichtung integriert die Funktionen und Abläufe der Messeinrichtung und verwaltet die Schnittstelle zur Datenausgabe. Im Fall der 3D-Messeinrichtung besteht die Messgröße aus einem geometrischen Vektor mit den Koordinaten eines Messflecks relativ zu einem Bezugssystem. Falls von Messeinrichtungen zur Erfassung anderer Modalitäten gesprochen wird, ist dies explizit aus dem Kontext zu entnehmen.

An dieser Stelle muss darauf hingewiesen werden, dass in der medizinischen Literatur der technische Begriff der 3D-Messeinrichtung ungebräuchlich ist. In den meisten Fällen wird aus historischen Gründen nicht von 3D-Messeinrichtungen, sondern von bildgeben-

den Verfahren gesprochen, da die Visualisierung deren ursprünglichen Zweck darstellte. Die Vermessungsaufgaben kamen mit einigen Ausnahmen erst später hinzu.

2.1.4 Instrument

Unter chirurgischen Instrumenten werden allgemein alle für den operativen Eingriff benötigten Geräte zusammengefasst /PSC-94/. In der MIC besteht das Instrument aus verschiedenen Kombinationen der Teilkomponenten Trokar, Endoskop, Effektor und Sensor. Der Trokar dient nach außen der Führung einer oder mehrerer der übrigen Teilkomponenten durch das Gewebe und nach innen deren Fixierung oder Führung relativ zur Eingriffsstelle. Das Endoskop besteht aus dem optischen Übertragungsweg mit dem Adapter für die Videokamera und dem Lichtleiter. Der Effektor ist vielgestaltig und umfasst die Geräte für die Durchführung der invasiven Maßnahme.

2.1.5 Navigationssystem

Obwohl der Begriff Navigationssystem als Produktname sowie als Titel von Vorträgen und Konferenzen eine breite Verwendung findet, lässt sich bisher keine gemeinsame Definition angeben. Für diese Arbeit werden die notwendigen Definitionen auf der Basis eigener Projekterfahrungen neu gefasst. Im Hinblick auf die große Variantenvielfalt von Navigationssystemen bei manuell durchgeführten und roboterassistierten Operationen wird hier folgende Definition eingeführt:

"Navigationssysteme sind Informationssysteme, die Messdaten und Eingaben für die Bestimmung eines Zielpunktes, Zielgebietes oder einer Bewegungsbahn relativ zur Operativen Umgebung auswerten und die Ziel- oder Bahnkoordinaten in beliebiger Form und an beliebige Empfänger ausgeben."

Damit wird festgehalten, dass ein Navigationssystem ausschließlich aus einem Datenverarbeitungssystem besteht. Es kann an unterschiedliche externe Schnittstellen angeschlossen werden, z. B. an eine Eingabekonzole des Chirurgen oder an Instrumente, die nicht wie bei verschiedenen Projekten oder Produkten als Bestandteil des Navigationssystems angesehen werden. Bei roboterassistierten Operationen übernimmt das Navigationssystem die Aufgabe des Reglers, wobei der Einfluss des Chirurgen auf die Regelung ebenso wie die Art der eingegebenen 3D-Messdaten offen bleibt.

2.1.6 Bewegungsmechanismus

In der aktuellen Chirurgie werden Roboter und Manipulatoren gleichermaßen eingesetzt. In Anlehnung an die VDI-Richtlinie 2860 "Handhabungsfunktionen und -einrichtungen" haben sich folgende Definitionen bewährt:

- "Ein (Tele-)Manipulator in der Chirurgie ist eine Maschine, deren Mechanismus aus einer Folge von Segmenten besteht, die durch Gelenke oder gegeneinander verschieblich verbunden sind. Er kann durch eine Bedienperson (Chirurg) gesteuert werden. Die gesteuerten Bewegungen (Eingaben) werden vom Manipulator direkt übertragen und ausgeführt."

- "Ein Roboter in der Chirurgie ist ein frei in drei oder mehr Achsen programmierbarer Manipulator, mit dem einzelne Schritte im Operationsverlauf automatisch durchgeführt werden können."

Die Unterscheidung zwischen Manipulator und Roboter liegt nicht in dem sichtbaren Bewegungsmechanismus, sondern in der Auslegung des Steuerungsprogramms. Der Bewegungsmechanismus bildet daher den kleinsten gemeinsamen Nenner für Manipulatoren und Roboter.

2.2 Einsatz von Robotern und Manipulatoren in der MIC

2.2.1 Roboter

Die ersten Konzepte zum Einsatz von Bewegungsmechanismen in der MIC gingen von der Zielsetzung einer automatischen Durchführung einzelner chirurgischer Maßnahmen aus. Bereits 1991 wurde mit der Entwicklung des MINERVA Systems für die Biopsie und für Stimulationsaufgaben in der Neurochirurgie begonnen und 1995 der Prototyp vorgestellt /GLA-95/. Während der Behandlung wird der Kopf des Probanden in einem stereotaktischen Rahmen fixiert. Anschließend wird das Instrument (Biopsienadel oder Elektrode) an einer vorgeplanten Stelle und in einem vorgeplanten Winkel mit dem Roboter in den Kopf vorgeschoben, Bild 2.1. Das Auffinden des Zugangspunkts mit der linearen Ausrichtung der Vorschubachse zur Eingriffsstelle wird präoperativ mit Hilfe eines Navigationssystems geplant.



Bild 2.1: MINERVA (Quelle: EPFL) und Navigationssystem VectorVision[®] (Quelle: BrainLAB)

Für die Verarbeitung in Navigationssystemen werden heute in den meisten Fällen digitalisierte Bilddaten in Form von zweidimensionalen Pixel- oder dreidimensionalen Voxel-Arrays vom Computertomographen (CT), Magnetresonanztomographen (MRT) oder in wenigen Fällen Ultraschall- oder Röntgendaten verwendet /WIR-98/. Diese Daten liefern sowohl eine farbcodierte qualitative Bildinformation über den Gewebetyp und -zustand als auch eine Aussage über die räumliche Lage eines Pixels oder Voxels relativ zum Bezugskoordinatensystem. Nach dem Laden der Bilddaten werden diese nach Wunsch des Chirurgen als Schichtbilder oder als dreidimensionale Rekonstruktion visualisiert /DAM-02/. Der Chirurg trägt die notwendigen Informationen zur Berechnung der Bahnkurve in Form

der Eintritts-, Zielpunkte, Trajektionslinien oder Objektgrenzen in die Bilddaten ein. Aus diesen Einträgen wird die Bahnkurve zunächst relativ zum Bilddatenkoordinatensystem berechnet und abgespeichert. In der Vorbereitungsphase der Operation werden diese Daten nach unterschiedlichen Verfahren mit dem realen Kopf des Probanden registriert /DAM-02/ /MAU-97/ /SCHME-97/ /ROH-99/, so dass die geplante Bahnkurve für die Robotersteuerung transformiert werden kann. Das Anfahren der Startposition und der Vorschub erfolgen anschließend automatisch nach der Aktivierung durch den Chirurgen.

Trotz der Anpassung an die praktischen Bedürfnisse der Chirurgen durch eine enge Zusammenarbeit entstand insgesamt nur ein Prototyp. Später wurde der NeuroMate[®] der Firma Intergrated Surgical Solution (ISS) für ein vergleichbares Einsatzspektrum bis zur Produktreife entwickelt und auf den Markt gebracht. Im Gegensatz zu MINERVA wird beim NeuroMate[™] jedoch nur die Vorpositionierung des Instruments aufgrund der Planungsergebnisse automatisch durchgeführt, während der Vorschub der Sonde manuell unter Anzeige der aktuellen Position im Bilddatensatz erfolgt. Über den Grund für diese Beschränkung konnten keine Veröffentlichungen gefunden werden. In Gesprächen mit Entwicklern oder Herstellern wurde jedoch erkennbar, dass die verfügbaren Navigationssysteme keine ausreichende Genauigkeit gewährleisten konnten, so dass beim Vorschub der Sonde zusätzlich die haptische und taktile Wahrnehmung des Chirurgen unerlässlich für die sichere Durchführung der Maßnahme blieb. Die hohen Kosten für ein Robotersystem und die Beschränkung auf eine einzelne Funktion, die mit verfügbaren Komponenten wie dem Stereotaktischen Rahmen, z. B. /KEL-86/, gleichwertig ausgeführt werden konnte, führten jedoch auch beim NeuroMate[®] zu einer geringen Verbreitung mit wenigen Installationen. Ein anderes Konzept wurde bei der Entwicklung eines Robotersystems für die Prostataresektion verfolgt und prototypisch umgesetzt, /MEI-99/ /ARA-99/ /HAR-95/. Bei diesem Verfahren wird der Roboter unter Endoskopsicht in eine Ausgangsposition gebracht und eine Ultraschallaufnahme von der Prostata erzeugt. In diese Bilddaten werden vom Chirurgen die zu resizierenden Volumen eingezeichnet. Zum Abschluss wird aus diesen Planungsdaten die Roboterbahn berechnet und ausgeführt. Obwohl die bisherigen wissenschaftlichen Ergebnisse im Hinblick auf eine automatisierte Prostataresektomie vielversprechend sind, sind keine Hinweise für den täglichen klinischen Einsatz oder eine Weiterentwicklung zu einem zugelassenen Produkt bekannt. Die Gründe hierfür liegen im hohen technischen Aufwand, im hohen Sicherheitsrisiko bei spontanen Veränderungen der Operativen Umgebung bei gleichzeitigem Effektoreinsatz und in der niedrigen Qualität der Bildgebung relativ zu den Präzisionsanforderungen bei der Bahnprogrammierung.

2.2.2 Manipulatoren

In der MIC werden Manipulatoren für den Einsatz in der Laparoskopie, Herzchirurgie und Neurochirurgie im klinischen Gebrauch eingesetzt. Zur Zeit werden bei diesen Anwendungen zwei unterschiedliche Konzepte verfolgt. Die größte Verbreitung findet ein vergleichsweise kostengünstig zu realisierendes Konzept, bei dem ausschließlich die Führung des Endoskops vom Manipulator übernommen wird. Das Endoskop ist am Manipulator fixiert und wird mit Hilfe eines Joysticks oder mit Spracheingabe während der Operation durch den Chirurgen gesteuert. Für den klinischen Einsatz wurden bereits

mehrere Systeme, u.a. der AESOP[®] von der Firma Computer Motion und der Evolution I von der Firma Universal Robot Systems (URS) als serienreife Systeme auf den Markt gebracht, Bild 2.2. Das Ziel beim Einsatz solcher Systeme ist ein Ersatz des assistierenden Chirurgen durch den Manipulator, der bei der konventionellen MIC die Führung des Instruments übernimmt. Neben der Einsparung der Assistentenstelle wird mit einer besseren Koordination der Endoskopbewegung einschließlich der stabilen Fixierung des Endoskops für diese Produkte geworben.



Bild 2.2: Die Manipulatoren Aesop[®] (Quelle: Computer Motion) und Evolution I (Quelle: URS)

In der Praxis ist der wirtschaftliche und praktische Nutzen vor dem Hintergrund hoher Investitions- und Wartungskosten für die klinischen Verhältnisse im europäischen Raum umstritten, was sich in der Zahl der Insolvenzen bei den Herstellern und gleichzeitig ständiger Neuentwicklungen widerspiegelt. Einem anderen Konzept folgen das ZEUS[®]-System (Computer Motion) und das daVinci[®]-System (Intuitive Surgical Solution) für den Einsatz in der Herz- und Bauchchirurgie, die nach dem Master-Slave-Prinzip betrieben werden, Bild 2.3.



Bild 2.3: Die Manipulatoren daVinci[®] (Quelle: Intuitive Surgical) und Zeus[®] (Quelle: Computer Motion)

Diese Systeme bestehen aus einem Bewegungsmechanismus für die Fixierung des Stereoendoskops und zwei Bewegungsmechanismus für die Führung der Effektoren, d. h. Zangen, Scheren und Nadelhalter etc. Die Bewegungsmechanismen und die Funktionen der Effektoren werden vom Chirurgen von einer Bedienerkonsole neben dem Operations-

tisch aus gesteuert. Während des Manipulatoreinsatzes blickt der Chirurg durch ein Stereookular, in das ein stereoskopisches Videobild von der Endoskopspitze auf die Operative Umgebung eingespiegelt wird. Mit Hilfe speziell angepasster Eingabegeräte kontrolliert er unmittelbar die Bewegung des Endoskops und der Effektoren ähnlich wie bei der manuellen Führung der Instrumente in der Operativen Umgebung. Die Eingaben durch den Chirurgen werden dabei skaliert und der Tremor in der Bewegung gefiltert, so dass die Durchführung von Eingriffen bei mikrochirurgischen Verhältnissen an der Eingriffsstelle wesentlich erleichtert wird. Diese Systeme finden in der Chirurgie trotz der hohen Anschaffungs- und Betriebskosten eine zunehmende Verbreitung. Die Defizite aus medizinischer Sicht werden in der Weiterentwicklung der Instrumente und vor allem im Einsatz von haptischen/taktilen Feedbacksystemen gesehen /SCHU-99-1/ /AUT-01/.

2.2.3 Entwicklungstendenzen von Robotern und Manipulatoren

Es fällt auf, dass mit den Entwicklungen der Manipulatoren in der MIC erst nach der Entwicklung von Robotersystemen für die automatische Durchführung einzelner operativer Maßnahmen begonnen wurde. Robotersysteme wurden jedoch in der MIC wegen der hohen Risiken beim Einsatz mit den verfügbaren Navigationssystemen nur in einem funktional eingeschränkten Einzelfall zur Produktreife entwickelt und es gibt nur eine geringe Anzahl an Installationen.

Eine nennenswerte Markteinführung erlebten die zu einem späteren Zeitpunkt realisierten Manipulatorsysteme für die MIC. In den Diskussionsforen blieb dieser Strategiewechsel aus medizinischer Sicht weitgehend unkommentiert, da sich die Forschungsarbeiten auf diesem Gebiet naturgemäß stark am technischen Angebot orientieren. Die Gegenüberstellung allgemein anerkannter Eigenschaften von Robotern und Manipulatoren in Tabelle 2.1 liefert einen ersten Hinweis auf technische Ursachen für diesen Entwicklungsverlauf.

Roboter	Manipulator
<ul style="list-style-type: none">+ Hohe Präzision, auch unter Last+ Komplexe Bahnführung+ Auflösung in mikrochirurgischer Umgebung+ Vorplanung der Maßnahme+ Ermüdungsfrei+ Zeit-, Personal- und Kosteneinsparung- Hoher technischer Aufwand für die Navigation	<ul style="list-style-type: none">+ Flexibilität gegenüber Veränderungen in der Operativen Umgebung durch den Chirurgen als Regler+ Einfaches Navigationssystem+ Skalierung und Filterung der Bewegungseingabe+ Zeit-, Personal- und Kosteneinsparung- Beschränkung der Präzision auf manuelle Fertigkeit des Chirurgen- Hoher technischer Aufwand für die Bedienkonsole

Tabelle 2.1: Gegenüberstellung der Eigenschaften von Roboter und Manipulator für die MIC

Der Roboter nutzt die mechanischen Eigenschaften des Bewegungsmechanismus im größeren Umfang und kommt damit den primären Gründen für den Einsatz von Bewegungsmechanismen in der MIC wesentlich näher als der Manipulator. Mit Ausnahme beim Einsatz für einfache Positionierungsaufgaben wird der Manipulatoreinsatz hier da-

her als Zwischenstufe auf dem Weg zu (teil)automatisierten Robotersystemen in der MIC angesehen und als Entwicklungstrend der Robotereinsatz angenommen. Allerdings existiert für den Robotereinsatz bis heute kein praktischer Nachweis für die erfolgreiche Umsetzung der Eigenschaften aus Tabelle 2.1, da die klinischen Erwartungen durch die verfügbaren technischen Lösungen noch nicht erfüllt werden. Die technischen Defizite lassen sich durch eine grobe Betrachtung der einzelnen, für den Robotereinsatz notwendigen Komponenten näher bestimmen. Da auf dem Markt mittlerweile mehr als fünf zugelassene Robotersysteme und die zugehörigen Steuerungen mit entsprechenden Eigenschaften hinsichtlich Präzision und Dynamik zur Verfügung stehen, scheiden ein Mangel an Bewegungsmechanismen und deren unmittelbaren Peripheriesystemen, z. B. die Steuerung, als Ursache aus. Die möglichen Defizite werden damit auf die Bahnprogrammierung oder das Fehlen von geeigneten Effektoren weiter eingegrenzt. Die Bahnprogrammierung stellt dabei eine wesentliche Voraussetzung für den automatisierten Effektoreinsatz in der roboterassistierten MIC dar und besitzt in der Entwicklungsreihenfolge daher eine höhere Priorität. Das generelle Fehlen speziell für den Robotereinsatz entwickelter Effektoren lässt sich daher als Indiz dafür verwenden, dass die Roboterprogrammierung unter den Voraussetzungen der MIC bisher noch nicht ausreichend gelöst ist. Für die Bahnprogrammierung sind die geeigneten Planungsdaten und die Methoden zur Pfadgenerierung erforderlich. Da Lösungen für die Pfadgenerierung in großer Zahl verfügbar sind, z. B. beim Robotereinsatz in der Produktion, lässt sich als primäres Defizit die Verfügbarkeit von geeigneten Planungsdaten bestimmen

/STA-04-3/. Mit der völligen Trennung der unmittelbaren Wahrnehmung des Chirurgen vom Operationsvorgang durch den Robotereinsatz in der MIC muss die Beschreibung der Operativen Umgebung als Grundlage für die Bahnberechnung wesentlich

- präziser,
- aktueller und
- in digitaler Form

angegeben werden /STA-04-1/. Diese Anforderungen sind bei Eingriffen in elastischem Gewebe besonders schwer zu erfüllen, wie die Analyse der Abläufe und Umgebungsbedingungen in der MIC zeigt.

3 Analyse der Abläufe und Umgebungsbedingungen in der roboterassistierten MIC

3.1 Anwendungsbereiche

Die bisherigen Ansätze für den Robotereinsatz in der MIC beschränken sich weitgehend auf Anwendungen in der Laparoskopie, Neurochirurgie und der Herzchirurgie. Die Erwartungen an den Manipulator- bzw. Robotereinsatz und die aktuellen Defizite sind in Tabelle 3.1 dargestellt.

	Laparoskopie	Neurochirurgie	Herzchirurgie
Qualitätssteigerung durch Präzision	(A) Ziel ist die Behandlung größerer Strukturen. Der Robotereinsatz vereinfacht den Operationsablauf durch die Fixierung des Instruments. Eine wesentliche Präzisionssteigerung wird hier zur Zeit nicht gefordert.	(C) Ziel ist die Manipulation sehr kleiner und empfindlicher Strukturen. Eine fehlerhafte Ausführung der Maßnahmen führt zur Gefährdung des Patienten, z. B. Blutungen. Vom Roboter wird die präzise und vereinfachte Ausführung erwartet.	
Unterstützung der Handhabung	(A) Ziel ist der Ersatz eines Assistenten für die parallele Führung von Endoskop und Effektoren. Vom Roboter wird eine Fixierung und Nachführung des Instruments erwartet.	(C) Ziel ist eine Operation, die über der Eingriffsstelle liegende, empfindliche Gewebeschichten nicht verletzt. Vom Robotereinsatz wird eine Schonung des Zugangskanals durch eine navigierte Bewegung des Instrumentenschafts im Gehirn erwartet.	(C) Ziel ist eine Operation am schlagenden Herzen, um die Belastung des Patienten durch die Herz-Lungen-Maschine zu reduzieren. Vom Robotereinsatz wird in Zukunft eine automatische Anpassung an die Herzbewegung erwartet.
Geschwindigkeit und Kosteneffizienz	(B) Ziel ist eine Verkürzung der Operationsdauer und eine Senkung der Kosten. Vom Robotereinsatz wird die Einsparung des Assistenten erwartet.	(C) Ziel ist eine Verkürzung der Operationsdauer und eine Senkung der Kosten. Vom Robotereinsatz wird die Einsparung des Assistenten erwartet.	
Erwartungen an das Robotersystem A: ...weitgehend erfüllt B: ...teilweise erfüllt C: ...bisher nicht erfüllt			

Tabelle 3.1: Erwartungen an den Robotereinsatz in der MIC und aktuelle Defizite

Die Erwartungen an den Roboter- oder Manipulatoreinsatz in der MIC werden bei laparoskopischen Eingriffen weitestgehend erfüllt. Die Defizite liegen in der präzisen und wirtschaftlichen Durchführung des Robotereinsatzes in der minimal invasiven Neurochirurgie und in der Herzchirurgie, wobei die Priorität in dieser Arbeit auf den ethischen Anspruch

der optimalen medizinischen Versorgung gelegt wird. Die wirtschaftliche Betrachtung wird dagegen im Folgenden vernachlässigt, da in der Geschichte der Medizintechnik der Wert eines Medizingerätes am medizinischen Nutzen und nicht an den Kosten eingeschätzt wurde. Mit den oben beschriebenen Szenarien werden jedoch noch nicht alle potenziellen zukünftigen Anwendungen einer roboterassistierten MIC erfasst, z. B. in der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, der Ophthalmologie, der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie etc. Trotzdem wird die Neuro- und Herzchirurgie als Referenz für die Ableitung von Anforderungen stellvertretend für zukünftige Anwendungen verwendet:

- Aus technischer Sicht werden die kritischen Umgebungsbedingungen in elastischen und mikroskopischen Gewebestrukturen repräsentiert.
- Aus medizinischer Sicht handelt es sich um klinisch relevante Anwendungen, wie einerseits die Verbreitung des daVinci[®]- und ZEUS[®]-Systems für die Herzchirurgie und die aus historischer Sicht ersten Ansätze von Robotern in der MIC für die Neurochirurgie zeigen.

Innerhalb der Neuro- oder Herzchirurgie existiert wiederum eine unbekannte Zahl von chirurgischen Indikationen, für die ein Robotereinsatz geeignet erscheint. Da der Ausgangspunkt dieser Arbeit jedoch in einer allgemeinen Betrachtung der roboterassistierten MIC besteht, wird mit Bypassoperationen in der Herzchirurgie und der Behandlung von Aneurysmen in der Neurochirurgie eine Auswahl getroffen, die typische chirurgische Maßnahmen in der MIC vollständig abdeckt. Sie werden für den Entwurf von Modellen und Szenarien in der nachfolgenden Analyse verwendet, nach denen Anforderungen im präklinischen Stadium einer medizinischen Geräteentwicklung abgeleitet werden. Es wird dabei in Kauf genommen, dass diese Maßnahmen im Hinblick auf einen Robotereinsatz heute noch als fiktiv angesehen werden müssen und kein praktisches Vorbild besitzen.

3.2 Abläufe bei der roboter- und manipulatorassistierten MIC

Die Gegenüberstellung der Abläufe bei roboterassistierten Operationen und manipulatorassistierten Eingriffen nach der Methode der MIC liefert zwei unterschiedliche Konzepte bei der Verwendung von Messeinrichtungen. Bisher wurde immer nur von der Ausführung der Maßnahme durch die Bewegung des Roboters ausgegangen. Wie beim System daVinci[®] mit dem Effektor EndoGrip[®] bereits sichtbar wird, ist jedoch in Zukunft eine Verschmelzung der Kinematik des Bewegungsmechanismus und der Kinematik des Effektors auszugehen, was im Folgenden berücksichtigt wird.

Bei roboterassistierten Eingriffen findet die Datenakquisition präoperativ statt. Die Planungsphase und die Operation erfolgen in mehreren örtlich und zeitlich nicht unbedingt zusammenhängenden Arbeitsschritten, Bild 3.1. Auf der Basis dieser Daten plant der Chirurg mit Hilfe des Navigationssystems die Bahnkurve der durchzuführenden Maßnahme. Das Bahnprogramm wird zu Beginn der Operation in der Prozessphase in die Robotersteuerungen geladen.

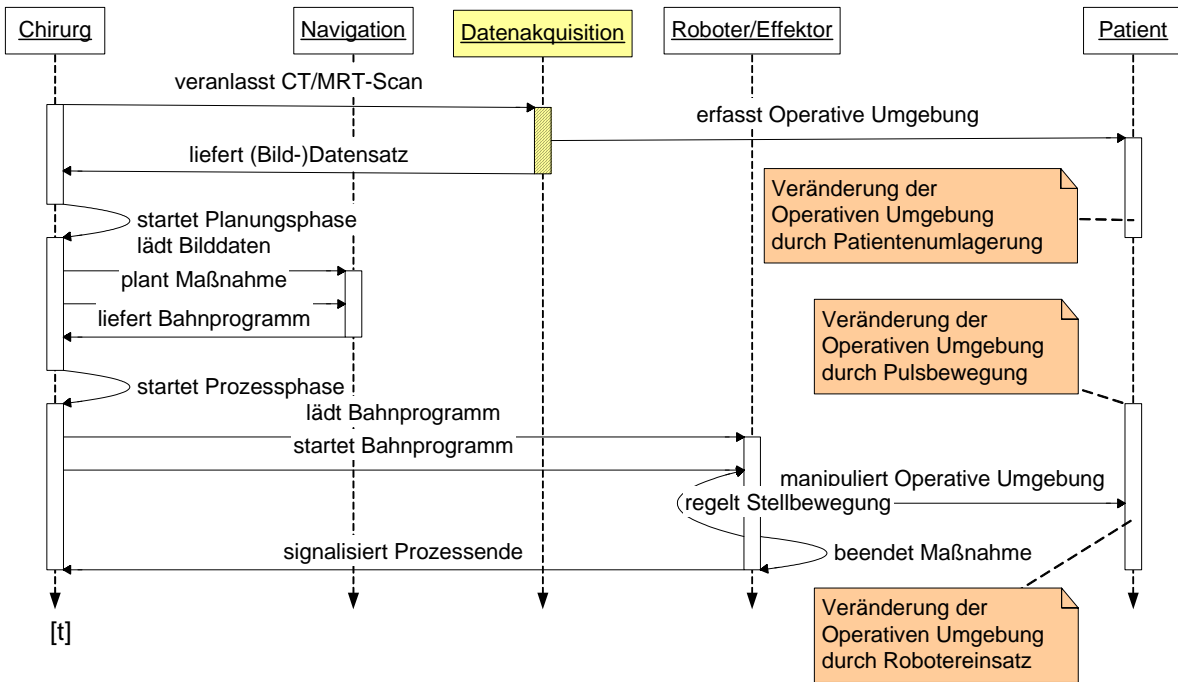


Bild 3.1: Ablauf der roboterassistierten Chirurgie

Beim Einsatz von Manipulatoren besteht die gemessene Information in der Regel nur aus dem Endoskopbild, das dem Chirurgen kontinuierlich aktuelle Informationen von der Operativen Umgebung zur Verfügung stellt, Bild 3.2.

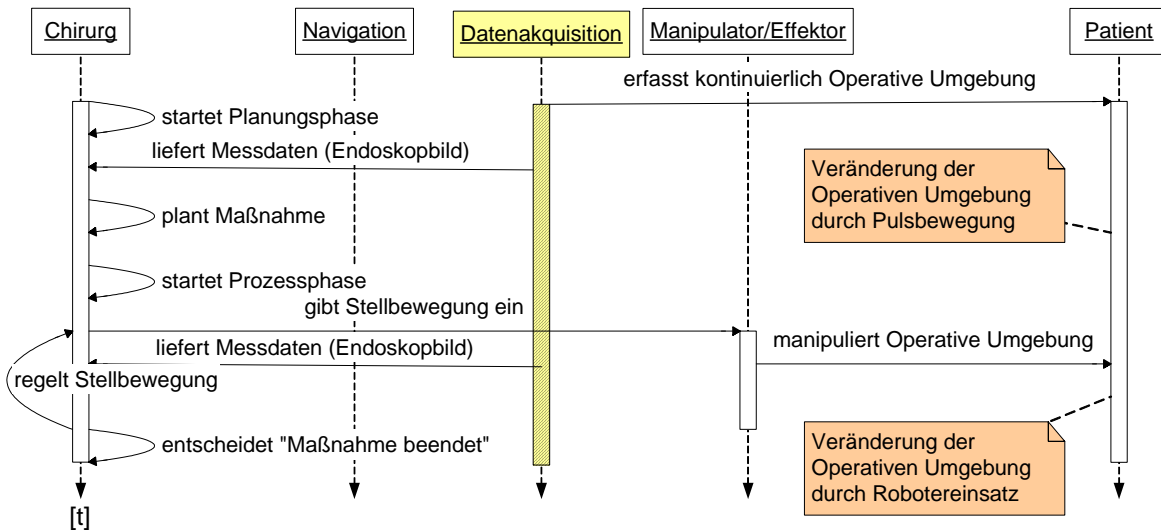


Bild 3.2: Einzelne Ablaufsequenz der manipulatorassistierten Chirurgie

Das haptische und taktile Feedback wird hier vernachlässigt, da es noch Bestandteil der aktuellen Forschung ist /RUU-01/. In einem sich ständig wiederholenden Vorgang findet die Regelung der Roboterbahn während des Eingriffs manuell durch den Chirurgen statt. In Tabelle 3.2 sind die beiden Abläufe hinsichtlich der Genauigkeit für das Operationsergebnis gegenübergestellt.

	Genauigkeit der Planungsphase	Genauigkeit der Prozessphase
Roboter	Die Verwendung von CT- und MRT-Bilddatensätzen erlaubt eine präzise Planung vor dem Eingriff bei unelastischem Gewebe. Eine genaue Planung bei elastischem Gewebe ist nicht möglich.	Der Roboter führt die geplanten Bewegungen exakt aus. Geometrische Veränderungen in der Operativen Umgebung während der Ausführung können nicht berücksichtigt werden.
Manipulator	Das Planungsergebnis ist nicht explizit für eine Bahnprogrammierung verwendbar und ist auf die Genauigkeit der Wahrnehmung des planenden Chirurgen beschränkt. Pulsbewegungen werden durch visuelle Inspektion erfasst.	Der Chirurg kontrolliert die Bewegungen mit manuell erreichbarer Genauigkeit. Geometrische Veränderungen in der Operativen Umgebung werden während der Ausführung durch Anpassung des Chirurgen berücksichtigt.

Tabelle 3.2: Gegenüberstellung der bisherigen Ablaufkonzepte hinsichtlich der erreichbaren Genauigkeiten

Allgemein kann bei ausgewählten Anwendungen in der Neuro- oder Herzchirurgie davon ausgegangen werden, dass die notwendige Präzision mit einem Manipulator nicht erreichbar ist und eine Automatisierung mindestens einzelner Schritte der chirurgischen Maßnahme erforderlich wird. Ohne Modifikationen eignet sich jedoch keines der beiden Verfahren für eine solche Automatisierung von Maßnahmen in der Herzchirurgie und der Neurochirurgie. Als wesentlicher Einflussfaktor auf die Auslegung der Messeinrichtung ergibt sich die ständige geometrische Veränderung der Operativen Umgebung, die durch Pulsbewegung, Verlagerung des Patienten und durch Einwirkung des Instruments auf das elastische Gewebe hervorgerufen wird. Der Ablauf beim Robotereinsatz umfasst die für eine automatisierte und dadurch präzise Durchführung der invasiven Maßnahme erforderliche Planungsphase, ermöglicht aber keine Anpassung an eine sich verändernde Operative Umgebung. Der Ablauf beim Manipulatoreinsatz ermöglicht diese Anpassung durch die Flexibilität des Chirurgen, führt jedoch zu einer auf die Geschicklichkeit des Chirurgen reduzierten Genauigkeit. Ein optimierter Ablauf kann durch die Kombination der positiven Eigenschaften der Abläufe beim Roboter- und Manipulatoreinsatz gewonnen werden, wenn der Schwerpunkt auf die präzise Durchführung einer einzelnen operativen Maßnahme gelegt wird. In diesem Fall wird wie beim Manipulator der Operationsverlauf aus kurzen, sich wiederholenden Sequenzen mit einer intraoperativen Planungs- und einer Prozessphase zusammengesetzt. Die Voraussetzung für eine Sequenz ist eine kontinuierliche Aktualisierung der geometrischen Daten von der Operativen Umgebung. In Bild 3.3 ist der optimierte Ablauf dargestellt. Da Behandlungsfehler in der Chirurgie zu irreparablen Folgeschäden führen können, würden heute weder die Chirurgen noch die Patienten eine weitere Automatisierung der Planungsprozesse akzeptieren. Außerdem stehen hierfür die technischen Lösungen noch nicht zur Verfügung. Daher verbleibt die Entscheidung über die Durchführung einer Maßnahme und die Überwachung der Sequenz vollständig beim Chirurgen. Im Gegensatz zu einem vollständig automatisierten Ablauf kann der Chirurg in jeder Sequenz noch Einfluss auf die Umgebungsbedingungen nehmen, indem er die Position des Instruments, seine Parameter oder die Umgebungsbedingungen, z. B. durch Spülung oder Absaugen, verändert.

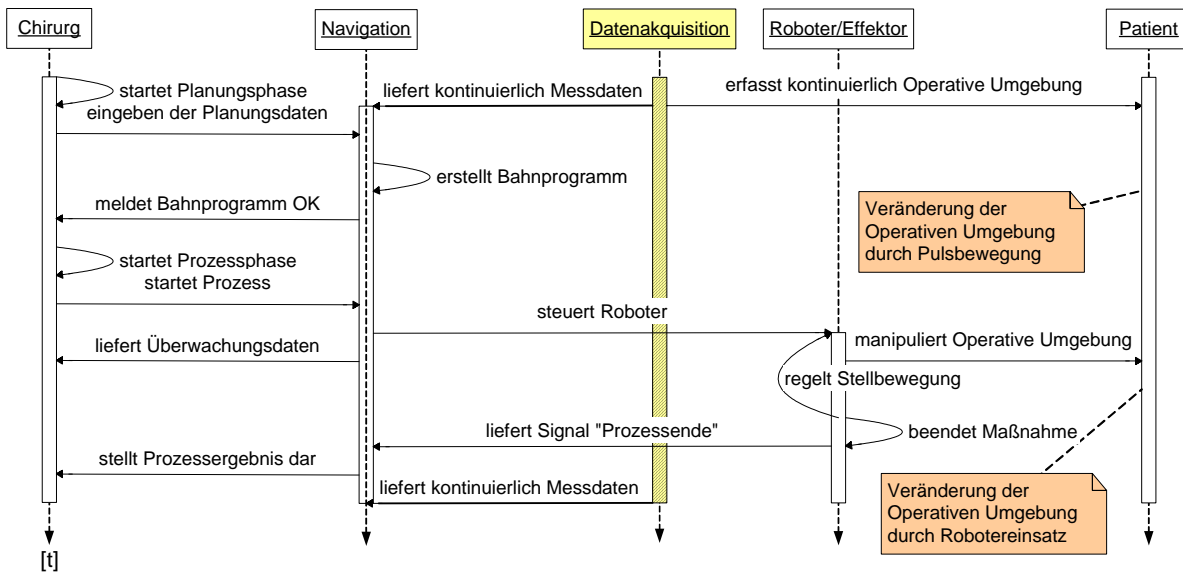


Bild 3.3: Einzelne Sequenz des optimierten Ablaufs für die roboterassistierte MIC

Dadurch lassen sich Unterbrechungen oder ein Abbruch des Robotereinsatzes zwischen den Sequenzen vermeiden, wenn zum Planungszeitpunkt mindestens eine qualitative Information über die Durchführbarkeit der geplanten Maßnahme in den vorgegebenen Parametern vom technischen System bereitgestellt werden kann. Die Bereitstellung der Aussagen über die Verfügbarkeit und Genauigkeit des Systems werden hier als Funktion des Risikomanagements betrachtet, da sie auch zum Abbruch des roboterassistierten Eingriffs führen könnten. Diese Funktion schützt jedoch nicht vor unerwarteten Situationen während der Durchführung der Maßnahme, die weiterhin durch eine kurzfristige Reaktion des Chirurgen während des laufenden Programms bewältigt werden müssen, d. h. eine ständige Überwachung erfordern.

Für die Auslegung der Messeinrichtung lässt sich zusammenfassend folgern, dass deren primäre Aufgabe im Fall der Neurochirurgie oder Herzchirurgie in der Erfassung der Navigationsdaten für eine intraoperative Bahnprogrammierung und für eine Überwachung der Abläufe besteht. Diese Abläufe erfordern eine kontinuierliche Vermessung der Umgebung und ein Hilfsmittel für den Chirurgen zur Abschätzung der Qualität des Planungsergebnisses. Außerdem muss gezeigt werden, dass sich der neue Ablauf in ein Operationsszenario integrieren lässt.

3.3 Messdaten für den Robotereinsatz

In der konventionell durchgeführten MIC wird das Instrument durch natürliche oder durch den Effektoreinsatz künstlich geschaffene Hohlräume vorgeschoben. Der Einsatz des Endoskopsystems als "Messeinrichtung" ermöglicht ausschließlich eine Orientierung an den sichtbaren Oberflächen der Operativen Umgebung unmittelbar vor der Endoskopoptik. Eine Planung automatischer Bewegungsabläufe des Instruments nach dem Ablauf in Kapitel 3.2 setzt zusätzlich mindestens die Existenz von Messdaten über die Oberflä-

chengeometrie relativ zum Instrument und seiner beweglichen Komponenten, z. B. der Effektoren, voraus. Die Ausgangssituation für die Durchführung einer Maßnahme ist in Bild 3.4 schematisch am Beispiel eines Skalpells als Effektor dargestellt.

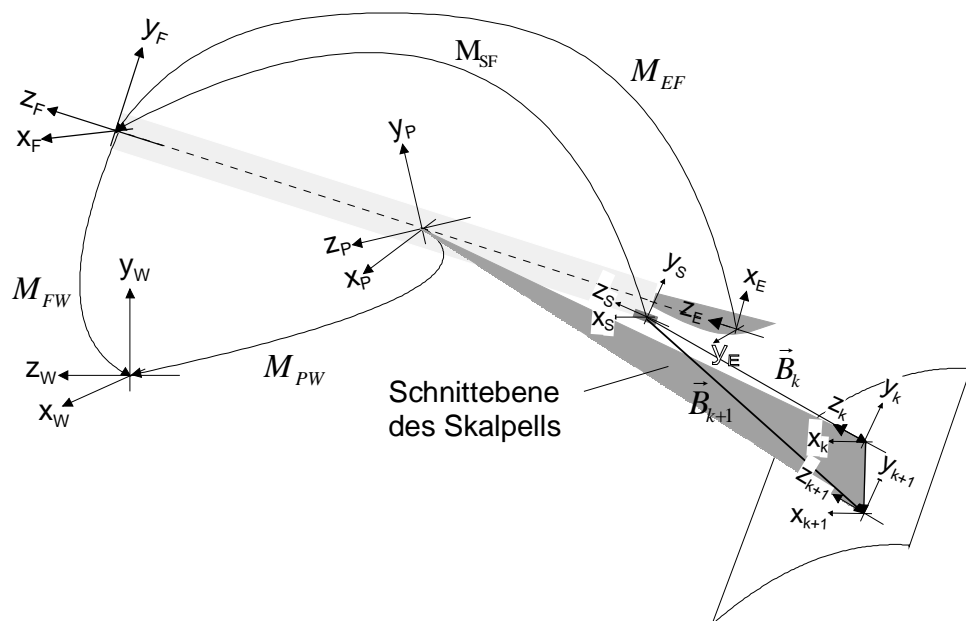
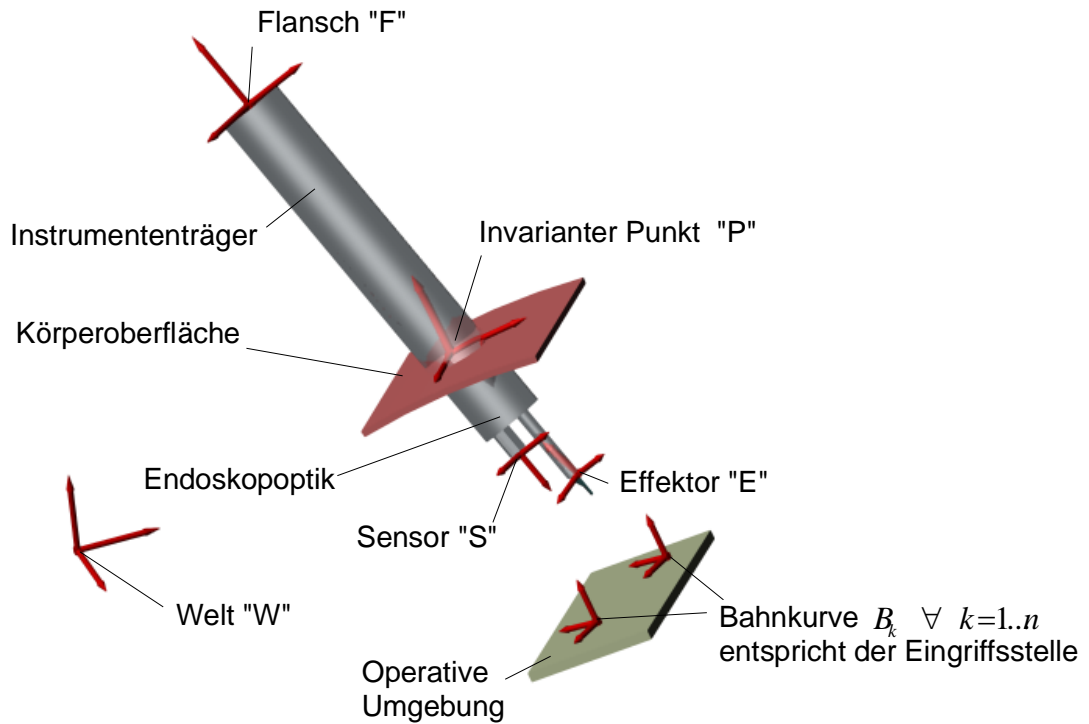


Bild 3.4: Darstellung der Operationssituation und der Bezugskordinatensysteme

Das Instrument ist am Flansch "F" mit dem Roboter verbunden, dessen Sockel mit dem Weltkoordinatensystem "W" identisch ist und während des Eingriffs nicht verschoben wird. Das Instrument bewegt sich relativ zur Eingriffsstelle um den invarianten (Pivot-) Punkt "P". Folgende geometrische Beziehungen des Instruments werden als bekannt vorausgesetzt:

- M_{PW} aus dem Operationsablauf bzw. der Planung mit Hilfe von MRT- und CT-Daten
- M_{SF} aus der Konstruktion
- M_{EF} aus der Konstruktion bei starrem Effektor oder als Ist-Wert der Steuerung bei verstellbarem Effektor
- Die Lage des Effektors relativ zur Oberfläche aus dem Wirkprinzip des Effektors, z. B. die Schneidgeometrie des Skalpells.

Für die Durchführung der geplanten Maßnahme sind die Matrizen M_{FW} bei starrem Effektor zur Beschreibung der Bewegungsbahn des Roboters oder/und M_{EF} zur Beschreibung der Effektorbewegung erforderlich. Da die ausführende Komponente auf die Auswahl des Sensors und die Bestimmung der erforderlichen Daten keinen Einfluss besitzt, wird hier von einem starren Effektor ausgegangen, d. h. es werden nur die Matrizen M_{FW} für die Bahnbeschreibung des Roboters betrachtet. Ausgehend von diesem Szenario hängt die Bestimmung der erforderlichen Messdaten von der durchzuführenden chirurgischen Maßnahme ab, die sich aus der konventionellen Vorgehensweise in drei Kategorien A-C zusammenfassen lassen, Tabelle 3.3.

	Chirurgische Maßnahme	Beschreibung	Erforderliche Messdaten
A	Vorpositionierung	Das Instrument wird in einem bestehenden Hohlraum vorpositioniert. Die Position im Raum wird durch einen Fußpunkt auf der Oberfläche, das Lot auf diesen Punkt und den Abstand angegeben. Es findet kein Effektoreinsatz statt.	Für die Durchführung der Aufgabe ist mindestens die Markierung des Bezugspunkts, die Vermessung des Vektors vom Fußpunkt zum Instrument und die Bestimmung der Normalen im Bezugspunkt erforderlich.
B	Greifen, Halten, Positionieren, Klammern, Heften (Stapler)	Der Effektor wird bis zu einem Punkt auf der Oberfläche vorgeschoben, aktiviert und anschließend bis zu einer definierten Position wieder entfernt.	Für die Durchführung der Aufgabe ist mindestens die Markierung des Eingriffspunktes, die Vermessung der Normalen in diesem Punkt für den Wirkungswinkel und die Beschreibung der Umgebungsgeometrie für die Kollisions- und Arbeitsraumbestimmung des Effektors erforderlich.
C	Schneiden, Trennen, Koagulieren, automatisches Nähen	Der Effektor wird entsprechend seines Wirkungsprinzips von einer Ausgangsposition aus aktiviert und relativ zur Oberfläche geführt.	Für die Durchführung der Aufgabe ist mindestens die Markierung aller Oberflächenpunkte entlang der Eingriffslinie, die Vermessung der Normalen in diesen Punkten zur Berücksichtigung des Wirkungswinkels und die Beschreibung der Umgebungsgeometrie für die Kollisions- und Arbeitsraumbestimmung entlang der Effektorbahn erforderlich.

Tabelle 3.3: Ableitung der erforderlichen Messdaten aus den Abläufen der chirurgischen Maßnahmen

Aus dieser Darstellung wird deutlich, dass die Ableitung der erforderlichen Messdaten aus zwei unterschiedlichen Perspektiven erfolgen muss:

- Aus den Messdaten müssen die Bahnkoordinaten für die räumliche Positionierung und Führung der Effektoren relativ zur Operativen Umgebung abgeleitet werden.
- Die Messdaten müssen die intuitive Programmierung der Bahnkurve durch den Chirurgen mit einer geeigneten Benutzerschnittstelle ermöglichen.

Die erforderlichen Informationen für den Chirurgen an der Benutzerschnittstelle sind nicht notwendigerweise identisch mit den Informationen für die Bahnprogrammierung: Für den Planungsvorgang benötigt der Chirurg qualitative Informationen über den Gewebetyp und -zustand und deren relative räumliche Anordnung zueinander, aber nicht notwendigerweise die quantitative Ausgabe der geometrischen Messdaten. Für die quantitativen Messdaten kann stellvertretend für andere operative Maßnahmen am Beispiel eines Skalpelleinsatzes gezeigt werden, dass für die Bahnberechnung der Maßnahmen in Tabelle 3.3 die Vermessung der Vektorenschar einzelner Punkte auf der Gewebeoberfläche relativ zum Koordinatensystem "S" des Instruments als minimales Messergebnis ausreicht. Für eine bekannte Ausgangslage des Bewegungsmechanismus M_{FW} sind die Vektoren $\vec{B}_k|^S$ mit $\vec{B}_k \forall k = 1 \dots n$ zur Beschreibung der Schnittlinie relativ zum Koordinatensystem der Messeinrichtung "M" durch die Eingabe des Chirurgen vorgegeben. Ist neben $\vec{B}_k|^S$ zusätzlich eine Schar der benachbarten Vektoren bekannt, so sind der Abstand und die Oberflächennormale in \vec{B}_k für die Aufgaben A-C aus den Differenzvektoren und dem Kreuzprodukt bestimmbar. Für die Bestimmung von $M_{FW,k}$ werden mit Gleichung 3.1 aus zwei benachbarten Vektoren $\vec{B}_k|^P$ und $\vec{B}_{k+1}|^P$ berechnet, wobei der invariante Punkt "P" für die folgenden Schritte zunächst das Bezugssystem darstellt.

$$\vec{B}_k|^P = (M_{SP} \cdot M_{FW} \cdot M_{PW}^{-1}) \cdot \vec{B}_k|^M \quad \text{Gl.3.1}$$

Im Fall der in Bild 3.4 dargestellten Skalpellklinge gibt die Differenz der Vektoren $\vec{B}_{k+1}|^P - \vec{B}_k|^P$ die Schnittrichtung an. Die Senkrechte der durch beide Vektoren aufgespannten Ebene entspricht der Normalen auf die Skalpellklinge und muss damit der y-Achse des Effektorkoordinatensystems "E" im Punkt B_k entsprechen. Dieser Vektor $\vec{B}_{k,y}|^P$ kann aus dem Kreuzprodukt der Ortsvektoren bestimmt werden, Gleichung 3.2.

$$\vec{B}_{k,y}|^P = \vec{B}_k|^P \times \vec{B}_{k+1}|^P \quad \text{Gl.3.2}$$

Die Verwendung des Kreuzproduktes ist eine Randbedingung, die sich aus der Auswahl des Skalpells als Effektor ergibt und kann an die geometrischen Bedingungen anderer Effektoren beliebig angepasst werden. Liegt die Schnittachse des Skalpells auf der durch "P" verlaufenden z-Achse des Instruments, dann ergibt sich $\vec{B}_{k,z}|^P$ jeweils aus der Verbindung von $\overline{PB_k}$, Gleichung 3.3.

$$\vec{B}_{k,z}|^P = \vec{B}_k|^P \times \vec{B}_{k,y}|^P \quad \text{Gl.3.3}$$

Auf die gleiche Weise kann dann auch $\vec{B}_{k,x}|^P$ aus dem Kreuzprodukt von $\vec{B}_{k,y}|^P$ und $\vec{B}_{k,z}|^P$

berechnet werden. Nach der Normierung von $\vec{B}_{k,x}|^P$, $\vec{B}_{k,y}|^P$, $\vec{B}_{k,z}|^P$ und mit $\vec{B}_k|^P$ als Translationsvektor können nun die Matrizen $M_{EP,k}$ erzeugt werden, die von der aktuellen Lage des Roboters bzw. des Effektors zum Zeitpunkt der Messung die notwendigen Transformationen für den Schnittprozess beschreiben. Die gesuchten Matrizen $M_{FW,k}$ ergeben sich dann aus Gleichung 3.4.

$$M_{FW,k} = M_{EF}^{-1} \cdot M_{EP,k} \cdot M_{PW} \quad \text{Gl.3.4}$$

Die Berechnung erfolgt sukzessiv für alle Intervalle zwischen den Vektoren $\vec{B}_k \forall k = 1 \dots n$, wobei die Messauflösung durch entsprechende Interpolationen erhöht wird. Die Kollisionkontrolle zwischen Instrument/Effektor und der Gewebeoberfläche als wichtige Aufgabe bei der Bahnprogrammierung kann nach den allgemeinen Methoden der graphischen Datenverarbeitung mit räumlich rekonstruierten Modellen erfolgen. Da sich diese Modelle ebenfalls aus Punktgittern zusammensetzen lassen, werden diese Methoden hier nicht näher behandelt.

Zusammenfassend sind für die Planung eines automatisierten Roboter- und Effektoreinsatzes aus Sicht des Chirurgen qualitative Aussagen über den Gewebetyp und -zustand und deren geometrische Ausdehnung erforderlich. Für die Programmierung der Roboterbahn reicht die Beschreibung der Oberfläche durch eine Vektorenschar aus, die durch Registrierung mit dem Endoskopbild in einen quantitativen Bezug zu den Planungsdaten gesetzt werden kann.

3.4 Messeigenschaften

Die qualitativen Messeigenschaften für den Planungsvorgang werden durch das Endoskopbild erfüllt, was bereits bei der praktischen Anwendung in der manipulatorassistierten und der konventionellen MIC im klinischen Alltag hinreichend nachgewiesen wurde. Über die quantitativen Eigenschaften und speziell über die Genauigkeit von Messeinrichtungen bei der Vermessung von Oberflächen für die Bahnberechnung in der MIC stehen aus verschiedenen Gründen noch keine Informationen zur Verfügung:

- In der Literatur existieren über Messeigenschaften für den Robotereinsatz in der minimal invasiven Herz- oder Neurochirurgie bzw. allgemein der MIC keine Aussagen, da deren Kenntnis für die manuelle oder manipulatorgestützte Vorgehensweise bisher nicht erforderlich waren.
- Auf Untersuchungen beim Robotereinsatz in der Orthopädie kann zum Vergleich nicht zurückgegriffen werden, da die verfügbaren Messeinrichtungen für unelastische Gewebeformen allgemein als ausreichend angesehen wurden und daher bis heute keine grundsätzlichen Untersuchungen erforderlich schienen.
- Die einschlägigen Richtlinien und Normen zur Qualitätssicherung in der Chirurgie liefern aus Anwendungssicht keine quantitativen Aussagen über die erforderlichen Messeigenschaften. Der Grund hierfür ist der Mangel an einem einheitlichen Modell zur präzisen Beschreibung des lokalen, menschlichen Organismus, d. h. der

Messbedingungen, wie die zahlreichen Bemühungen um eine realistische Gewebesimulation zeigen z. B. /TIL-03/ /HART-99/.

Umgebungsbedingung	Resultierende Messbedingung	Bemerkung
Die Instrumentenspitze befindet sich in einer gasgefüllten Kavität. Beliebige Geometrien der Kavitäten möglich.	<ul style="list-style-type: none"> - Messbereich: 70° in Blickrichtung des Endoskops - Messabstand: 3-30mm 	Auslegung nach typischen Öffnungswinkeln und Bildabständen für Endoskope. Für die Bewertung der Grenzwinkel wird eine halbschalenförmige Kavität mit der Instrumentenspitze im Brennpunkt angenommen.
Oberflächen bestehen aus weißer und grauer Gehirnmasse, Herzmuskelgewebe, Gefäß, Fettgewebe, Knochen und Knorpel. Der Oberflächenzustand ist durch einen stark unterschiedlichen Gewebezustand und -aufbau geprägt.	<ul style="list-style-type: none"> - Gewebeeigenschaften in Bezug auf die Messung nicht universell spezifizierbar und veränderlich - Oberflächen mit Spülflüssigkeit (Salzlösung) oder Körperflüssigkeit (Gewebe flüssigkeit, Wasser, Blut) geflutet 	Absolute Angaben über die Oberflächenbeschaffenheit im Hinblick auf eine Verallgemeinerung der Messvoraussetzungen nicht möglich.
Gefäßdurchmesser: >4mm	<ul style="list-style-type: none"> - Mindestgenauigkeit: ≤0.5mm 	Schätzung für ein Gefäß mittlerer Größe unter der realistischen Annahme, dass der Schnitt längs und in der Mitte des Gefäßes angebracht werden muss. Kleinere Gefäße werden hier noch nicht berücksichtigt.
Gewebebewegung von 1.2 Hz mit einer Gefäßausdehnung des Durchmessers von max. 1mm	<ul style="list-style-type: none"> - Variable Wiederholrate der Messung mit der oben angegebenen Genauigkeit zur Erfassung der Auslenkungsmaxima - kontinuierliche Messung 	Es wird vom mittleren Puls eines gesunden, erwachsenen Menschen ausgegangen. Die Ausdehnung ist aufgrund des angenommenen Gefäßdurchmessers abgeschätzt.
Elastisches und empfindliches Gewebe	<ul style="list-style-type: none"> - Kontaktlose und unschädliche Messung 	Vermeidung von Messfehlern durch Deformation und Verletzungen durch Aufpresskraft.
Schwankende Klimabedingungen	<ul style="list-style-type: none"> - Stabil bei Temperaturen des Messobjekts zwischen ca. -80 - +100°C - Umgebungsdruck (ohne Inflation): 1bar 	Temperaturen sind aus zukünftiger Anwendung der Kryotherapie und Koagulation bei indirekter Beeinflussung abgeschätzt.

Tabelle 3.4: Modell der Operativen Umgebung zur Ableitung der Messbedingungen

Eine solche Beschreibung ist zudem wegen ihrer Komplexität und der fehlenden pragmatischen Ansätze in absehbarer Zukunft nicht zu erwarten: Zusammenfassend sind weder für die erforderlichen Messeigenschaften noch für die Messvoraussetzung Vorgaben vorhanden, um eine Messeinrichtung explizit für Aufgaben in der roboterassistierten Neurochirurgie bzw. Herzchirurgie auszulegen. Daher wird für die Ableitung der Messeigenschaften ein Modell entworfen, das die Voraussetzungen bezogen auf die ausgewählten Indikationen aus Kapitel 3.1 und die Abläufe in Tabelle 3.3 zusammenfasst,

Tabelle 3.4. Wie bei anderen Roboterentwicklungen muss jedoch auch bei diesem Modell davon ausgegangen werden, dass eine endgültige klinische Verifizierung erst durch die praktische Anwendung während eines realen Eingriffs erfolgen kann. Für die Überprüfung eines Funktionsmusters reicht daher eine experimentelle Umgebung aus. Mit den bisherigen Erkenntnissen der Analyse kann nun eine engere Auswahl für das Messverfahren getroffen werden.

3.5 Messeinrichtungen

3.5.1 Messeinrichtungen für die Bahnprogrammierung in der MIC

Für die Datenakquisition zur Programmierung von Bahnkurven stehen heute die Computertomographie (CT), Magnetresonanztomographie (MRT), 3D-Ultraschall (3D-US) und Röntgenverfahren zur Verfügung /MEL-98/ /VAN-96/, Tabelle 3.5. In verschiedenen Projekten wird mit Hilfe der Image-Fusion bzw. der Image-Registration, z. B. /BÖT-03/ /LIN-01/, das Zusammenführen von Bilddaten unterschiedlicher Modalitäten untersucht. Da jedoch keine Referenzen existieren, können dadurch keine höheren Genauigkeiten erreicht werden. Diese Verfahren werden daher für die weitere Betrachtung der Messeinrichtungen nicht weiter beachtet. In der Gegenüberstellung der Messeinrichtungen aus Tabelle 3.5 werden deren Eigenschaften im Hinblick auf die Anwendung in der roboterassistierten MIC verglichen, Tabelle 3.6. In dieser Darstellung wird ein Endoskopiesystem zum Vergleich einbezogen, da es, wie oben bereits beschrieben wurde, für die Akquisition der qualitativen Daten verwendet wird. Die mit (*) gekennzeichneten Felder markieren jeweils die Kriterien gegen einen Einsatz der jeweiligen Messeinrichtung für die roboterassistierte MIC. Aus dieser Darstellung wird deutlich, dass sich kein einzelnes Verfahren oder eine Kombination dieser Verfahren ohne Modifikationen für den Einsatz in der roboterassistierten MIC eignet. Diese Aussage wird in der Computer Assisted Surgery (CAS), auch ohne einen Robotereinsatz, als allgemeines Defizit bestätigt und als wesentlicher Forschungsbedarf definiert, /CLA-01/. Die Messeinrichtungen MRT, CT und US unterliegen sowohl technischen (Genauigkeit, Auflösung, Akquisitionsrate) als auch physikalischen (Artefaktbildung) Begrenzungen. Die geringe Verbreitung der intraoperativen Systeme in den letzten Jahren und Gespräche mit den Herstellern zeigen, dass sich diese Beschränkungen in absehbarer Zeit nicht aufheben lassen. Eine vergleichbare Argumentation gilt für die Volumenprojektion bei der Verwendung von Röntgengeräten. Die konventionelle Videoendoskopie liefert keine digitalisierbaren Messdaten für die Roboterprogrammierung. In Gesprächen mit Chirurgen wurde jedoch vielfach in Bezug auf die MIC bestätigt, dass das Endoskopbild als intuitive Informationsquelle wegen seiner vergleichsweise hohen Auflösung, der Echtzeitdarstellung und der Farbwiedergabe nicht durch alternative Verfahren, z. B. CT, MRT, US etc., ersetzbar ist.





	Beschreibung	
<p>Computertomographie (CT)</p>	<p>Stationäre oder mobile CT bestehen aus der Gantry und einer verstellbaren Liege, auf der ein Patient in den Messbereich gefahren wird. In der Gantry rotiert ein Röntgenkollimator um den Messbereich, dessen Strahlung von einem gegenüberliegenden Detektor empfangen wird. Für jede Winkelstellung des Kollimators entsteht durch die unterschiedliche Dämpfung im Gewebe der Röntgenstrahlung jeweils eine Gleichung, die im einfachsten Fall eine 1-dimensionale Verteilung der Hounsfield-Einheiten beschreibt. Die so entstandenen Gleichungen aus einer Rotation werden anschließend gelöst und zu einem Pixel-Array umgewandelt. Der Voxel-Array entsteht durch eine Verschiebung der Messsebene entlang des Patienten (Spiral-CT oder Mehrschichten-CT), /KAL-00/. Für den intraoperativen Einsatz wurde von Philips ein mobiles CT entwickelt, das für den Scan im Operationssaal aufgebaut und anschließend wieder entfernt wird. (Bild: CT/ Quelle: Siemens AG)</p>	
<p>Magnetresonanztomographie (MRT)</p>	<p>Das MRT besteht aus einer geschlossenen oder C-förmig zu einer Seite geöffneten Gantry um einen Messbereich. Im Messbereich werden räumliche phasen- und frequenzverschobene Magnetfelder angelegt, mit denen die Wasserstoffatome im Gewebe angeregt werden ("Spin"). Das Abklingen der Felder in den Ruhezustand induziert wiederum messbare Magnetfelder, mit dem die räumliche Verteilung der Wasserstoffkonzentration stellvertretend für den Gewebetyp berechnet /WEI-01/ /VLA-99/ und als Voxel-Array dargestellt wird. Das Verfahren ist auf Stoffe mit einer bestimmten Wasserstoffkonzentration beschränkt. Es existieren von der Firma Siemens und General Electric MRT für den intraoperativen Einsatz, die jedoch ungenauer oder langsamer als die vergleichbaren Geräte im diagnostischen Bereich sind. (Bild: Open-MRT/ Quelle: Siemens AG)</p>	
<p>Röntgenverfahren (C-Bogen)</p>	<p>Die am weitesten verbreitete Bauform für Röntgengeräte im Operationssaal ist der C-Bogen. Der C-Bogen besteht aus einem Röntgenkollimator und einem gegenüberliegenden Detektor, zwischen denen der Proband gelagert wird. Im Gegensatz zum CT werden aus der Dämpfung der Strahlung beim Gewebedurchtritt zunächst nur einzelne Pixel-Arrays als Schattenbilder erzeugt, /FRE-97/. Wegen der unmittelbaren Bildakquisition und der vergleichsweise kompakten Bauform wird der C-Bogen im Operationssaal häufig eingesetzt. Die Erzeugung eines Voxel-Array entsteht durch die definierte Drehung um das Volumen und eine Interpretation der Schattenbilder /EUL-00/. Dieses Verfahren befindet sich für den Einsatz in der roboterassistierten MIC zur Zeit noch in der Entwicklung. (Bild: ISO-C-Bogen/ Quelle: Siemens AG)</p>	
<p>3D-Ultraschall (3D-US)</p>	<p>Ultraschallsysteme bestehen aus einer Schallquelle und einem Wandler, der über die Gewebeoberfläche des Probanden geführt wird. Die Schallkeule an einer diskreten Schallquelle wird in den Gewebeschichten unterschiedlich reflektiert und vom Wandler aufgefangen /WIE-63/ /BEI-54/. Aus der Laufzeit und der Intensität der reflektierten Wellen wird im A-Mode ein eindimensionaler Array erzeugt. Wird die Schallkeule im B-Mode in einer Ebene geschwenkt, entsteht ein Pixel-Array. Durch die Vermessung der aktuellen Lage der Schallquelle mit Hilfe eines Trackingsystems, oder durch integrierte Rotations- oder Schwenkmechanismen, werden die einzelnen Pixel-Arrays zu Voxel-Arrays zusammengefasst, z. B. /SAK-95/ /STEINE-94/ /CAV-91/. In der Forschung diskutierte Ansätze zum holographischen Ultraschall wurden bisher nur bis zu grundlegenden theoretischen Experimenten verfolgt, /SCHMI-94/. (Bild: 3D-Ultraschallsystem/ Quelle: GE Healthcare)</p>	

Tabelle 3.5: Messeinrichtungen für die Datenakquisition in der roboterassistierten MIC

Kriterium	Video (Endoskop)	CT	MRT	3D-US	Röntgen (C-Bogen)
Qualitative Planungsdaten	(*) hohe Qualität durch dynamische Wiedergabe, authentische Farbdarstellung; nur Darstellung der Oberflächenprojektion	geringe Qualität durch statische Wiedergabe und Grauwertdarstellung; hohe Aussagekraft durch penetrierende Darstellung		mittlere Qualität durch dynamische Wiedergabe (als Record) und veräuschte Grauwertdarstellung; nur beschränkt penetrierende Darstellung möglich	(*) geringe Qualität durch Volumenprojektion und Grauwertdarstellung; hohe Aussagekraft durch penetrierende Darstellung
Quantitative Planungsdaten	(*) nur visuelle Inspektion der Bilddarstellung	nach Registrierung und mit Trackingsystem möglich			(*) nur visuelle Inspektion der Bilddarstellung
Genauigkeit	(*) -entfällt-	mittel, keine absoluten Angaben beim Einsatz in der Operativen Umgebung möglich		gering, keine absoluten Angaben möglich	-entfällt-
Auflösung	hoch	gering	gering	mittel (lateral: gering wegen Schallkeulengeometrie)	räumlich indifferent wegen Volumenprojektion
Akquisitionsrate	hoch, >25Hz	(*) gering, <0.1Hz, maximale Frequenz abhängig von Strahlenbelastung des Patienten	(*) gering, <<0.1Hz	(*) gering, <<0.1Hz	mittel, >2 Hz maximale Frequenz abhängig von Strahlenbelastung
Fehlerquellen	Verzerrung durch Endoskopoptik, teilweise korrigierbar	(*) Artefaktbildung durch Effektoren im Scanvolumen	(*) Artefaktbildung durch Effektoren im Scanvolumen; totale Verzerrungen durch magnetische Ablenkung möglich	(*) vergleichsweise starke Neigung zu Artefaktbildung, z. B. durch Reflexionen; Dämpfung in gasgefüllten Hohlräumen; Messung durch erforderliche Kontaktauflage des Sensors problematisch	(*) Artefaktbildung durch Effektoren im Scanvolumen, Verzerrung durch Paralaxe und Effekte der Strahlableitung

Tabelle 3.6: Gegenüberstellung der Messeinrichtungen im Hinblick auf die Anwendung in der roboterassistierten MIC

Daher wird am Endoskopbild als zentraler Informationsquelle für den Chirurgen und als wesentlicher Bestandteil der Bedienungsschnittstelle festgehalten. Für die Verwendung

von Videoendoskopen als Ausgangssystem sprechen neben den Argumenten aus Kapitel 3.3 zusätzlich

- die im Vergleich mit CT, MRT, US und Röntgen geringen Systemkosten,
- kleine Bauform für die Integration weiterer Sensoren und
- die Verbreitung und Akzeptanz unter den Anwendern.

Mit der Auswahl des Endoskopbildes als qualitative Informationsquelle wird eine quantitative geometrische Vermessung der Operativen Umgebung erforderlich, deren Ergebnisse eine Registrierung mit Darstellung der Operativen Umgebung im Endoskopbild zulässt.

Diese Gegenüberstellung legt auf den ersten Blick den Schluss nahe, dass eine Lösung aus der Kombination der Endoskopie mit den übrigen Verfahren in Tabelle 3.5 bestehen könnte. Eine solche Kombination ist technisch nicht oder nur eingeschränkt realisierbar. Die Gründe hierfür sind:

- Instrumente für den artefaktfreien Einsatz im Messvolumen von CT, MRT, 3D-US und Röntgen während der MIC werden zwar aktuell erforscht, stehen aber bisher noch nicht mit uneingeschränkter Funktionalität zur Verfügung, z. B. elektronische Komponenten, Antriebe etc.
- Die präzise Referenzierung eines verzerrenden Endoskopbildes mit den Messergebnissen eines der genannten Verfahren ist auf der Basis der derzeitigen Methoden zur Korrektur der Endoskopbildverzerrung und den Verfahren für die Bildfusion bisher nicht möglich.

Zusammenfassend wird festgehalten, dass für den Einsatz in der roboterassistierten MIC ein multimodales Messverfahren erforderlich ist, das mindestens aus der Endoskopoptik und einer weiteren Messeinrichtung besteht, die zusätzlich die Vektoren zur Oberflächenbeschreibung bereitstellt. Die etablierten Verfahren CT, MRT, 3D-US und Röntgen sind für diese Aufgabe beim aktuellen Stand der Technik nicht geeignet, so dass der Einsatz komplementärer Messverfahren erforderlich wird.

3.5.2 Komplementäre Messverfahren zur Videoendoskopie

Für die Anwendung in der roboterassistierten MIC ist nach den bisherigen Ergebnissen der Analyse zusätzlich ein komplementäres Messverfahren erforderlich, mit dem als primäre Anforderung die geometrische Gewebeoberfläche vor der Endoskopoptik in einer gasgefüllten Kavität punktweise und berührungslos vermessen werden kann. Eine weitere Anforderung besteht in der Integrierbarkeit in ein MIC-Instrument zusätzlich zur Endoskopoptik. Eine Vorauswahl von potenziellen komplementären Messverfahren ist in Tabelle 3.7 zusammengefasst, wobei aufgrund der Messaufgabe formmessende Verfahren vernachlässigt werden, s. /KOC-98/.

	3D- Vermessung	Laterale Auflösung/ Genauigkeit	Messabstand	Mess- frequenz	Einfluss der Mess- umgebung
Laser- Triangulation	schwenkbarer Messkopf (Scanner);	mittel/hoch, Genauigkeit und Auflösung hängen von der Abbildungsqualität des Messflecks ab	kurz-mittel	mittel, da Strahlschwenkung notwendig	diffus reflektierende Oberflächen führen zu schwachem Messsignal, Erhaltung der Kontur des Messflecks
Laser- Laufzeitmessung	schwenkbarer Messkopf (Scanner)	mittel/hoch	mittel-groß wegen hoher Wellenausbreitungsgeschwindigkeit; kurzer Messabstand technisch aufwendig	mittel, da Strahlschwenkung notwendig	diffus reflektierende Oberflächen führen zu schwachem Messsignal
Stereo- Photogrammetrie	Stereooptik, Abbildungseigenschaften des Objektivs sind bekannt	gering/gering	groß	hoch, da landmarkenbasierte Vermessung durch Bildverarbeitung erfolgt	(*) Landmarken müssen eindeutig identifizierbar sein oder Messpunkt muss zusätzlich markiert werden
Luftultraschall	schwenkbarer Messkopf (Scanner)	(*) gering/gering, Auflösung durch die Breite der Schallkeule begrenzt	(*) mittel, Nahbereichsrauschen	mittel, da Strahlschwenkung notwendig	(*) starker Einfluss durch klimatische Umgebungsbedingungen auf die Laufzeit
Interferometrie mit Ultraschall	starre Schallquelle und Mikrofone	(*) gering/gering, Erwartungswert, da keine Erfahrungen mit solchen Systemen im praktischen Einsatz vorhanden sind	(*) mittel, Erwartungswert, da keine Erfahrungen für System im praktischen Einsatz vorhanden sind	hoch, da mit einem Messvorgang die gesamte Oberfläche erfasst wird	
Elektromagnetische Laufzeitmessung (Radar)	schwenkbarer Messkopf (Scanner)	(*) gering/gering, höhere Genauigkeit/Auflösung nur beim Einsatz gewebeunverträglicher Mikrowellen möglich	(*) mittel-groß, wegen hoher Wellenausbreitungsgeschwindigkeit	mittel, da Strahlschwenkung notwendig	Wechselwirkung mit Gewebe im mikroskopischen Bereich unbekannt ("Handy-Effekt")
Kapazitive Wegmessung	Schwenkbarer Messkopf (Scanner)	(*) gering/hoch, geringe laterale Auflösung wegen Flächenbezug der Kapazitätsmessung	(*) sehr klein, Aufbau eines stabilen elektrischen Feldes zwischen Sensor und Oberfläche erforderlich	mittel, da Strahlschwenkung notwendig	starke Abhängigkeit der Messeigenschaften vom Typ und Zustand der Gewebeoberfläche, z. B. durch den Wassergehalt

Tabelle 3.7: Komplementäre Messverfahren für die Abstandsmessung

Die mit (*) gekennzeichneten Felder stellen das jeweilige Kriterium gegen den Einsatz

des Messverfahrens in der roboterassistierten MIC dar. Nach dieser Bewertung kommen nur die Laser-Triangulation und die Laufzeitmessung in eine engere Auswahl. Die Triangulation ist gegenüber der Laufzeitmessung für geringere Messabstände besser geeignet, bzw. der technische Aufwand für Messungen im Nahbereich ist wesentlich geringer. Da die Nahbereichsmessung eine wesentliche Anforderung für den Sensoreinsatz in der MIC darstellt, wird die Triangulation als Verfahren der Messeinrichtung für die Integration in das Instrument ausgewählt.

3.6 Messvoraussetzungen in der MIC

3.6.1 Bauform und -größe

Mit dem Einsatz einer Messeinrichtung auf der Basis eines Triangulationsverfahrens während der roboterassistierten MIC wird die Integration eines Scanners in die Instrumentenspitze notwendig. Die Grundbauform aller verfügbaren Instrumente mit einem glatten, zylindrischen Schaft wird beibehalten, um die Verletzungsgefahr des Gewebes beim Vorschub des Instruments möglichst gering zu halten, Bild 3.5.

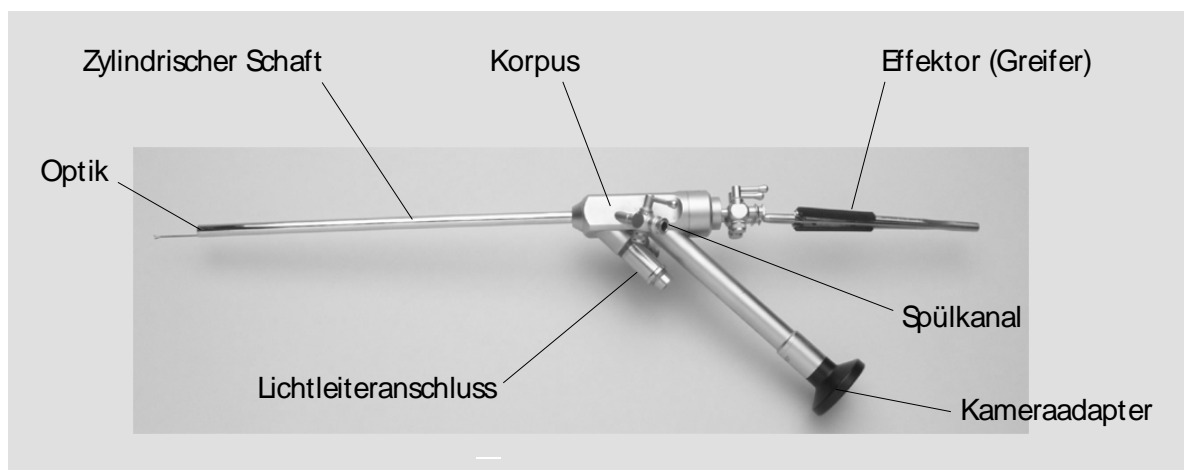


Bild 3.5: Konventionelles Neuroskop mit Effektor (Fa. Zeppelin)

Der zulässige Durchmesser des zylindrischen Schafts von 3-7mm (Neurochirurgie) bis 10mm (Herzchirurgie) wird in den meisten Fällen nicht überschritten werden. In der Herzchirurgie und der Neurochirurgie werden bei Bedarf mehrere minimal invasive Zugänge gelegt. In der Herzchirurgie steht im Brustraum dafür ein ausreichender Raum zur Verfügung und die weiteren Zugänge hinterlassen im Idealfall kaum sichtbare Narben am Patienten. Obwohl diese Vorgehensweise prinzipiell der Theorie der MIC widerspricht, wird der Nutzen weiterer Zugänge für die Handhabung der Instrumente während des Eingriffs allgemein wesentlich höher als die Nachteile durch die zusätzlich entstehenden Läsionen eingeschätzt. Wegen der kleineren Abmessungen der Kavitäten bedeutet in der Neurochirurgie ein weiterer Zugang jedoch insgesamt ein höheres Verletzungsrisiko von hochempfindlichem Gewebe, das für den Patienten inakzeptabel ist. Aus diesem Grund erfolgt eine Auslegung der Messeinrichtung für den Einsatz mit einem einzigen Zugang. Die Möglichkeiten des Effektoreinsatzes werden dadurch nicht beschränkt, da sich bereits

Endoskope nach dem Prinzip "starrer Schaft und bewegliche Spitze" in der Entwicklung befinden, mit denen die Nachteile des unidirektionalen Zugangs kompensiert werden können, z. B. /GUB-97/.

3.6.2 Sterilisation des Instruments

Die Verwendung der Messeinrichtung erfordert die Sterilisation aller Komponenten des Instruments, die mittelbar oder unmittelbar mit der Operativen Umgebung in Berührung kommen. Ziel dieser Maßnahmen ist der Schutz des Patienten vor Infektionen und die Werterhaltung des Instruments /KRA-98/. Die Gefahr eines mittelbaren Kontakts ergibt sich z. B. während der Demontage des Instruments nach dem Eingriff, wenn gekapselte Komponenten mit kontaminierten in Berührung kommen. Es können vier grundsätzliche Verfahren bzw. Vorgehensweisen unterschieden werden, die aktuell für die Erfüllung der Sterilitätsanforderungen angewendet werden.

- Eine Kontamination des Instruments oder der Umgebung wird durch den Einsatz von Schutzfolien vermieden.
- Kostengünstig herzustellende Produkte werden in zunehmendem Umfang als Einwegartikel konzipiert, d. h. nach der Verwendung werden sie als Sondermüll entsorgt.
- Bei der Dampfsterilisation wirkt ein reiner, gesättigter Wasserdampf bei einer Temperatur von 121°C mindestens 15 Minuten oder bei einer Temperatur von 134° mindestens 3 Minuten auf die Oberfläche des zu reinigenden Objektes ein. Hohlräume müssen dabei vollständig entlüftet werden.
- Durch den Einsatz von mikrobiozidem Gas, z. B. Ethylenoxid und Formaldehyd, kann die Temperatur bei der Gassterilisation mit Temperaturen zwischen 48-60°C relativ niedrig gehalten werden. Diese Gase sind toxisch und es wurden ihnen karzinogene Eigenschaften nachgewiesen. Da jedoch in vielen Fällen keine Alternativen zur Verfügung stehen, sind diese Verfahren noch am weitesten verbreitet.
- Die Sterilisation mit Niedertemperatur-Plasma-Sterilisation (NTB) erfordert eine Behandlung der Objekte bei 45°C zwischen 45-80 Minuten bei einem über den Prozess angepassten Unterdruck von 11-0.7 mbar. Im Gegensatz zur Gassterilisation wird ein Plasma aus Wasserstoffperoxid als biozides Gas erzeugt, das im Vergleich relativ umweltschonend zu handhaben ist. NTB wird speziell bei thermolabilen und feuchtigkeitsempfindlichen Verfahren angewendet, eignet sich aber nicht für eine Durchdringung von kleinen Volumen.

Zu den chemischen oder thermischen Einflüssen entsteht noch eine zusätzliche mechanische Belastung durch die Transportwege und Handhabungen der Instrumente. In der Literatur werden ausdrücklich nur Empfehlungen für ein optimales Verfahren abgegeben, so dass in den Kliniken sowohl die thermischen als auch chemischen Verfahren verwendet werden. Da eine Verpackung der Instrumentenspitze nicht möglich ist und die Entwicklung der Messeinrichtung als Disposable im Hinblick auf die hohen Kosten existierender Endoskope und 3D-Messeinrichtungen nicht möglich erscheint, muss das

Gesamtsystem für die thermischen oder chemischen Belastungen der übrigen Verfahren ausgelegt werden. Die erwartete Komplexität des Sensors an der Instrumentenspitze und die Gefahr der Fehlbehandlung durch den Umgang mit ungeschultem Fachpersonal lässt eine sichere Demontage des gekapselten Sensors innerhalb des klinischen Betriebs erfahrungsgemäß nicht zu, so dass keine mittelbare Kontamination auftritt. Das Instrument muss in diesem Fall jedoch so ausgelegt werden, dass es nach der Verwendung vollständig zur Sterilisation gegeben werden kann. In diesem Fall tritt speziell die Gefahr einer Dejustierung des Sensors auf, die zu kritischen Messfehlern führen würde. Für den chirurgischen Einsatz wird daher eine Überprüfung der Messgenauigkeit mit einer Kalibrierungsvorrichtung unmittelbar vor jedem Eingriff erforderlich. Auf diese Weise lässt sich gleichzeitig die Kalibrierung der Messeinrichtung relativ zur Befestigung am Flansch des Roboters durchführen. Die Kalibrierung sollte berührungslos erfolgen, da eine Kontamination des Instruments vor dem Eingriff vermieden werden muss bzw. die Erzeugung einer sterilen Kalibrationsumgebung einen hohen Aufwand erforderlich macht.

3.6.3 Messvoraussetzungen für den Laser-Triangulationssensor

In Kapitel 3.4 wurde das Modell der Einsatzbedingungen der Messeinrichtung entwickelt. Mit der Auswahl eines optischen Triangulationsverfahrens treten für den Einsatz in der Operativen Umgebung eine Reihe typischer, äußerer Störeinflüsse bei der Ausbreitung des Laserstrahls auf, Bild 3.6. Die Störungen wirken sich beim Triangulationsverfahren auf die Form und die Lage des projizierten Messflecks im Vergleich mit einer ungestörten Messung aus, so dass in Abhängigkeit vom Aufbau des Sensors ein Einfluss speziell auf die Genauigkeit des Messergebnisses ausgeübt wird. Die Störquellen sind im Folgenden aufgelistet:

- Das Reflexions-, Transmissions- oder Absorptionsverhalten des Lasers auf einer Oberfläche ändert sich in Abhängigkeit vom Material und Materialzustand, der Oberflächenbeschaffenheit (Textur) und der Schichtdicke. Durch diese Eigenschaften tritt eine Deformation des Messflecks in der Detektorebene auf, der bei unbekanntem Umgebungsbedingungen nicht vorherbestimmbar ist.
- Bei einer Neigung der Oberflächennormalen relativ zur Strahlausbreitungsrichtung tritt eine Deformation des Messflecks durch eine schräge Projektion der Strahlquerschnittsfläche auf. Zusätzlich entstehen an Sprungstellen der Oberflächengeometrie in der Strahlausbreitungsrichtung Mehrfachprojektionen des Messflecks, die zu einer Doppelmessung oder zu einer Verschiebung des Strahlmittelpunktes in der Detektorebene führen.
- In der Kavität tritt an der Grenzschicht des Gasvolumens und der transparenten Flüssigkeitsoberfläche durch die Brechung eine Ablenkung des Laserstrahls auf. Das Gasvolumen in der Kavität besteht zum Zeitpunkt der Messung typischerweise aus Luft oder CO₂-Gas bei einer künstlichen Inflation. Die Flutung erfolgt mit Körperflüssigkeit, d. h. Liquor, oder wird von außen als Spülflüssigkeit zugeführt. Nach /ROC-99/ setzt sich die Körperflüssigkeit ohne weitere Gewebsanteile wie z. B. Blutkörper, zu 20% aus extrazellulärem und zu 40% aus intrazellulärem Wasser zusammen. Das extrazelluläre Wasser besteht dabei zu 5% aus Plasmawasser und

zu 15% aus interstitiellem Wasser. Als Spülmittel wird in der Regel eine Salzlösung auf Wasserbasis verwendet. Daher wird davon ausgegangen, dass sich eine transparente Flüssigkeitsschicht während des Eingriffs zu einem überwiegenden Anteil aus Wasser zusammensetzt und wegen der geringen Schichtdicke die Verwendung eines konstanten, mittleren Brechungsindex von $n_F(Luft, Wasser) = 1.33$ zulässig ist. Die Wellenlänge der verwendeten Laser wird als konstant angenommen, so dass ihr Einfluss auf den Brechungsindex nur faktoriell berücksichtigt werden muss.

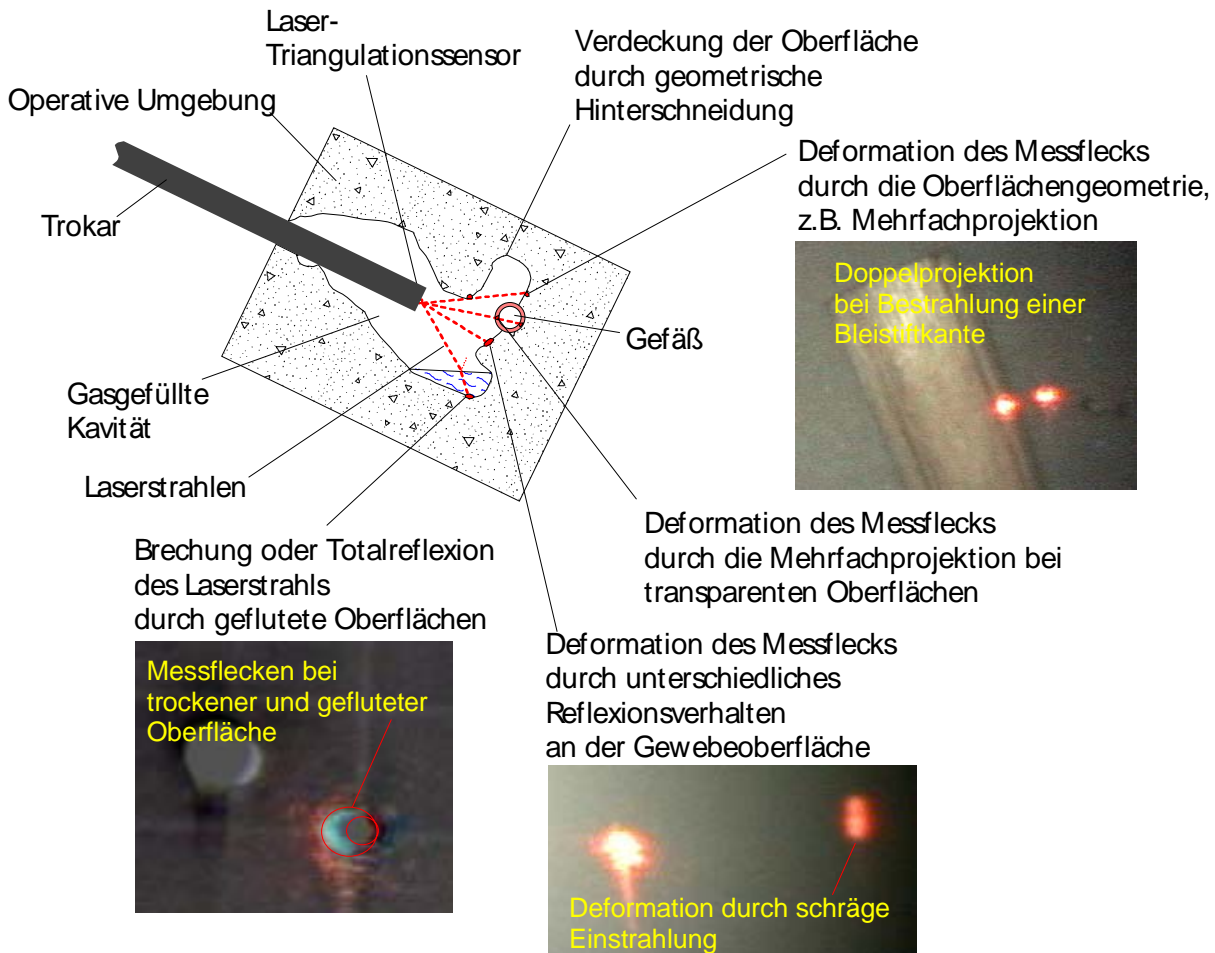


Bild 3.6: Störeinflüsse für optische Messverfahren in der Operativen Umgebung

- Beim Auftreffen des Lasers auf semitransparenten Oberflächen entstehen Mehrfachprojektionen auf der teilreflektierenden und der lichtundurchlässigen Oberfläche. Das reflektierte Licht erzeugt in der operativen Umgebung speziell bei Totalreflexionen im ungünstigen Fall weitere Spiegelungen ("Streulicht") an umliegendem Gewebe und dadurch potenziell weitere Geisterbilder vom Messfleck. Obwohl so hervorgerufene Mehrfachprojektionen und Spiegelungen mit dem Auge erkennbar sind, haben sie wegen der geringen Intensitätsmaxima dieser Reflexionen während der Messung nicht zu Störungen geführt. Da außerdem für entsprechende Umgebungsbedingungen bei den ausgewählten klinischen Anwendungen keine Beispiele gefunden werden konnten, werden diese Effekte hier als vernachlässigbar klein angesehen.

- Aus der Geometrie der Kavität ergeben sich durch Hinterschneidungen in Richtung der Messstrahlen Messlücken in zusammenhängenden Oberflächensegmenten. Die Messlücken führen im ungünstigsten Fall zu einer Fehlinterpretation des geometrischen Oberflächenverlaufs durch Interpolationen zwischen den Randpunkten.

Das Verhalten von optischen Sensoren unter den Messbedingungen einer Operativen Umgebung ist bisher weitgehend unbekannt. Daher ist die Untersuchung der Messeigenschaften solcher Sensoren in der Operativen Umgebung als eine der primären Aufgaben erforderlich.

3.6.4 Wirkung der Laserstrahlung auf das Gewebe

Wie die unterschiedlichen Anwendungen von Lasern in der Medizin in Tabelle 3.8 zeigen, findet in Abhängigkeit von der Leistungsdichte, d. h. Leistung/Fläche, und der Einwirkzeit des Lasers eine Wirkung auf das Gewebe statt.

Medizinische Anwendungsbeispiele für den Laser	Leistungsdichte Einwirkzeit	Effekt	Wirkung im Gewebe
Biostimulation, Photodynamische Therapie	$>1\text{W}/\text{cm}^2$ $>1000\text{s}$	Photochemischer Effekt	chemische Anregung
Thermotherapie	$>1\text{W}/\text{cm}^2 \dots 1\text{MW}/\text{cm}^2$ $<1\text{ms} \dots 1000\text{s}$	Photothermischer Effekt	Koagulation, Vaporisation, Karbonisation
Laserangioplastie, "cornela reshaping"	$>1\text{MW}/\text{cm}^2 \dots 1\text{GW}/\text{cm}^2$ $<1\text{ns} \dots 1\mu\text{s}$	Photoablation	Multiphotonenprozesse
Laserlithotripsie	$>1\text{GW}/\text{cm}^2$ $<1\text{ns}$	Photodisruption	optischer Durchbruch, Plasmaerzeugung, mechanische Stoßwellen

Tabelle 3.8: Einwirkung von Lasern auf das Gewebe, vgl. /NIE-96/

Diese Einwirkung ist beim Einsatz des Laser-Triangulationssensors wegen der Gefahr unbeabsichtigter Manipulation des Gewebes und wegen der Läsionsgefahr unerwünscht und muss vermieden werden. Außerdem ist abei der Realisierung als Instrument auch außerhalb der Operativen Umgebung ein allgemeiner Schutz vor den Auswirkungen des Lasers zu gewährleisten, z. B. gemäß den Berufsgenossenschaftlichen Informationen für Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit BGI 832.

3.6.5 Gesetzliche und ethische Voraussetzungen

Die klinische Erprobung jedes neuen Medizinprodukts/Instruments unterliegt dem Deutschen Medizinproduktegesetz (MPG) nach

MPG §1: "Zweck dieses Gesetzes ist es, den Verkehr mit Medizinprodukten zu regeln und dadurch für die Sicherheit, Eignung und Leistung der Medizinprodukte sowie die Gesundheit und den erforderlichen Schutz der Patienten, Anwender und Dritter zu sorgen."

Die ethische Anforderung ist klar definiert, u.a. durch

MPG §18: "Die klinische Prüfung darf nur durchgeführt werden, wenn die Anwendung des zu prüfenden Medizinproduktes nach den Erkenntnissen der medizinischen Wissenschaft angezeigt ist, um das Leben des Kranken zu retten, seine Gesundheit wiederherzustellen oder sein Leiden zu erleichtern."

Die Anwendung an Menschen und anatomischen Präparaten muss im Einzelfall zusätzlich an deutschen Universitäten durch eine Ethikkommission an der Fakultät genehmigt werden.

In dieser Arbeit wird ein Überschreiten der ethischen Grenzen vermieden, indem die untersuchten Eigenschaften des vereinfachten Modells in Tabelle 3.4 durch einen Versuchsaufbau realisiert werden, bei dem die physikalischen Eigenschaften der Operativen Umgebung durch die Verwendung künstlicher Prüfkörper simuliert werden.

3.7 Ableitung von Anforderungen an die Messeinrichtung

3.7.1 Anforderungen aus den Abläufen der roboterassistierten MIC

Die Messeinrichtung dient zur Akquisition der Navigationsdaten beim Robotereinsatz in der MIC. Die Navigation in der MIC erfordert den Einsatz der Messeinrichtung in kurzen, sich wiederholenden Sequenzen aus einer Planungs- und einer Prozessphase während des Eingriffs. Innerhalb dieser Sequenzen ist eine kontinuierliche Vermessung der Operativen Umgebung erforderlich. Diese Anforderungen führen zu einem prinzipiellen Systemaufbau und Ablauf für die Durchführung der roboterassistierten MIC, in das der Sensor der Messeinrichtung integriert werden muss, Bild 3.7.

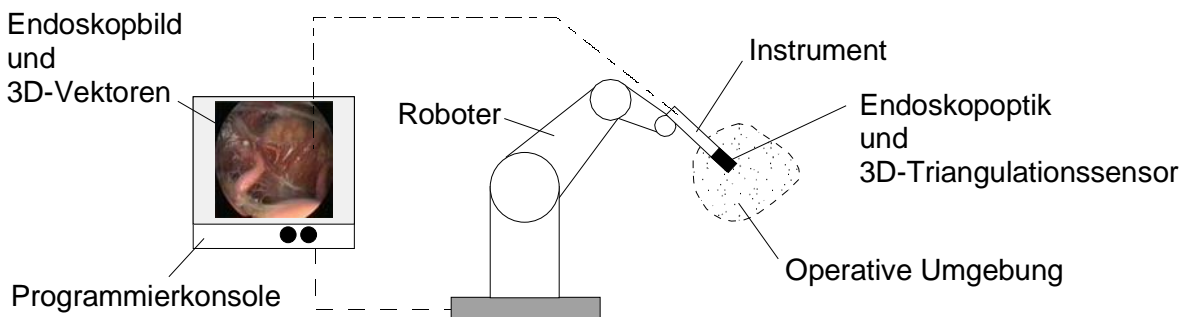


Bild 3.7: Prinzipieller Systemaufbau für die roboterassistierte MIC

Im Folgenden ist ein Ablaufszenario skizziert, das für die Auslegung des Instruments als Referenz verwendet wird:

Nach dem Auffinden und der Eröffnung der Zugangsstelle wird der Roboter mit dem Instrument in die Ausgangsposition für den Eingriff gebracht. Von einer Programmierkonsole aus kontrolliert der Chirurg den Fortgang des Eingriffs auf dem Videomonitor mit dem Endoskopbild. Mit einem Eingabegerät zeichnet er die Bahnkurve für den nächsten Arbeitsschritt auf dem Monitor ein und legt die Parameter für den Effektoreinsatz fest. Diese Schritte werden solange wiederholt, bis die medizinische Zielsetzung des Eingriffs erreicht wurde.

Die Benutzerschnittstelle zum Chirurgen muss mit den Daten der Messeinrichtung so gestaltet werden können, dass ein durchgängiger Navigationsvorgang ermöglicht wird. Zur Unterstützung des Chirurgen wird weiterhin eine Methode erforderlich, mit der die Qualität der Messergebnisse, d. h. Abweichungen von der geforderten Genauigkeit und Diskontinuitäten durch Messlücken, qualitativ angezeigt werden können.

3.7.2 Anforderungen an den Sensor

Die qualitativen Navigationsdaten werden durch das Endoskopbild bereitgestellt. Die Wahl eines Laser-Triangulationsverfahrens für die quantitative Vermessung erfordert die Integration des Triangulationssensors mit der Endoskopoptik an der Instrumentenspitze. Der Triangulationssensor muss als Mindestanforderung die Vermessung der im Endoskopbild sichtbaren Oberfläche als einzelne Vektoren \vec{b}_k relativ zu einem Bezugskoordinatensystem ermöglichen. Für den Planungsvorgang ist zusätzlich eine Registrierung des Endoskopbildes auf dem Monitor mit den Messergebnissen des Triangulationssensors, d. h. \vec{b}_k , erforderlich. Weitere Anforderungen an den Sensor sind im Folgenden zusammengefasst:

- Der Durchmesser der Messeinrichtung muss bis auf $D_{Instrument} = 4\text{mm}$ reduziert werden können. Die Anforderung bei der präklinischen Erprobung der Messeinrichtung besteht im Nachweis, dass eine Verkleinerung der Messeinrichtung keinen Einfluss auf die Messeigenschaften besitzt.
- Nach dem Modell in Kapitel 3.4 sind dafür eine Genauigkeit $\Delta B_k(x, y, z) \leq 0.5\text{mm}$ und eine entsprechende Auflösung bei einem Messabstand zwischen $H_G = 3\text{-}30\text{mm}$ für die Planungs- und Prozessphase erforderlich.
- Die Genauigkeit des Sensors darf bei einer thermischen Belastung durch die Wärmeleitung beim Effektoreinsatz im Gewebe nicht beeinflusst werden.
- Die Genauigkeit des Sensors darf durch die thermischen Effekte und die mechanische Belastung im Verlauf der Sterilisationsprozesses nicht beeinflusst werden. Da von einem gekapselten Sensor ausgegangen wird, ist eine Vorrichtung erforderlich, die eine Kalibrierung der Messeinrichtung unmittelbar vor Beginn der Operation zulässt.
- Die erforderliche Wiederholrate hängt von der Bewegungsgeschwindigkeit des Roboters bzw. des Effektors und des Gewebes ab. Bei bewegten Oberflächen muss die Wiederholrate größer als die Pulsfrequenz sein. Im Fall des Bewegungsmechanismus wird die Geschwindigkeit an die Wiederholrate der Messeinrichtung für die Erfassung der Gewebebewegung angepasst.
- Nach Kapitel 3.4 darf die Messeinrichtung keine manipulative Wirkung auf die Operative Umgebung ausüben. Daher sind die Grenzwerte für eine Leistungsdichte $\Psi_{Laser} \ll 1\text{W/cm}^2$ und eine Einwirkzeit $t_{Einwirkung} \ll 10^3\text{s}$ bei der Auslegung der Messeinrichtung zu berücksichtigen.

Der Einsatz der Messeinrichtung in der Operativen Umgebung erfordert die Kompensation oder Korrektur von Störungen durch Deformation oder Versatz des Messflecks, die

durch Störungen der Operativen Umgebung auf die Ausbreitung des Laserstrahls hervorgerufen werden können, s. Kapitel 3.6.3. Im Einzelnen sind die Anforderungen in Tabelle 3.9 dargestellt.

Störung	Wirkung	Abgeleitete Anforderung
Deformation durch den Projektionswinkel des Messflecks auf die Oberfläche	Messfehler durch Deformation der in der Detektorebene abgebildeten Fleckgeometrie relativ zur idealen Form der Querschnittsfläche des Lasers	Überprüfung der Segmentierung des deformierten Messflecks
Deformation durch das Reflexionsverhalten an der Materialoberfläche		
Mehrfachprojektion des Messflecks an Sprungstellen	Messfehler durch unzusammenhängende Flecken in der Bildebene	Rekonstruktion des unvollständigen Messflecks
Brechung des Laserstrahls	Messfehler durch einen abgewinkelten Strahlverlauf	Kompensation oder Korrektur des Brechungseffekts
Hinterschneidung	Geometrie wird nicht erfasst	Erkennung und Markierung unterbrochener Oberflächensegmente.

Tabelle 3.9: Anforderungen aus den Störungen eines optischen Messverfahrens in der Operativen Umgebung

3.8 Ableitung von Entwicklungsschwerpunkten

Für die Durchführung der roboterassistierten MIC existieren bereits Anwendungen, Ablaufkonzepte und Robotersysteme. Die Defizite bei der Realisierung der Abläufe ergeben sich aus den fehlenden Daten für die Planung und Prozessdurchführung eines solchen Eingriffs. Die bisher verwendeten Messverfahren eignen sich nicht für die Anforderung in der roboterassistierten MIC:

Das allgemeine Ziel liegt daher in der Entwicklung eines geeigneten Messverfahrens als eine Voraussetzung für den Robotereinsatz in der MIC.

In der Analyse wurde als geeignetes Verfahren ein Endoskop mit integriertem Laser-Triangulationssensor identifiziert. Es gibt aus verschiedenen Anwendungen eine Reihe unterschiedlicher Realisierungskonzepte für dieses Messverfahren. Eine wesentliche Anforderung an dieses Konzept besteht in einer genauen und zuverlässigen Datenakquisition. Die Messeigenschaften eines Laser-Triangulationssensors unter den Bedingungen der Operativen Umgebung sind weitgehend unbekannt.

Ein weiterer Entwicklungsschwerpunkt liegt daher auf der experimentellen Untersuchung des Messverfahrens auf ihre Eigenschaften und Eignung für den Einsatz in der roboterassistierten MIC.

Neben dem Nachweis der Messeigenschaften muss der Sensor in eine Instrumentenspitze integrierbar sein. Die besondere Herausforderung liegt dabei in der Miniaturisierung

des Laser-Triangulationssensors. Zusätzlich muss der Messvorgang in die Abläufe eines Eingriffs nach der Methode der roboterassistierten MIC eingefügt werden können.

Ein Entwicklungsschwerpunkt liegt daher auf der Untersuchung der Voraussetzungen für die Miniaturisierung des Sensors und die Integrierbarkeit in die klinischen Abläufe.

Mit der Durchführung der Untersuchungen für diese Entwicklungsschwerpunkte werden die Grundlagen für die technische Umsetzung des Instruments und die klinische Erprobung als nächsten Entwicklungsschritt geschaffen.

4 Stand der Technik

4.1 Videoendoskopsysteme

Moderne Videoendoskopsysteme bestehen aus dem Endoskop, dem Kameraadapter mit dem CCD-Chip, der Steuereinrichtung für den Anschluss des Kameraadapters und einer regelbaren Lichtquelle für eine farbechte Ausleuchtung, die über eine Faserleitung an das Endoskop angeschlossen wird, Bild 4.1.

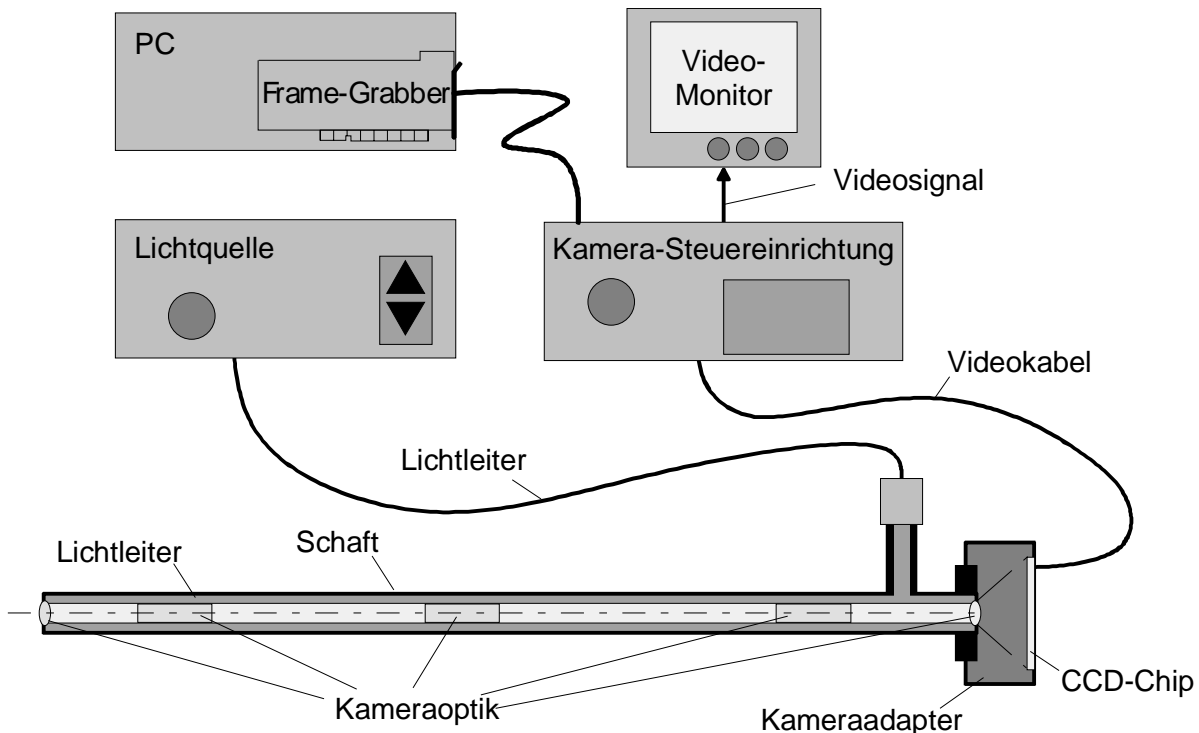


Bild 4.1: Videoendoskopsystem mit PC-Anschluss

Dieser Aufbau entspricht dem Stand der Technik in der MIC und wird daher hier als Ausgangskonfiguration verwendet. Während des Eingriffs ist speziell in den empfindlichen Regionen des Gehirns die Auflage des Eigengewichts von einem Endoskop und die Übertragung der Reaktionskraft beim Effektoreinsatz auf das umliegende Gewebe unerwünscht, so dass für die hier betrachteten Anwendungen starre bzw. selbsttragende Endoskope erforderlich sind. Seit einigen Jahren wird bereits an der Entwicklung von flexiblen, selbsttragenden Endoskopen geforscht, die auf unterschiedlichen Konzepten basieren:

- Der Schaft bzw. der Trokar ist eine Gliederkette, bei der Einzelsegmente durch Gelenke und Kupplungen für die Energie und Signalübertragung verbunden sind.
- Der Schaft bzw. der Trokar besteht aus einem elastischen Schlauch, in den durchgängige, tragende Strukturen, vergleichbar einem Stent, eingelassen sind.

Obwohl bisher ein selbsttragendes, flexibles Endoskop im klinischen Einsatz noch nicht

bekannt ist, kann in Zukunft von der Verfügbarkeit solcher Instrumente ausgegangen werden. Die in Bild 4.1 skizzierte Stablinsoptik für starre Endoskope wird in einigen Fällen durch Faseroptiken oder "Chip-Endoskope" ersetzt, bei denen der CCD-Chip unmittelbar in die Endoskopspitze integriert wird. Dadurch ist eine schwenkbare Spitze aus Sicht der Datenakquisition bereits heute möglich. Es wird zwischen 1-Chip und 3-Chip Kameraadaptern unterschieden, die entweder alle drei Farbkanäle zusammen oder getrennt jeweils auf einem einzigen Chip erfassen. Dadurch wird bisher jedoch weder die Auflösung noch die Bild(wiederhol)rate, d. h. die horizontale und vertikale Frequenz, an der Schnittstelle zum Ausgabegerät beeinflusst, die im medizinischen Einsatz durch die Verwendung von standardisierten TV-Formaten, d. h. PAL (Phase Alternating Line), SECAM (Sequentiel Couleur Avec Memoire) und NTSC (National Television Standards Committee), vorgegeben ist, Tabelle 4.1.

System	PAL	SECAM	NTSC
Bildrate H/V [Hz] (interlaced)	15.625/50	15.625/50	15.734/60
Auflösung [Pixel]	max. 768 x 576	max. 768 x 576	max. 640 x 480
Auflösung [Pixel] (HDTV)	1280 x 720	1280 x 720	1050 x 600

Tabelle 4.1: Auflösung und Bildrate bei verschiedenen TV-Formaten

Andere Kamerasysteme für den Einsatz in der Qualitätsprüfung oder für wissenschaftliche Anwendungen ermöglichen zwar eine wesentlich höhere Auflösung, erreichen aber bisher keine ausreichenden Bildraten für den Einsatz während der MIC oder sind in der Beschaffung zu kostspielig, da noch auf keine Massenprodukte zurückgegriffen werden kann. Daher werden die in Tabelle 4.1 aufgeführten Formate auch in absehbarer Zukunft für die MIC eine zentrale Bedeutung besitzen, wobei der nächste Entwicklungsschritt die Standardisierung von HDTV (High Definition Television) sein könnte. Als Ausgabemedium ist die Darstellung des Endoskopvideobildes auf einem Röhrenmonitor oder auf einem LCD (Liquid-Crystal-Display) am weitesten verbreitet. Plasma-Bildschirme, HMDs (Head Mounted Displays) oder LCD Projektoren sind für den Einsatz im Operationssaal nur bedingt geeignet. Eine Veränderung der traditionellen Bildschirmausgabe wird von einer breiten Verfügbarkeit von OLEDs (Organic Light-Emitting Diodes) erwartet, mit denen Monitore in Form von Folien realisiert werden können. Moderne Frame-Grabber ermöglichen über die VHS (Video Home System) bzw. SVHS (Super Video Home System) Ausgänge den Anschluss des Personalcomputers an das Steuergerät der CCD-Kamera. Über diese Verbindung können die analogen Videosignale im PC zu digitalen Pixel-Arrays umgewandelt und weiterverarbeitet werden. Auf diese Weise lässt sich das Videobild von der Endoskopspitze auch als Detektor verwenden.

4.2 Abstandsmessung mit Laser-Triangulationssensoren

4.2.1 Bauformen

Die Berechnung der Entfernung eines Punktes bei Triangulationsverfahren basiert auf den mathematischen Sätzen über die eindeutige oder ähnliche Beschreibung von Dreieck-

ken. In der industriellen Anwendung ist ein Triangulationsverfahren auf der Basis ähnlicher Dreiecke weit verbreitet, bei dem der Schwerpunkt der Abbildung Δx_S relativ zu einer Bezugsposition auf einem CCD-Chip oder ein positionssensitiver Detektor (PSD) in Form einer Lateraldiode für die Berechnung der relativen Abstandsänderung Δz_S des Sensors zum Messfleck verwendet wird, Typ I in Bild 4.2.

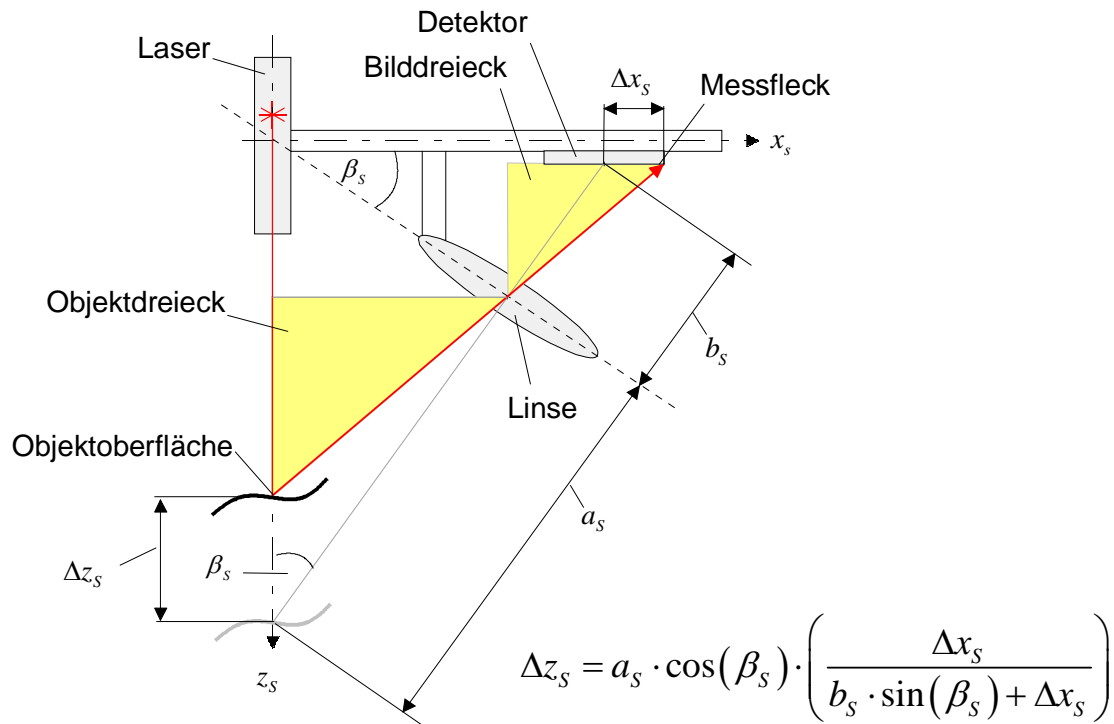


Bild 4.2: Bauform auf der Basis ähnlicher Dreiecke (Typ I)

Die Bezugsposition ergibt sich aus der definierten Lage der Linsenebene zur Ausrichtung des Lasers, die durch den Bezugswinkel β_S beschrieben wird. Wenn der absolute Abstand, z. B. nach einem Kalibrierungsvorgang für eine Position auf dem Detektor bekannt ist, so kann für die übrigen Positionen der Abstand aus dem Offset Δz_S berechnet werden. Die Eigenschaften von Typ I im Hinblick auf die Anforderungen in der roboterassistierten MIC sind im Folgenden zusammengestellt:

- Die Verkleinerung der Messabstände erfordert eine Reduzierung des Messbereichs oder eine Vergrößerung der Bauform. Als Faustformel wird für die oben dargestellte Konfiguration angegeben, dass der Abstand des Detektormittelpunkts von der Laserachse ungefähr dem mittleren Messabstand entspricht.
- Eine Miniaturisierung der Optik führt zu nicht-linearen Kennlinien für Δz_S , die durch eine Kalibrierung und spezielle Linsen nur teilweise ausgeglichen werden können, /DOO-95/.
- Für eine räumliche Vermessung ist wegen der erforderlichen starren Anordnung der Komponenten ein Schwenken des gesamten Sensors mit einem Scanner notwendig.

Weitere Bauformen ergeben sich, wenn die Grundseite und zwei anliegende Winkel bekannt sind, Typ II in Bild 4.3.

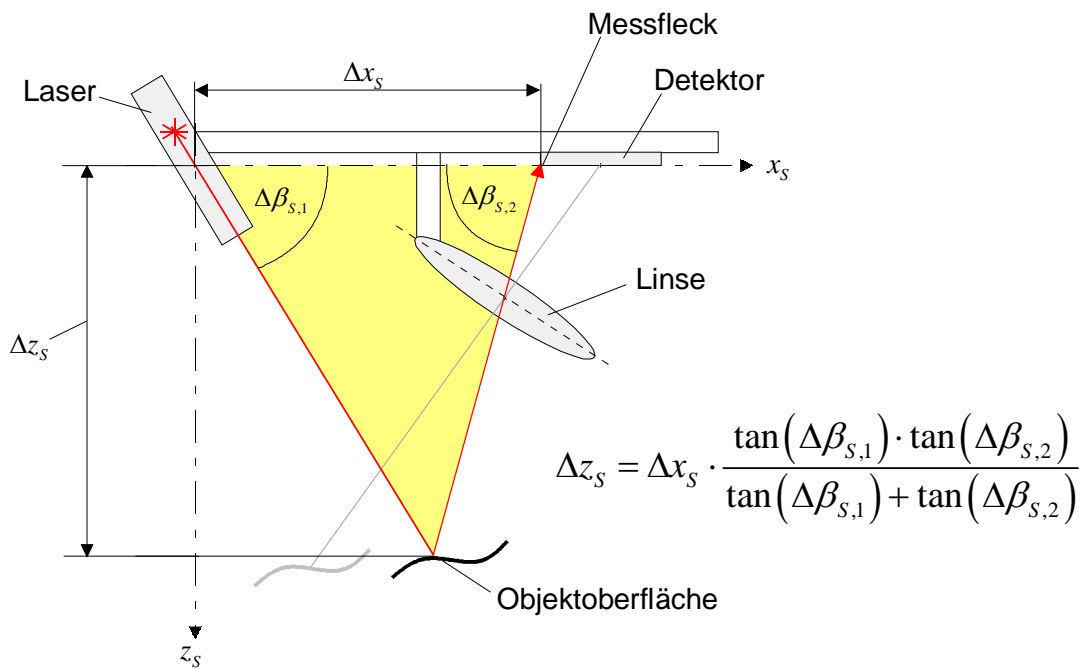


Bild 4.3: Bauform auf der Basis einer Grundseite und zwei anliegenden Winkeln (Typ II)

Ein solches Verfahren wird in der Industrie speziell für Linienscanner und in der Forschung auch bereits für die MIC /HAY-01/ eingesetzt. Die Länge der Grundseite Δx_S wird aus der konstruktiven Anordnung des Lasers und der Position eines Bezugspunkts auf dem Detektor berechnet. Der Winkel $\Delta\beta_{S,1}$ ergibt sich aus der Einstellung des Lasers und $\Delta\beta_{S,2}$ aus der genauen Kenntnis der Abbildungseigenschaften der Linse. Die Eigenschaften dieser Bauform sind im Folgenden zusammengestellt.

- Eine Miniaturisierung wird durch die physikalische Baugröße des Lasers, des Detektors und der Linse und durch die durch den oben beschriebenen Einfluss der Grundseitenlänge auf die Genauigkeit beschränkt.
- Die Abbildungseigenschaften werden durch die Verwendung von Präzisionsoptiken und durch eine einmalige Kalibrierung erreicht. Bei Endoskopoptiken wird die erreichbare Genauigkeit bei der Kalibrierung jedoch wegen der Verzerrung der Weitwinkeloptik und der Miniaturisierung der Linsen durch nicht-lineare Abbildungseigenschaften negativ beeinflusst.
- Ein Vorteil des Verfahrens liegt in den kürzeren Messzeiten für Oberflächen beim Einsatz als Linienscanner. Bei Linienscannern wird der Laserstrahl beispielsweise auf eine mit hoher Frequenz rotierende Spiegeltrommel gerichtet, wodurch auf die Messoberfläche eine Linie aus einzelnen Messpunkten projiziert wird. Der Abstand eines Messpunkts kann mit der Position des Messpunktes auf dem Detektor und dem Spiegelwinkel berechnet werden. Die Ausdehnung der Messlinie wird durch den optischen Abbildungsbereich der Linse beschränkt.

Für die Abstandsberechnung mit einer Grundseite und zwei anliegenden Winkeln existiert als weitere Bauform Typ III, Bild 4.4. Im industriellen Umfeld konnten keine Anwendungen

gefunden werden, während in der MIC ein Patent für die Vermessung von einzelnen Punkten oder 2D-Linien bei Side-Look- bzw. 90°-Endoskopen aus einer Zeit vor dem ersten endoskopischen Eingriff existiert, /HEC-81/, /KAW-74/. Über eine praktische Realisierung eines Instruments nach diesem Verfahren oder die Untersuchung der Messeigenschaften in der Operativen Umgebung ist bisher jedoch nichts bekannt.

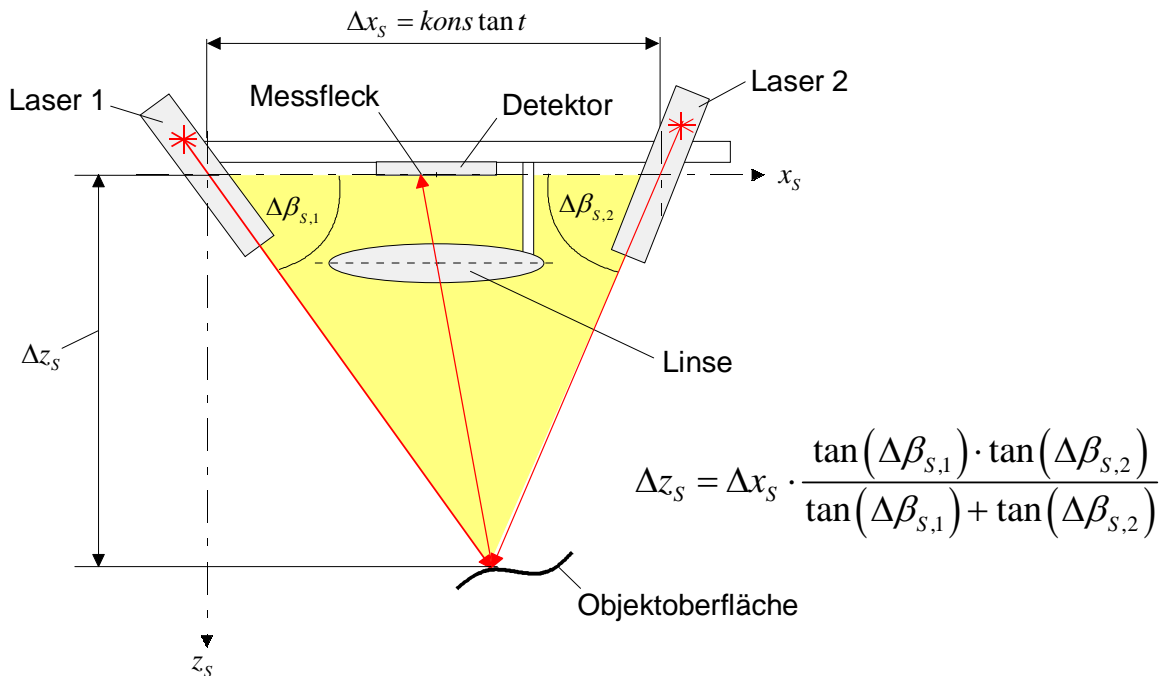


Bild 4.4: Bauform auf der Basis einer Grundseite und zwei anliegenden Winkeln (Typ III)

Bei dieser Bauform ist die Grundseite konstant und aus der Konstruktion vorgegeben. Die anliegenden Winkel liefert die Stellung der Laser, wenn die beiden Messflecken auf dem Detektor in Übereinstimmung gebracht wurden. Die Eigenschaften des Verfahrens im Hinblick auf den Einsatz in der MIC sind im Folgenden zusammengestellt:

- Die Baugröße hängt grundsätzlich vom Platzbedarf der engsten Anordnung der einzelnen Komponenten ab.
- Der Messabstand hängt primär vom Schwenkbereich der Laser ab. Dadurch ist ein großer Messbereich mit geringen Messabständen möglich.
- Da auf dem Detektor keine absoluten Messwerte erfasst werden müssen, sondern nur die Überlappung als boolesche Information, entfällt die Notwendigkeit der Kalibrierung der optischen Abbildungseigenschaften. Dadurch können gebräuchliche miniaturisierte Optiken aus der Endoskopie verwendet werden.
- Die Schwenkvorrichtung der Laser bzw. von Spiegeltrommeln zur Strahlablenkung erlaubt ohne weitere technische Maßnahmen eine Linienmessung in dem Bereich, der von der Optik erfasst wird.

Ein Vergleich der drei Bauformen im Hinblick auf die relevanten Anforderungen ist in Tabelle 4.2 dargestellt.

Eigenschaft	Bauform		
	Typ I	Typ II	Typ III
Baugröße/ Miniaturisierbarkeit	-	o	+
Genauigkeit bei geringem Messabstand	o	+	+
Räumliche Messeigenschaften	o	+	+
Messgeschwindigkeit	abhängig von der technischen Realisierung		

Tabelle 4.2: Vergleich von Bauformen (+= sehr gute Voraussetzungen)

Die Tabelle ergibt sich unter Berücksichtigung der vorgenannten Argumente und aus dem in Kapitel 4.1 dargestellten typischen Aufbau eines Endoskopiesystems. Der Vergleich stellt den Typ III als Bauform mit den günstigsten Eigenschaften für den Einsatz in der roboterassistierten MIC heraus, so dass dieser Typ für die weiteren Entwicklungsschritte zu Grunde gelegt wird.

4.2.2 Bildauswertungsverfahren

Die Aufgabe der Bildauswertung bei einem Laser-Triangulationsverfahren besteht in der Mittelpunkt- bzw. Schwerpunktbestimmung des Messflecks auf dem Detektor, der dann als Bezugspunkt für die oben beschriebene Triangulation verwendet wird. Bisher wurde in diesem Kapitel eine linienförmige Ausbreitung des Laserstrahls angenommen.

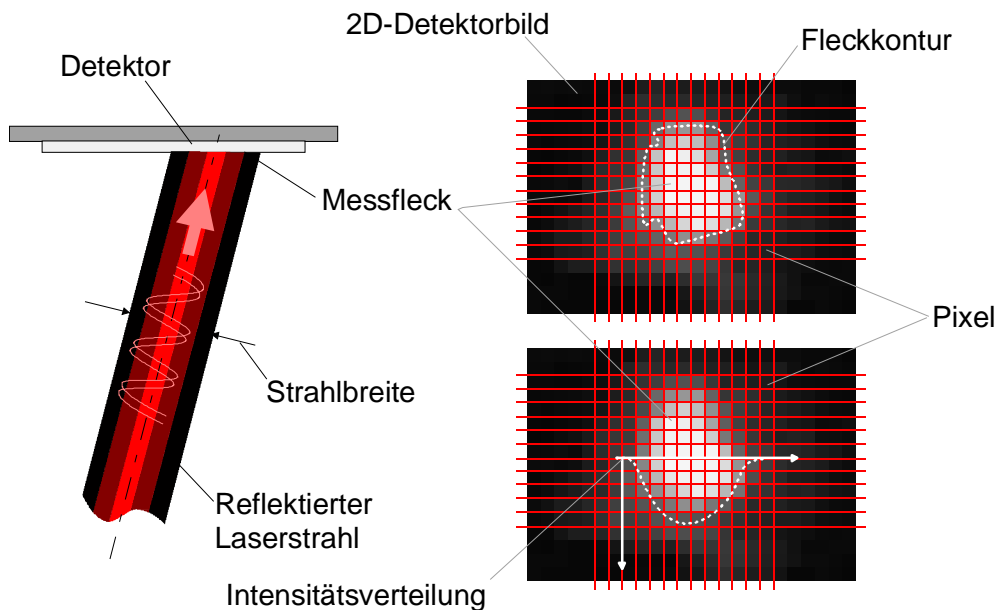


Bild 4.5: Messfleckbildung auf einem 2D-Detektor

In Wirklichkeit erzeugt der Laser wegen seiner Wellennatur jedoch einen Messfleck mit flächiger Ausdehnung auf dem Detektor. In Bild 4.5 ist die Abbildung des Messflecks am Beispiel eines 2D-Detektors dargestellt. Für die Bestimmung des Bezugspunktes ist zunächst eine Segmentierung des Messflecks erforderlich, durch die Pixel auf dem Detektor dem Messfleck oder der Umgebung zugeordnet werden. Unter den zahlreichen Verfahren sind eine exemplarische Auswahl in /BÄS-91/ und /STEINB-93/ beschrieben, die sich be-

reits seit Jahren in der industriellen Anwendung befinden. In der Bildverarbeitung werden grob zwei Vorgehensweisen für die Bestimmung eines Bezugspunktes innerhalb eines Messflecks unterschieden.

- In der Abbildungsebene des Detektors werden die Randpixel eines Messflecks berechnet und die Nachbarschaftsbeziehungen von einzelnen Pixeln bestimmt, wobei auf eine Reihe unterschiedlicher Methoden zurückgegriffen werden kann. Die geschlossene Kontur bildet eine Fläche, deren Flächenschwerpunkt als Bezugspunkt verwendet wird. Alternativ werden deformierte Konturen entsprechend dem Querschnittsprofil des Lasers rekonstruiert, so dass der geometrische Mittelpunkt bestimmbar wird. Die Genauigkeit dieser Methoden hängt von der vollständigen Erfassung und dem Deformationsgrad des Messflecks ab.
- In der Abbildungsebene des Detektors wird die Intensitätsverteilung über den Messfleck betrachtet. Es wird dabei von einer bekannten Intensitätsverteilung ausgegangen. Bei einer Gauß'schen Intensitätsverteilung wird das Intensitätsmaximum in der Mitte des Laserstrahlquerschnitts erreicht. Der Bezugspunkt liegt damit an der Stelle mit der größten absoluten Intensität oder des größten Mittelwertes. Die Genauigkeit hängt zusätzlich zu den oben genannten Kriterien von den Reflexionseigenschaften, z. B. durch den Einfluss von Texturen, ab. Theoretisch ist auch hier eine Rekonstruktion des Intensitätsprofils über den Messfleck möglich.

In Kapitel 3.6.3 wurde bereits auf die Einflüsse der Operativen Umgebung auf die Deformation des Messflecks eingegangen. Beim Laser-Triangulationsverfahren sind je nach Bauform noch zusätzliche Einflüsse zu berücksichtigen, wenn die Randbedingungen für den Einsatz in der MIC in die Betrachtung einbezogen werden:

- Beim Schwenken des Laserstrahls wird die Deformation durch den Projektionswinkel zum Umlenkspiegel oder zur Normalen der Messoberfläche verstärkt oder abgeschwächt.
- Die Größe der Strahlquerschnittsfläche wird durch die Fokussierung und die Divergenz beeinflusst.
- Die Form des Messflecks auf dem Detektor wird durch die Abbildungsverzerrung bei kleinen Objektivdurchmessern mit großen Öffnungswinkeln und geringen Objektständen beeinflusst, wie sie durch die Endoskopoptik vorgegeben sind, Bild 4.6.
- Die Wiedergabe der Fleckform wird von der Empfindlichkeit des Detektors gegenüber bestimmten Wellenlängen beeinflusst.
- Der Kontrast und damit die Wiedergabe des Flecks auf dem Detektor wird von der Fremdlichteinwirkung beeinflusst. Es besteht in der geschlossenen Kavität die Gefahr der Überstrahlung durch die hohen Intensitäten der gebräuchlichen Halogen- oder Xenon-Kaltlichtfontänen.

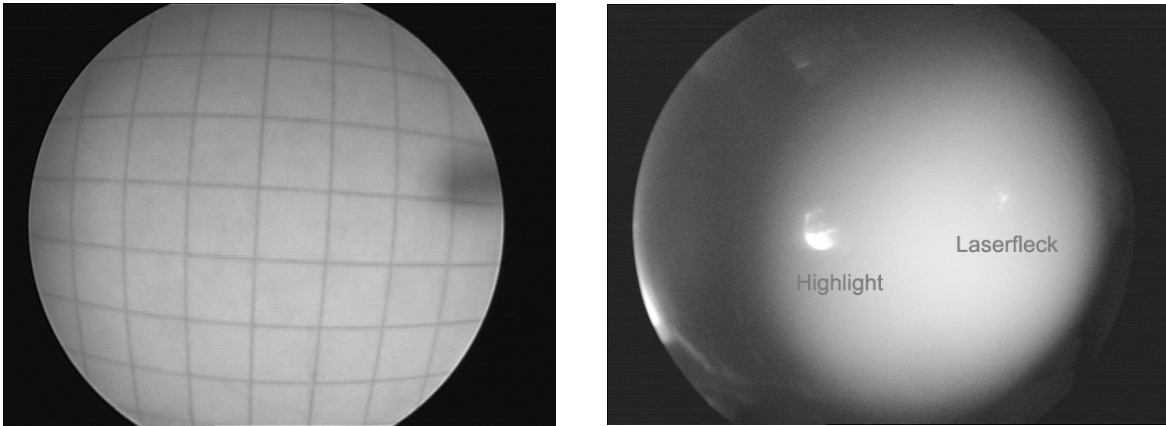


Bild 4.6: Aufnahmen mit einer Endoskopoptik

Links: Kissenförmige Verzerrung von kariertem Schreibpapier durch die Endoskopoptik

Rechts: Doppeltes Messsignal durch Fremdlicht einer Halogenlichtquelle auf einer Billardkugel

Durch die verschiedenen Deformationsursachen wird der Bezugspunkt potenziell verschoben, so dass der Messvorgang fehlerhafte Winkel liefert. Damit wird eine Hauptursache für Messfehler bei dem ausgewählten Verfahren beschrieben. Die Aufgabe besteht in der Auswahl geeigneter Bildverarbeitungsmethoden, die die Deformationsursachen unter den Voraussetzungen der Operativen Umgebung berücksichtigt.

5 Konzeption der Messeinrichtung für die roboterassistierte MIC

5.1 3D-Messung

Gemäß den Anforderungen aus Kapitel 3 muss die in Kapitel 4 bevorzugte Bauform des Sensors so modifiziert werden, dass eine räumliche Vermessung der Objekte vor der Instrumentenspitze möglich wird /STA-02/. Die erforderliche Schwenkvorrichtung für die räumliche Führung des Laserstrahls kann gemäß der in Bild 5.1 beschriebenen Grobkonzepten A und B realisiert werden.

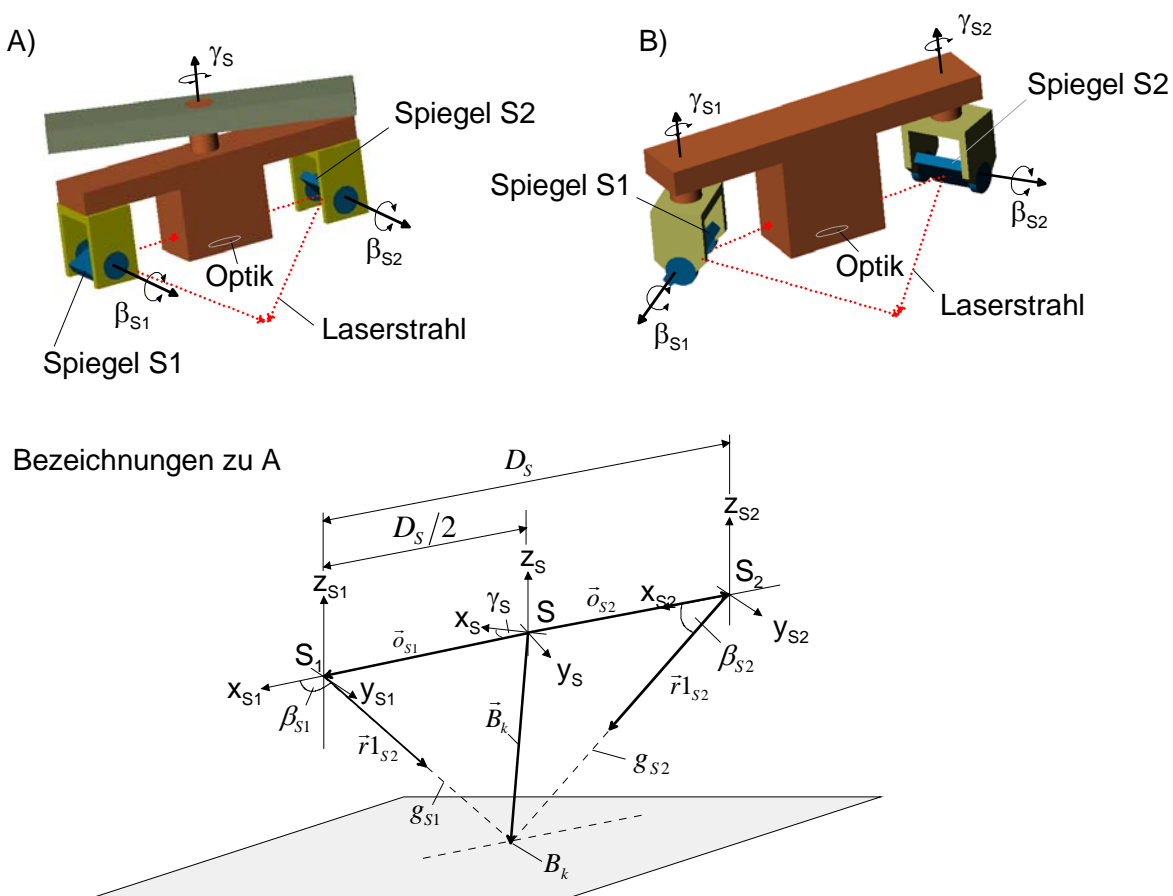


Bild 5.1: Konzepte einer 3D-Schwenkvorrichtung für die Bauform Typ III

Wegen der erforderlichen Miniaturisierung wird vorausgesetzt, dass die Strahlschwenkung beim späteren Funktionsmuster durch die Umlenkung mit Spiegeln erreicht werden muss. Die Konzepte unterscheiden sich durch die Verwendung einer gemeinsamen Drehachse um die z-Achse des Bezugssystems S oder von zwei separaten Drehachsen um die z-Achse von S_1 und S_2 . Die Auswahlkriterien für den Schwenkmechanismus orientieren sich an den Forderungen nach einer Miniaturisierbarkeit im Zusammenhang mit einer hohen Messgenauigkeit und Messgeschwindigkeit. Im Vergleich in Tabelle 5.1 überwiegen beim Konzept A die Vorteile hinsichtlich der erwarteten Baugröße und der Messei-

enschaften, so dass dieses Konzept weiterverfolgt wird.

Konzept A	Konzept B
<ul style="list-style-type: none"> + Vereinfachung der Bauform und Verringerung der Baugröße durch eine geringere Anzahl an Gelenken + Die Reduzierung auf eine einzige Rotationsachse, d. h. $\gamma_S = \gamma_{S1} = \gamma_{S2}$ und die Beschränkung auf jeweils einen Freiheitsgrad für jeden Spiegel vereinfacht die Triangulationsberechnung + Die Fehlerkette wird jeweils um eine Stufe reduziert, da statt der zwei Winkel γ_{S1} und γ_{S2} nur ein Winkel γ_{S2} eingestellt werden muss 	<ul style="list-style-type: none"> + Höhere Dynamik, da beim Schwenkvorgang eine geringere Masse bewegt werden muss + Höhere Dynamik durch die flexible Gestaltung der Abfolge während der Oberflächenabtastung - Stärkere Strahlverzerrung bereits beim Auftreffen auf den Umlenkspiegel durch Reflexion um mehrere Achsen

Tabelle 5.1: Vergleich der Konzepte A und B für den Schwenkmechanismus

Für die Bestimmung eines Vektors $\vec{B}_k|S$ werden beim Konzept A die beiden Laserflecken durch Drehung der Sensorachse um γ_S und Schwenken der Spiegel um β_{S1}, β_{S2} im Punkt B_k in der Ebene E_G in Überdeckung gebracht. Im Idealfall existiert bei einem vorgegebenen γ_S immer ein Überlappungspunkt und somit eine Lösung für das Triangulationsverfahren. Der Berechnungsvorgang wird alternativ durch eine Bestimmung von Schnittpunkten der Geraden $g_{S1}|S$ und $g_{S2}|S$ durchgeführt, die sich durch den Strahlverlauf des Lasers von seiner Quelle aus ergeben. Die Orts- und Richtungsvektoren dieser Geraden lassen sich aus der bekannten Geometrie der Schwenkvorrichtung und der bei Überlappung der Laserflecken auftretenden Winkel γ_S, β_{S1} und β_{S2} berechnen. Die räumliche Messung entsteht dann aus der Abtastung der Linien in der Schwenkebene der Spiegel bei konstantem γ_S und einer Rotation dieser Ebene um die z_S -Achse.

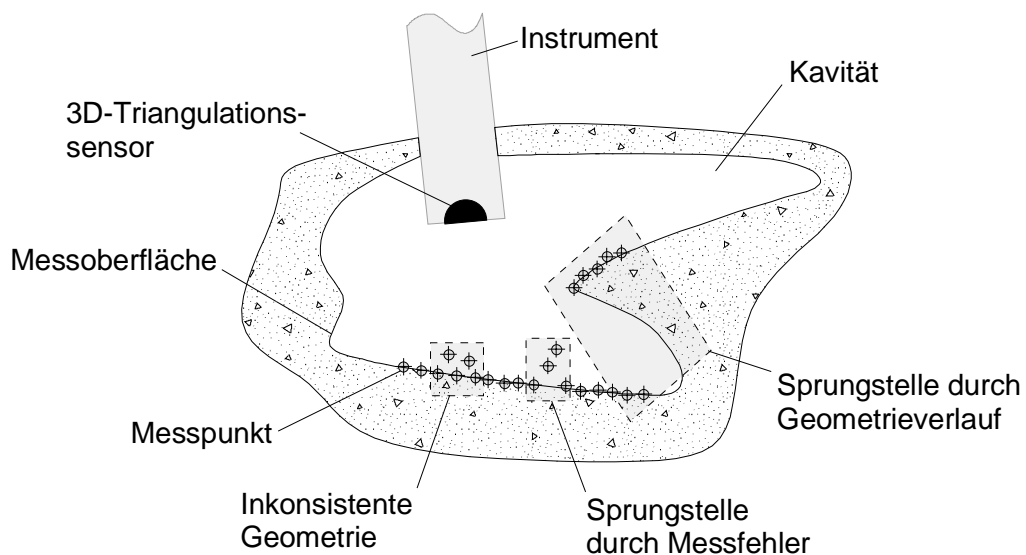


Bild 5.2: Zustände benachbarter Messpunkte

Der 3D-Triangulationssensor liefert einzelne, unzusammenhängende Vektoren $\vec{B}_k|S$ von der Messoberfläche. Die spezifische Genauigkeit und Auflösung der Messeinrichtung ermöglicht später die Auswahl eines geeigneten Interpolationsverfahrens, mit dem eine geschlossene Oberfläche innerhalb der geforderten Toleranzen rekonstruiert werden kann.

Wegen der hohen Sicherheitsrelevanz der Messergebnisse und der teilweise unkalkulierbaren Oberflächeneinflüsse findet zusätzlich ein Zustandsvergleich benachbarter Punkte als eine Plausibilitätskontrolle des Messergebnisses statt, um evtl. Sprungstellen und singuläre Fehler zu identifizieren, Bild 5.2. Die daraus abgeleiteten Maßnahmen beim Auftreten von bestimmten Zuständen sind in Tabelle 5.2 beschrieben. Es wird jeweils von einem stetigen Verlauf der realen Oberflächen in der Kavität ausgegangen. Diese Kontrollen werden in die Steuerung des Funktionsmusters integriert. Da die Wirkungsweise jedoch nicht explizit überprüfbar ist, werden sie jedoch nicht für die Evaluierung des Messverfahrens eingesetzt.

Effekt	Beschreibung	Maßnahme
Inkonsistente Geometrie	Die Messergebnisse beschreiben einen Oberflächenverlauf, der logische Fehler im Hinblick auf den Ablauf des Messverfahrens aufweist, z. B. überlagernde Punkte	Messung wiederholen, Abbruch oder Markierung als Fehlmessung
Sprungstellen durch Messfehler	Einzelne Messpunkte bilden zu den umgebenden Messpunkten in einem vorgegebenen Intervall Sprungstellen	Glättung der Oberfläche. Falls das Intervall größer als der Toleranzwert ist, erfolgt ein Abbruch.
Sprungstellen durch Geometrieverlauf	Zwischen zwei Messpunkten besteht eine jeweils einseitige Sprungstelle.	Berücksichtigung der Stelle als Hinterschneidung.

Tabelle 5.2: Maßnahmen bei nicht plausiblen Messergebnissen

5.2 Bildverarbeitung des Messflecks

5.2.1 Auswertungsstrategie

Die Deformation des Messflecks führt zu einem Messfehler durch die Verschiebung des Bezugspunktes, der bei Fleckdurchmessern $D_{Messfleck} > 1\text{mm}$ unter den gegebenen Anforderungen nicht mehr vernachlässigt werden kann. Da die Deformation durch die inkonsistente und vielfältige Beschaffenheit der Operativen Umgebung nicht vorhergesagt werden kann, ist die Gefahr einer latenten Fehlmessung vorhanden. Es gibt unterschiedliche Möglichkeiten, unter diesen Bedingungen die Auswirkungen eines potenziellen Messfehlers einzugrenzen. Probemessungen zeigen, dass die Rekonstruktion des Messflecks in seine ursprüngliche oder erwartete Form, d. h. einer vorgegebenen Schablone, nur bei sehr geringen Deformationen möglich ist. Die Ursachen hierfür liegen hauptsächlich

- in der beschränkten Abbildungsschärfe des Messflecks auf dem Detektor,
- der Fokussierung des Laserstrahls über größere Distanzen und
- im unbekanntem Projektionswinkel des Lasers zur Messoberfläche

begründet. Außerdem erfordert die Fleckrekonstruktion eine hohe Rechenleistung, die sich negativ auf die Messgeschwindigkeit auswirkt. Statistische Verfahren betrachten die

messbaren Steigungen der Konturen oder die Intensitätsverteilung und fügen nach bestimmten Randbedingungen fehlende Pixel zum Messfleck hinzu. Es hat sich herausgestellt, dass diese Verfahren schnelle Berechnungen zulassen. Der Nachteil dieses Verfahrens ist eine Neigung zu Sprungstellen in den Messergebnissen, die durch den Einsatz einer statistisch basierten Auswertungsstrategie für eine "zufällig" gestaltete Operative Umgebung entstehen und die Nachvollziehbarkeit des Ergebnisses erschweren. Da nach dem geforderten Risikomanagement ein Messfehler auftreten darf, wenn er erkennbar ist und angezeigt wird, und die geforderte Genauigkeit relativ gering ist, können auch Strategien gewählt werden, die stärker auf die Erkennung des Messfehlers als auf die Genauigkeit ausgelegt werden. Die ausgewählte Auswertungsstrategie ist in Bild 5.3 dargestellt. Bei dieser Strategie werden die konventionellen Segmentierungsalgorithmen verwendet und kombiniert. Zur Steigerung der Sicherheit wird eine Bezugspunktbestimmung nach der Methode der Intensitätsverteilung oder Konturschwerpunktsbestimmung parallel durchgeführt. Aus dem Vergleich der Ergebnisse ergibt sich ein Faktor für das Risikomanagement, aus denen sich eine Aussage über den Messfehler aus der Fleckdeformation ableiten lässt.

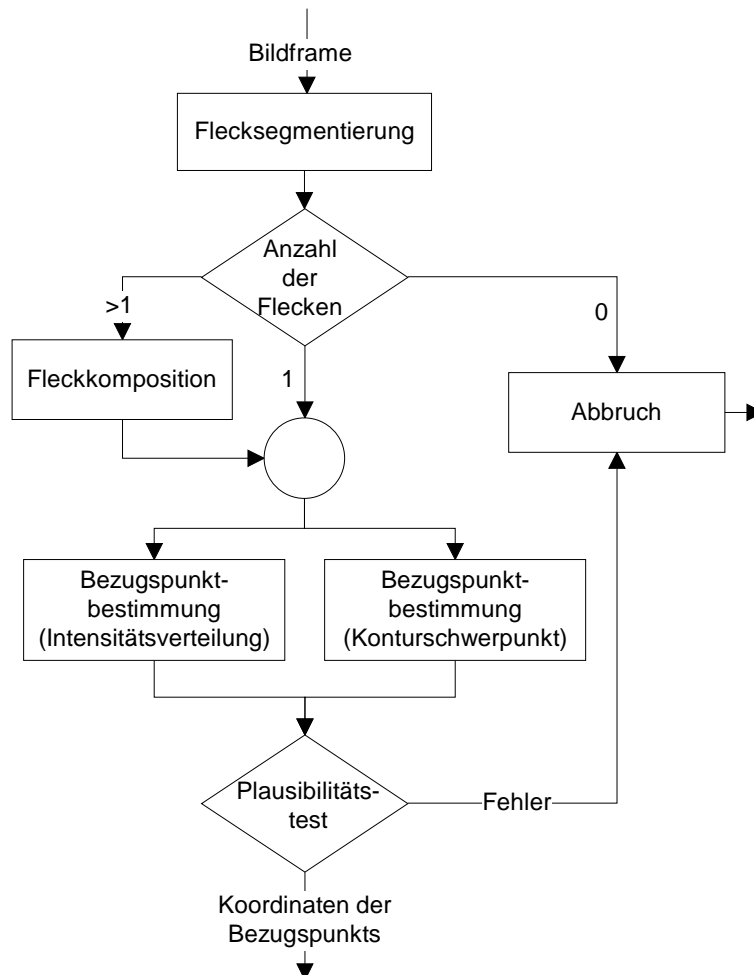


Bild 5.3: Strategie der Bezugspunktauswertung

5.2.2 Segmentierung der Messflecken

Das Ergebnis der Messflecksegmentierung besteht in der eindeutigen Markierung und Zuordnung der Pixel eines Messflecks auf dem Detektor. Im Folgenden wird davon ausgegangen, dass der Detektor ein zweidimensionales, orthogonales Pixel-Array Γ mit m Spalten und n Zeilen aus einzelnen Pixelelementen $P(m,n)$ liefert. Jedes Pixelelement wird durch die Intensität der drei Grundfarben Rot, Grün und Blau (Indizes: r, g, b) mit einer typischen Auflösung von 8 Bit pro Kanal beschrieben, für die die Aussage in Gleichung 5.1 gilt.

$$P(m, n) = \begin{cases} I_r < 0:0; I_r > 0: I_r \in \{0, \dots, 255\}; I_r > 255:255 \\ I_g < 0:0; I_g > 0: I_g \in \{0, \dots, 255\}; I_g > 255:255 \\ I_b < 0:0; I_b > 0: I_b \in \{0, \dots, 255\}; I_b > 255:255 \end{cases} \quad \text{Gl.5.1}$$

Zur Vermeidung von störenden Reflexionen durch die Endoskopbeleuchtung in der Umgebung des Messflecks wird ein einfacher Differenzbildfilter angewendet. Bei diesem Filter-Verfahren werden kurz nacheinander zwei Aufnahmen aus der gleichen Perspektive mit und ohne Laserfleck aufgenommen. Die Subtraktion der korrespondierenden Pixel in den Ausgangs-Pixel-Arrays Γ_L mit Laser und der Referenzaufnahme Γ_R ohne Laser liefert das Differenzbild Γ_D , Gleichung 5.2.

$$\Gamma_D = \begin{cases} I_{L,r}(m, n) - I_{R,r}(m, n) \\ I_{L,g}(m, n) - I_{R,g}(m, n) \\ I_{L,b}(m, n) - I_{R,b}(m, n) \end{cases} \quad \forall (m, n) \in \Gamma_L \wedge \Gamma_R \quad \text{Gl.5.2}$$

Da davon ausgegangen werden kann, dass sich die Operative Umgebung in der Kavität während der Belichtungszeit von wenigen Millisekunden nur unwesentlich ändert, werden auf diese Weise alle peripheren Lichteffekte weitgehend herausgefiltert. Außerdem haben Vormessungen gezeigt, dass sich mit dieser Vorgehensweise auch schwach kontrastierende Messflecken noch erfassen lassen, Bild 5.4. Der diffuse Reflexionsanteil des linken Laserflecks wird in diesem Fall durch die Wölbung so stark verringert, dass er mit bloßem Auge kaum zu sehen ist.

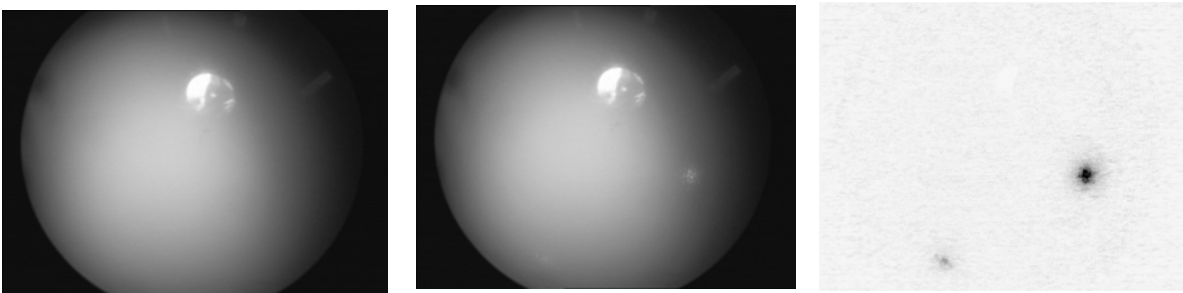


Bild 5.4: Referenzaufnahme (links), Aufnahme mit Laserflecken (mitte), invertiertes Differenzbild (rechts)
Der Laserfleck wird nicht durch seine Farbe, sondern vorwiegend durch eine Schwellwert-

betrachtung der addierten RGB-Intensitäten beschrieben. Daher wird das Differenzbild Γ_D im nächsten Schritt zu einem Grauwertbild Γ_G umgewandelt. Die Umwandlung erfolgt mit Gleichung 5.3.

$$\Gamma_G = \{w_r \cdot I_{D,r}(m, n) + w_g \cdot I_{D,g}(m, n) + w_b \cdot I_{D,b}(m, n)\} \quad \forall (m, n) \in \Gamma_D \quad \text{Gl.5.3}$$

mit der Vorschrift in Gleichung 5.4.

$$P_G(m, n) = \begin{cases} I_G < 0:0 \\ I_G > 0:I \in \{0, \dots, 255\} \\ I_G > 255:255 \end{cases} \quad \text{Gl.5.4}$$

Mit dieser Gleichung werden die Farbkanäle in Abhängigkeit von der Laserfarbe ($\lambda \sim 630\text{-}680\text{nm}$) und den Eigenschaften des Detektors gewichtet, um dadurch den Kontrast nach der Differenzbildung weiter zu verstärken. Als geeignete Parameter für die bei den Experimenten verwendete CCD-Endoskopkamera haben sich während der Untersuchungen $w_r = 1$, $w_b = 0.8$, $w_g = 0.8$ ergeben. Wie Testmessungen mit organischen Materialien zeigen, ist im ungünstigsten Fall jedoch auch nach dieser Umwandlung keine ausreichend kontrastierende Trennung der Pixel des Messflecks und der Umgebungspixel vorhanden, Bild 5.5 (links). Die Ursachen hierfür sind:

- Entstehung einer Corona aus unzusammenhängenden Pixeln in den Randbereichen um das Messfleckzentrum.
- Entstehung von Regionen mit stark unterschiedlichen Kontrasten im Fleckzentrum.

Daher wird die Anwendung eines weiteren Verfahrens für die Gewichtung und Zusammenfassung der Pixel erforderlich.

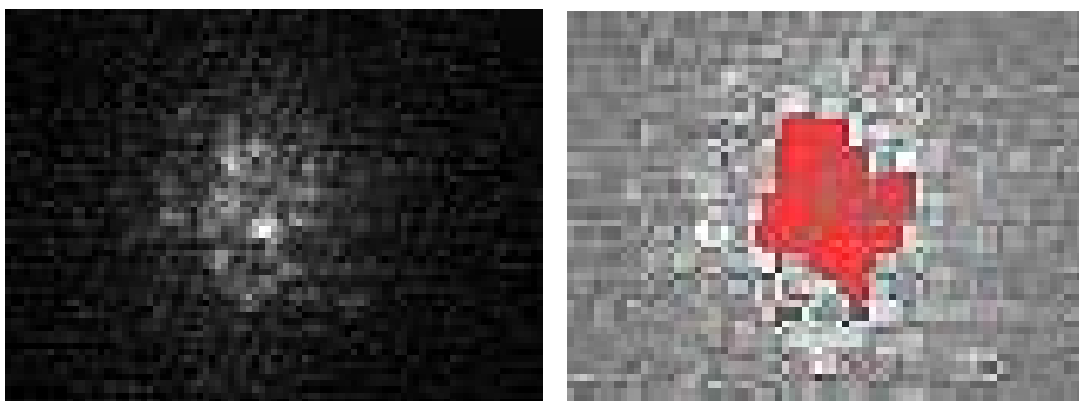


Bild 5.5: Messflecken vor (links) und nach der Markierung (rechts)

Bei diesem Verfahren werden für die Gewichtung eines einzelnen Pixels $P_G(m, n)$ die umliegenden Pixel einbezogen, so dass das gewichtete Pixel $P_W(m, n)$ am gleichen Ort in

$\Gamma_W(m, n)$ entsteht, Gleichung 5.5.

Gl.5.5

$$\Gamma_W = \frac{1}{D_{Feld}^2} \cdot \sum_{j=-D_{Feld}/2}^{D_{Feld}/2} \sum P_G(m+k, n+j) \quad \forall (m, n) \in \Gamma_G \wedge (m+k, n+j) \in \Gamma_G$$

In dieser Gleichung ist D_{Feld} die Seitenlänge des quadratischen Feldes in Pixeln um das Pixelelement $P_G(m, n)$, das für die Gewichtung betrachtet wird. Durch den Vergleich mit einem geeigneten Schwellwert $w_{Schwell}$ werden die Pixel $P_W(m, n)$ in $\Gamma_W(m, n)$ mit höheren Intensitäten markiert und mit niedrigeren Intensitäten zurückgesetzt, d. h. $P_W(m, n) = 0$. Als Ergebnis dieser Verfahrensweise entstehen durch die Einbeziehung benachbarter Pixel zusammenhängende Cluster mit markierten Pixeln, die dem Messfleck des Laserstrahls zugeordnet werden. Bestehen diese Cluster aus weniger als einer definierten Anzahl von Pixeln, so wird er als Störung bewertet und als Pixel des Clusters zurückgesetzt. Als Ergebnis bleibt ein bereinigter Frame mit markierten Pixeln $P_W(m, n)$, die als repräsentative Abbildung des Flecks für die Bezugspunktbestimmung ausgewertet werden.

5.2.3 Zusammenfassung von Mehrfachprojektionen

Eine Mehrfachprojektion tritt auf, wenn bei einem konstanten Strahlwinkel durch die Oberflächengeometrie zwei auf dem Detektor nicht zusammenhängende Oberflächensegmente erzeugt werden, Bild 5.6.

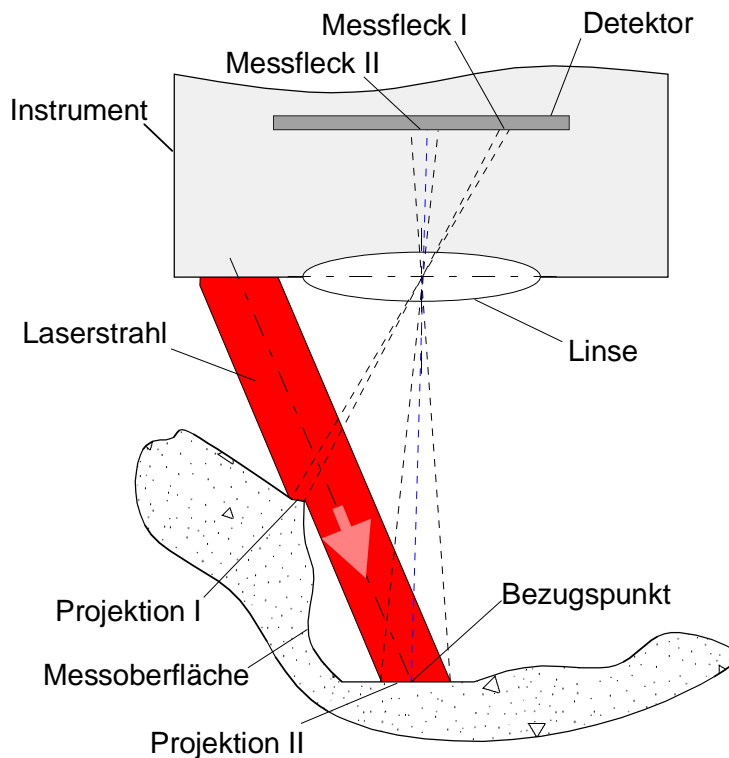


Bild 5.6: Entstehung der Mehrfachprojektion

Im Fall von zwei Laserstrahlen ist eine Zuordnung der entstehenden Messflecken auf dem Detektor bei Annäherung oder einer Überlappung nicht mehr möglich. Zur Vermeidung von Messfehlern wird daher als Randbedingung festgelegt, dass jeweils nur ein La-

serstrahl auf die Oberfläche ausgerichtet wird. Die sich dadurch ergebende Verlängerung der Messzeit muss durch die verwendete Schwenkeinrichtung oder den Messablauf ausgeglichen werden. Das Doppelbild des Messflecks auf dem Detektor entsteht erst durch den Winkel der optischen Hauptachse der Linse relativ zum Laserstrahl. In der Situation von Bild 5.6 wird verdeutlicht, dass der Bezugspunkt theoretisch jeweils im größeren Messfleck auf dem Detektor liegen muss, da der Bezugspunkt den Mittelpunkt des Strahldurchmessers markiert. Beim Auftreten von mehr als zwei Flecksegmenten versagt das Verfahren jedoch und die Messung an dieser Stelle wird als fehlerhaft markiert. Messungen werden zeigen, dass für diesen Anwendungsfall von einer ausreichenden Genauigkeit dieser Aussage ausgegangen werden kann. Für die Bestimmung des Bezugspunktes erfolgt daher die Verschiebung des kleinen in Richtung des größeren Messflecks, Bild 5.7.

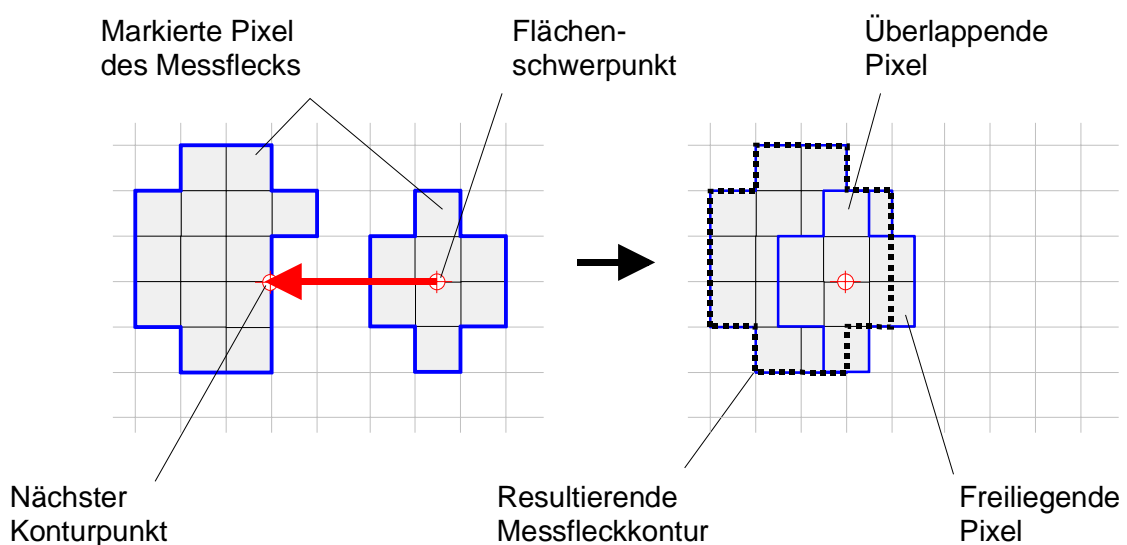


Bild 5.7: Annäherungsverfahren für die Zusammenfassung mehrerer Messflecken

Für diesen Vorgang existieren wegen der Streuung am Messfleckrand keine übereinstimmenden Bezugskanten der Fleckkontur. Daher wird für die Berechnung der resultierenden Fleckkontur der Punkt auf der Kontur des größeren Messflecks bestimmt, der dem Flächenschwerpunkt des kleineren Messflecks am nächsten liegt. Im folgenden Schritt werden diese Punkte unter Beachtung einheitlicher Regeln in Übereinstimmung gebracht:

- Überlappende Pixel nehmen die Intensität des größeren Messflecks an.
- Freiliegende Pixel werden abgeschnitten.

Diese Vorgehensweise beruht auf empirischen Vorversuchen und entspricht keiner mathematisch begründbaren Vorgehensweise, da in keiner Messsituation genaue Informationen über die tatsächliche Ausdehnung der Fleckkontur vorliegen und keine eindeutige, homogene Intensitätsverteilung angenommen werden kann.

Die Verschiebungen werden in Γ_W eingetragen, so dass insgesamt ein Array Γ_Z mit genau einem zusammenhängenden Messfleck für die nachfolgende Segmentierung entsteht.

5.2.4 Bezugspunktbestimmung

5.2.4.1 Intensitätsverteilungs-Verfahren

Mit den markierten und zusammengefassten Pixeln in Γ_Z wird sowohl die Zugehörigkeit zum Messfleck als auch deren Intensitätsverteilung durch die einzelnen $P_Z(n,m)$ beschrieben. Durch die diffuse Reflexion ist das Profil einer Gauß'schen Intensitätsverteilung über der markierten Fläche des Messflecks nur noch unscharf vorhanden. Daher wird der statistische Gewichtungsquotient Φ mit einem frei wählbaren Gewichtungsfaktor $w_{kumuliert}$ eingeführt, Gleichung 5.6.

$$\Phi = \sum \text{trunc} \left(w_{kumuliert} \cdot \frac{P_Z(n,m)}{P_{Z,max}} + \frac{1}{2} \right) \quad \forall (m,n) \in \Gamma_Z \quad \text{Gl.5.6}$$

In dieser Gleichung ist $P_{Z,max}$ der Punkt im Messfleck mit der größten Intensität. Der Gewichtungsquotient relativiert die lokale Intensität an einer Stelle von $P_Z(m,n)$ in Bezug auf das auftretende Gesamtspektrum der Intensitäten im Messfleck. Der zweidimensionale Mittelpunktvektor $P_{T,X,I}$, bezogen auf den Detektor-Frame, wird aus dem gewichteten Mittelwert der Pixelposition zusammen mit dem relativen Intensitätswert bestimmt, Gleichung 5.7.

$$P_{T,S1/2,I} = \frac{1}{\Phi} \cdot \sum \left(\text{trunc} \left(w_{kumuliert} \cdot \frac{P_Z(n,m)}{P_{Z,max}} + \frac{1}{2} \right) \cdot \begin{pmatrix} n \\ m \end{pmatrix} \right) \quad \forall (m,n) \in \Gamma_Z \quad \text{Gl.5.7}$$

Das Ergebnis dieser Bezugspunktbestimmung durch eine Auswertung der Intensitätsverteilung ist in Bild 5.9 für einen stark diffusen Messfleck dargestellt.

Die Vorteile dieses Verfahrens liegen im robusten Ablauf auch bei schwachen Kontrasten. Die Nachteile des hohen Rechenaufwands lassen sich durch eine Reduzierung der Anzahl der ausgewerteten $P_Z(m,n)$ mit Hilfe von sternförmigen Suchmustern und durch die Verwendung schneller Prozessoren erreichen.

5.2.4.2 Konturschwerpunkts-Verfahren

Für die Bestimmung des Konturschwerpunktes werden im Frame mit den markierten Pixeln die Randpunkte des Flecks bestimmt und ihre Nachbarschaftsbeziehung festgestellt. Unter den verschiedenen Verfahren wurde ein Suchalgorithmus ausgewählt, der die Kontur von einem Startkonturpixel aus schrittweise nachverfolgt, Bild 5.8. Im aktuellen Startkonturpixel wird auf der zuletzt festgestellten Konturrichtung bzw. der festgelegten Startkonturrichtung rechtsdrehend das Lot bestimmt. Dieses Lot markiert im Oktanten um ein Pixel das Startsuchpixel, von dem wiederum rechtsdrehend die Pixel im Oktanten solange abgesucht werden, bis ein markiertes Pixel auftritt. Dieses Pixel wird als Konturpixel in eine Liste aufgenommen und der Prozess beginnt von diesem Pixel aus erneut, bis die Kontur mit Erreichen des Startkonturpixels geschlossen wird.

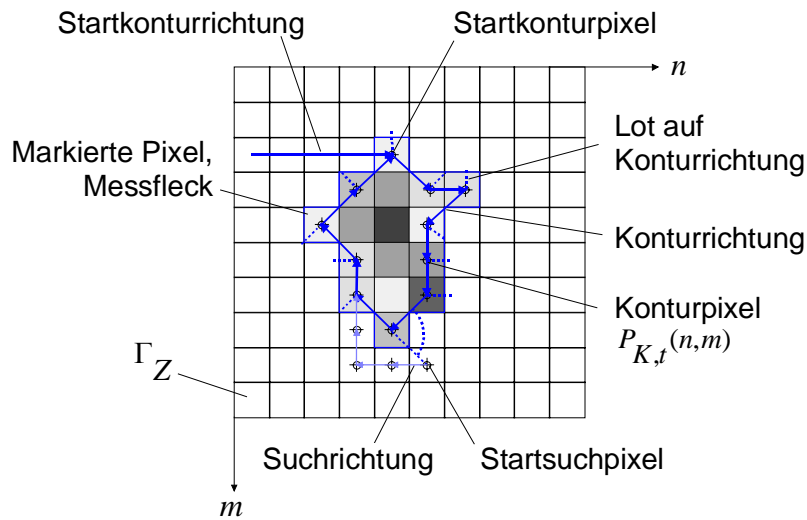


Bild 5.8: Methode zur Konturpixelbestimmung

Dabei wird die Aufnahme doppelter Pixel in die Liste vermieden und ein Testverfahren sichert den Vorgang gegen den "Rüchläufereffekt", d. h. dass die Suchrichtung entlang der bereits erfassten Kontur zurückführt. Die Berechnung des Bezugspunkts $P_{T,X,K}$ erfolgt durch die Bildung des Mittelwertes aus allen T Koordinaten $P_{K,t}$ der Konturpixel, Gleichung 5.8.

$$P_{T,X,K} = \frac{1}{T} \cdot \sum_{t=1}^{t=T} P_{K,t}(n, m) \quad \text{Gl.5.8}$$

Die Vorteile dieses Verfahrens liegen in der hohen Berechnungsgeschwindigkeit und in einer Konturbeschreibung, die bei meanderförmigen oder repetierenden Verläufen keine Gewichtungverschiebung an Knotenstellen erzeugt. Außerdem erweist sich das Verfahren bei Voruntersuchungen als robust gegenüber stark deformierten Fleckkonturen, Bild 5.9.

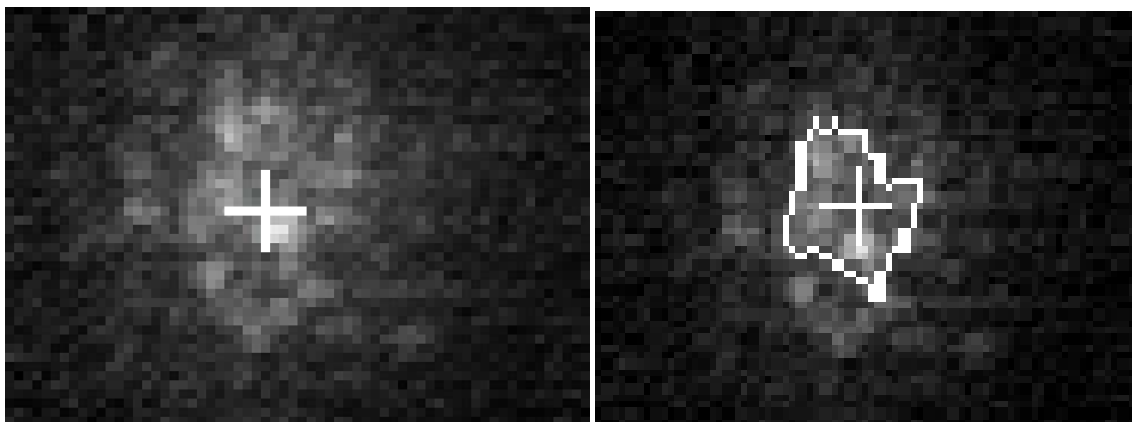


Bild 5.9: Ergebnis der Bezugspunktbestimmung durch Auswertung der Intensitätsverteilung (links) und durch die Konturbestimmung (rechts)

Alternativ zur Bestimmung des Bezugspunktes durch den Konturschwerpunkt wurden auch im Vorfeld Verfahren auf Basis der Flächenschwerpunktbestimmung untersucht,

die bei einer Sichtprüfung im Vergleich keine signifikant besseren oder sogar schlechteren Messergebnisse lieferten.

5.2.5 Bestimmung des Risikofaktors

Das Risiko ergibt sich in der roboterassistierten MIC aus der Verletzungsgefahr des Patienten im Fall einer Bahnkurve, die durch einen Messfehler von den realen geometrischen Daten abweicht. Es wird hier angenommen, dass keine Fehler bei der Eingabe, der Berechnung der Bahnkurve und durch Fehlbedienung entstehen.

Die in Kapitel 3 aufgeführten Fehlerquellen für eine optische Messung lassen wegen des unvorhersehbaren und veränderlichen Zustands der Operativen Umgebung keine absoluten Aussagen über die zu erwartenden Fehlertoleranzen zu. Ein statistisches Verfahren ist im Hinblick auf die praktische Messdurchführung ebenfalls ungeeignet, da die Dynamik der Operativen Umgebung keine größere Anzahl von Messungen unter gleichen Ausgangsbedingungen zulässt. Da zu große Toleranzen für die MIC nicht akzeptabel sind, wird ein Risikofaktor w_{Risiko} als Kennwert eingeführt, der nur eine Aussage über die Qualität des Messergebnisses für jeden einzelnen Messpunkt zulässt. Weitere Informationen über das Behandlungsrisiko ergeben sich aus der Interpretation des Endoskopbildes durch den Chirurgen, worauf die Messeinrichtung jedoch nur einen indirekten Einfluss nimmt. Der Risikofaktor w_{Risiko} wird jeweils aus den aktuellen Messdaten berechnet und mit einem voreingestellten, empirischen Grenzwert \bar{w}_{Risiko} verglichen, Gleichung 5.9.

$$w_{Risiko} = \Delta P_T \cdot \Delta H_T \cdot w_\beta \cdot w_N \tag{Gl.5.9}$$

Mit dem Bezugspunktabstand ΔP_T werden Fehler durch nicht überlappende Bezugspunkte berücksichtigt, die durch Deformationen des Messflecks bei der Anwendung des Intensitätsverfahrens und des Konturverfahrens jeweils beim Spiegel S1 und S2 entstehen, Bild 5.10. Es wird von der These ausgegangen, dass sich beide Verfahren bei Störungen unterschiedlich verhalten, d. h. unterschiedliche Ergebnisse liefern.

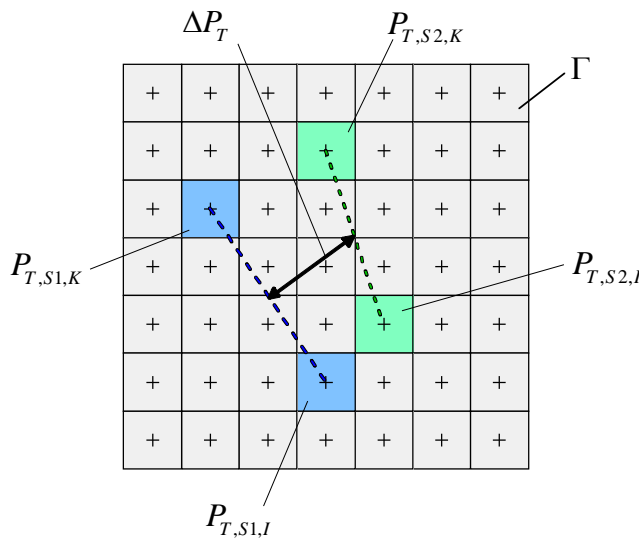


Bild 5.10: Bestimmung von ΔP_T

Als Bezugswert ΔP_T wird die Verbindung der Streckenmittelpunkte zwischen den berech-

neten Bezugspunkten definiert, Gleichung 5.10.

$$\Delta P_T = \left| \left(P_{T, S1, K} + \frac{1}{2} \cdot (P_{T, S1, I} - P_{T, S1, K}) \right) - \left(P_{T, S2, K} + \frac{1}{2} \cdot (P_{T, S2, I} - P_{T, S2, K}) \right) - \Delta \bar{P}_T \right| \quad \text{Gl.5.10}$$

$\Delta \bar{P}_T$ beschreibt den Abstand der Messflecken bei einer idealen Messung, der sich aus konstruktiven Fehlstellungen der Schwenkeinrichtung ergibt.

Mit zunehmendem Messabstand verringert sich die Auflösung des Messflecks durch das Verhältnis der Messfleckgröße und der Zeilen-/Spaltenzahl des Detektors, so dass der resultierende Fehler bei einem gemessenen ΔP_T um den Faktor ΔH_T vergrößert wird. Für die Berechnung von ΔH_T wird Gleichung 5.11 verwendet, bei der die Fleckgröße als Indikator für die relative Auflösung verwendet wird.

$$\Delta H_T = \frac{N_{Array}}{N_{Fleck, S1} \cdot N_{Fleck, S2}} \cdot \Delta \bar{H}_T \quad \text{Gl.5.11}$$

In dieser Gleichung entspricht N_{Array} der Anzahl aller Pixel im Pixelarray und $N_{Fleck, S1} \cdot N_{Fleck, S2}$ der Anzahl der markierten Pixel für den jeweiligen Messfleck. Mit $\Delta \bar{H}_T$ werden die unterschiedlichen Strahldurchmesser und die Fokussierung berücksichtigt, die sich aus dem jeweiligen Aufbau des Sensors ergeben.

Mit dem Faktor w_β wird der Einfluss des Einstrahlungswinkels auf das Messergebnis berücksichtigt. Bei einem zunehmenden Einstrahlungswinkel verkleinert sich die Auflösung der Messung durch den größeren Messabstand und gleichzeitig vergrößert sich der Messfleck durch die Verzerrung bei schräger Einstrahlung. Dieser Einfluss lässt sich durch w_β mit den gemessenen Winkeln der Spiegel S1 und S2 beschreiben, so dass die erwartete Abweichung zum Rand hin zunimmt, Gleichung 5.12.

$$w_\beta = \frac{1}{|\beta_{S1} - \beta_{S2}|} \quad \text{Gl.5.12}$$

Der Normierungsfaktor w_N wird für eine feste Einstellung der Messeinrichtung so definiert, dass $\bar{w}_{Risiko} = 1$ gesetzt werden kann. Der Faktor w_N wird aus Referenzmessungen über den maximalen Messbereich bei festgelegten Einstellungen der Messeinrichtung und speziell der Fokussierung der Laser ermittelt.

Für den Einsatz während der roboterassistierten MIC muss dann gelten: $0 < w_{Risiko} < \bar{w}_{Risiko}$. Durch diese Gleichung wird nicht erfasst, ob ein Punkt mit ausreichendem Kontrast für eine Segmentierung auf dem Detektor abgebildet wird. In diesem Fall wird nach dem Abbruch der Segmentierung im Programm $w_{Risiko} > \bar{w}_{Risiko}$ gesetzt und Gleichung 5.9 nicht ausgeführt.

5.3 Kompensationsverfahren für geflutete Oberflächen

Während der roboterassistierten MIC treten durch Spül- oder Körperflüssigkeit geflutete Oberflächen in der Operativen Umgebung auf. Bei opaken Flüssigkeiten, z. B. Blut oder bewegten Oberflächen, ist das Messergebnis nicht interpretierbar und der Chirurg entscheidet mit Hilfe des Videobildes über die weitere Verfahrensweise. Sind die Oberflä-

chen mit transparenten Körperflüssigkeiten und Spüllösungen benetzt oder geflutet, so werden die Laserstrahlen nach dem allgemeinen Brechungsgesetz in Gleichung 5.13 beim Durchtritt durch die Grenzschicht abgelenkt.

$$v_F = \frac{\sin \vartheta_S}{\sin \vartheta'_S} \quad \text{Gl.5.13}$$

Im Gegensatz zur Vermessung von ungefluteten Oberflächen wird der Messfleck durch die Brechung auch in y-Richtung verschoben, wenn die Normale der Messoberfläche nicht mehr in der Schwenkebene der Spiegel liegt. Die Abweichung ist nicht mehr vernachlässigbar, wie eine Berechnung der Messpunkte in einer vorgegebenen Umgebung, d. h. bei bekannter ebener Messoberfläche und bekannter Lage, zeigt, Bild 5.11.

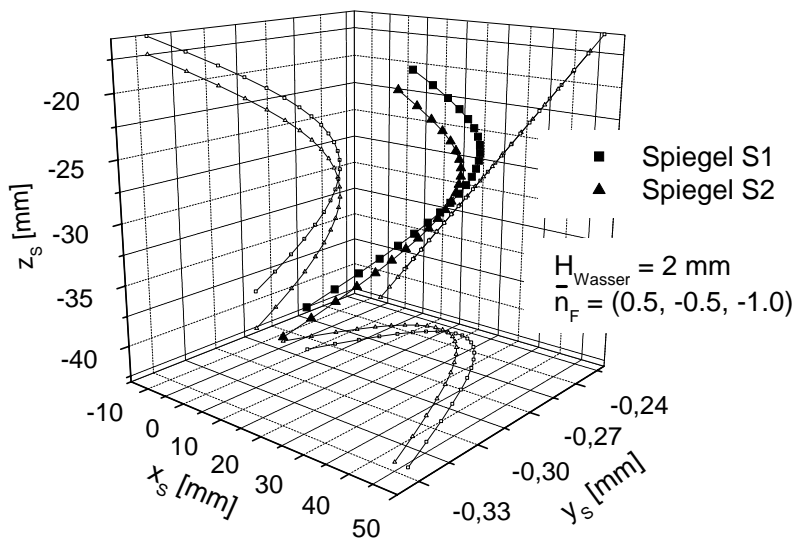


Bild 5.11: Messpunkte der beiden Spiegel bei einer vorgegebenen Messsituation mit 2mm Flüssigkeitsschichtdicke

Um eine Überlappung zu erreichen, sind in diesem Fall daher nicht nur die Winkel β_{S1} und β_{S2} einzustellen, sondern auch ein zusätzlicher Versatz erforderlich, der im Folgenden durch die Rotationen um γ_{S1} und γ_{S2} erreicht wird. Die Bestimmung des Vektors $\vec{b}_k|_S$ bei gefluteten Oberflächen erfordert in der ersten Näherung die Einstellung von vier Winkeln γ_{S1} , β_{S1} und γ_{S2} , β_{S2} . Unter dieser Voraussetzung ändert sich der geometrische Verlauf der Laserstrahlen beim ausgewählten Triangulationsverfahren, Bild 5.12.

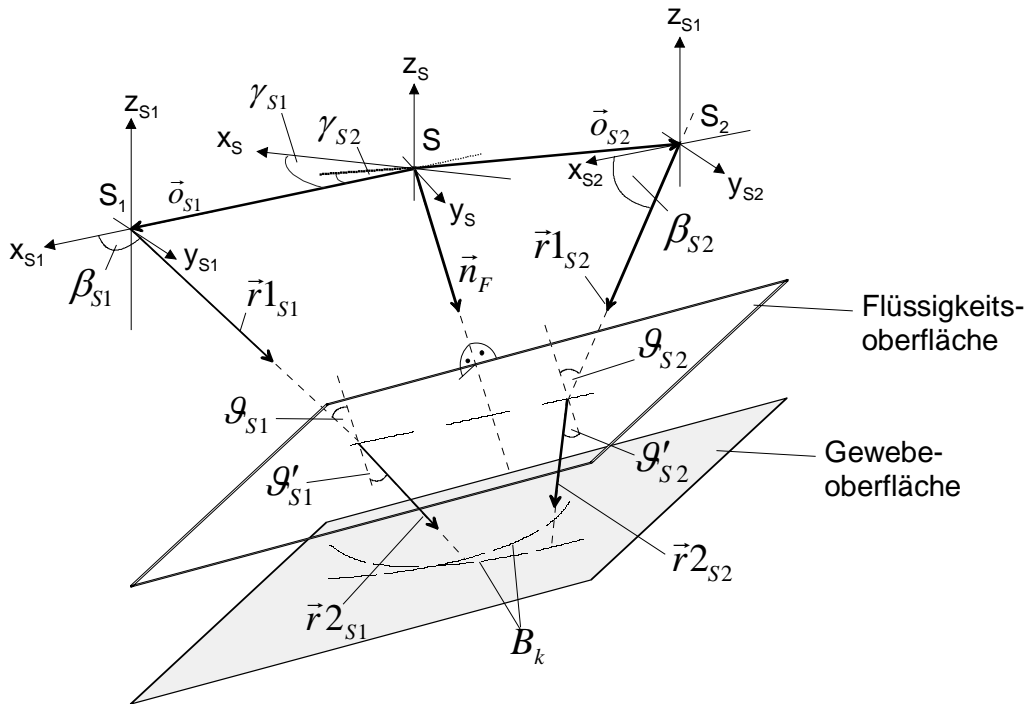


Bild 5.12: Einsatz des ausgewählten Triangulationsverfahrens bei Flüssigkeitsoberflächen

Ist der Brechungsindex n_F für die Grenzschicht zwischen den Medien bekannt, dann kann die Richtung des gebrochenen Laserstrahls ϑ'_S aus der Richtung des einfallenden Laserstrahls ϑ_S zur Lotrichtung der Flüssigkeitsoberfläche berechnet werden.

Unter Berücksichtigung der Brechungseffekte können die Strahlengänge für die Spiegel S1 und S2 durch die Ebenengleichungen $E_{S1/2}$ beschrieben werden, Gleichung 5.14.

$$E_{S1/2}: \vec{o}_{S1/2}|^S + \lambda_{S1/2} \cdot \vec{r}_{1S1/2}|^S + \mu_{S1/2} \cdot \vec{r}_{2S1/2}|^S \quad \text{Gl.5.14}$$

Die Ortsvektoren $\vec{o}_{S1,2}|^S$ ergeben sich aus der Konstruktion der Bewegungsvorrichtung, Gleichung 5.15.

$$\vec{o}_{S1/2}|^S = (\pm D_S/2 \cdot \cos \gamma_S, \pm D_S/2 \cdot \sin \gamma_S, 0) \quad \text{Gl.5.15}$$

Die Richtungsvektoren $\vec{r}_{1S1/2}|^S$ lassen sich aus den Spiegelwinkeln errechnen, Gleichung 5.16.

$$\vec{r}_{1S1/2}|^S = \begin{bmatrix} \cos \gamma_S & -\sin \gamma_S & 0 \\ \sin \gamma_S & \cos \gamma_S & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} (\cos \beta_{S1/2}, \sin \beta_{S1/2}, 0) \quad \text{Gl.5.16}$$

Die gebrochenen Richtungsvektoren ergeben sich aus der Abhängigkeit

$\vec{r}_{2_{S1/2}}|^S = f(\vec{r}_{1_{S1,2}}|^S, \vec{n}_F|^S, v_F)$, Gleichung 5.17-Gleichung 5.19.

$$\vartheta_{S1/2} = \arccos\left(\frac{|\vec{r}_{1_{S1/2}}|^S \cdot \vec{n}_F|^S}{|\vec{r}_{1_{S1/2}}|^S \cdot |\vec{n}_F|^S}\right) \quad \text{Gl.5.17}$$

$$\vartheta'_{S1/2} = \arcsin\left(\frac{\sin(\vartheta_{S1/2})}{v_F}\right) \quad \text{Gl.5.18}$$

$$\vec{r}_{2_{S1/2}}|^S = \vec{n}_F|^S \cdot \left(\frac{|\vec{r}_{1_{S1/2}}|^S}{|\vec{n}_F|^S} \cdot \cos(\vartheta_{S1/2})\right) \cdot \left(1 - \frac{\tan(\vartheta'_{S1/2})}{\tan(\vartheta_{S1/2})}\right) + \vec{r}_{1_{S1/2}}|^S \cdot \frac{\tan(\vartheta'_{S1/2})}{\tan(\vartheta_{S1/2})} \quad \text{Gl.5.19}$$

Die Bestimmung des gebrochenen Richtungsvektors ist bei bekanntem Normalenvektor und Brechungsindex möglich, von denen der angewendete Brechungsindex bereits in der Analyse in Kapitel 3 festgelegt wurde. Die Lage des Normalenvektors wird durch die Oberflächengeometrie, Flüssigkeitstropfen und Flüssigkeitssenken beeinflusst, Bild 5.13.

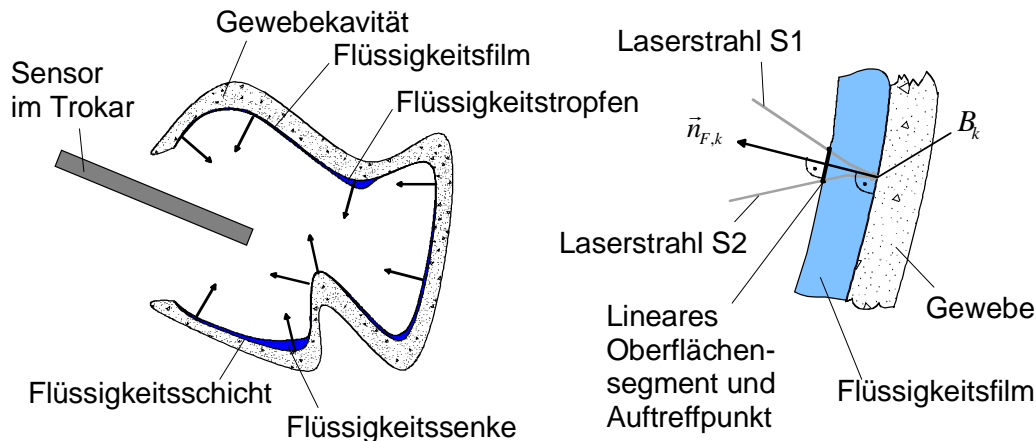


Bild 5.13: Flüssigkeitsschichtdicken in der Operativen Umgebung während der Operation

Der Normalenvektor ist für S1 und S2 bei jeder Messung unterschiedlich. Daher werden hier zusätzliche Annahmen getroffen:

- Die Normale im Messpunkt B_k ist parallel zu den Normalen auf die Flüssigkeitsoberfläche in den Brechungspunkten der Laserstrahlen.
- Die Verbindung zwischen den Brechungspunkten steht senkrecht auf der Normale.

Der durch diese Annahmen entstandene Messfehler ist wegen der durch die Größenverhältnisse der Kavität bedingten geringen Abstände der Auftreffpunkte und kleinen Flüssigkeitsschichtdicke vernachlässigbar klein.

Durch den Einfluss der Brechung steht nun ein Gleichungssystem mit drei Gleichungen und fünf Unbekannten zur Verfügung, von denen sich drei Unbekannte aus den x,y,z-Anteilen von $\vec{n}_F|S$ ergeben. Um weitere Gleichungen zu erhalten, wird derselbe Messpunkt B_k von einer Position mit einem definierten Offset Δz_S entlang der z-Achse vermessen, Bild 5.14.

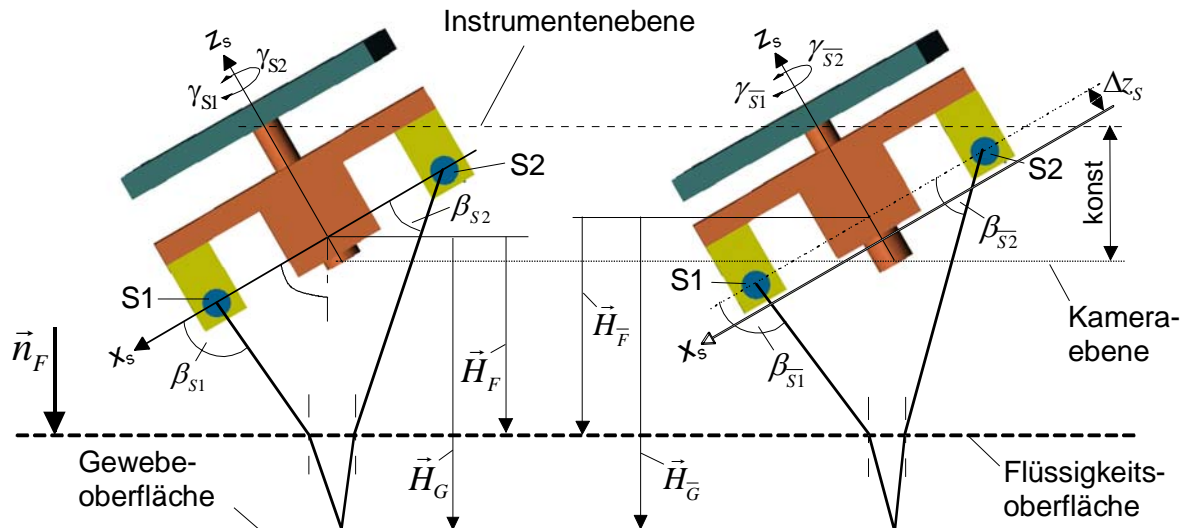


Bild 5.14: Messung mit einem z_S -Versatz Δz_S

Bei diesem Vorgang wird die Kameraebene und damit der Bezugspunkt auf dem Detektor beibehalten und nur die Spiegel in z_S -Richtung verschoben. Die Vektoren H_F, H_G bzw. \bar{H}_F, \bar{H}_G beschreiben jeweils das Lot vom Sensorkoordinatensystem auf die jeweilige Oberfläche. Dadurch stehen drei neue Gleichungen mit den neuen Winkelpaaren $(\gamma_{S1}, \beta_{S1}), (\gamma_{S2}, \beta_{S2})$ zur Verfügung, die jedoch zwei weitere unbekannte Linearparameter pro Strahl $\lambda_{S1/2}, \mu_{S1/2}$ erzeugen, Gleichung 5.20.

$$E_{S1/2}: \vec{d}_{S1/2}|^S + \lambda_{S1/2} \cdot \vec{r}_{1S1/2}|^S + \mu_{S1/2} \cdot \vec{r}_{2S1/2}|^S \quad \text{Gl.5.20}$$

Im nächsten Schritt werden die Linearfaktoren für den Schnittpunkt mit den Oberflächen λ'_X, μ'_X jeweils durch H_F, H_G bzw. \bar{H}_F, \bar{H}_G und diese Abstände wiederum untereinander durch den z_S -Versatz Δz_S ausgedrückt. Im Folgenden wird X als Platzhalter für $S1, S2, \bar{S1}, \bar{S2}$ angewendet. Damit stehen sechs Gleichungen mit sechs Unbekannten zur Verfügung und das Gleichungssystem wird lösbar. Nach dieser Vorgehensweise wird mit Gleichung 5.21 λ'_X berechnet.

$$\lambda'_{X=} = \frac{|\vec{H}_{F/\bar{F}}|^S}{\cos \vartheta_X} \cdot \frac{\vec{r}_{1X}|^S}{|\vec{r}_{1X}|^S} \quad \text{Gl.5.21}$$

Für μ'_X ergibt sich der Ausdruck in Gleichung 5.22.

$$\mu'_{X=} = \frac{|\vec{H}_{G/\bar{G}}|^S - |\vec{H}_{F/\bar{F}}|^S}{\cos \vartheta'_X} \cdot \frac{\vec{r}_{2X}|^S}{|\vec{r}_{2X}|^S} \quad \text{Gl.5.22}$$

Der Winkel ϑ_X wird in diesem Fall mit dem Cosinuswinkel-Satz zwischen $\vec{n}_F|_S$ und $\vec{r}_{1X}|_S$ und ϑ_X mit $\vec{n}_F|_S$ und $\vec{r}_{2X}|_S$ berechnet. Es wird für den Messzeitraum angenommen, dass die Differenz $|\vec{H}_G| - |\vec{H}_F|$ konstant bleibt. Die Messabstände können dann durch die Beziehungen in Gleichung 5.23 und Gleichung 5.24 durcheinander ausgedrückt werden, wobei ϑ_S aus dem Vektor $(0, 0, -1)$ und $\vec{n}_F|_S$ berechnet wird.

$$H_G - H_F = H_{\bar{G}} - H_{\bar{F}} \quad \text{Gl.5.23}$$

$$H_G - H_{\bar{G}} = H_F - H_{\bar{F}} = \Delta z_S \cos \vartheta_S \quad \text{Gl.5.24}$$

Wegen der trigonometrischen Funktionen aus dem Brechungsgesetz und dem quadratischen Anteil zur Bestimmung von $\vec{r}_{S1/2}|_S$ in Gleichung 5.19 konnte das Gleichungssystem jedoch nicht nach den Komponenten des Normalenvektors oder in anderer Weise aufgelöst werden, so dass eine numerische Lösung erforderlich wird. Wenn jedoch aus der Berechnung der Bezugspunkte keine exakte Überlappung bestimmt wird, führt die numerische Lösung unter den getroffenen Annahmen für den Brechungsindex und das Oberflächensegment ohne zusätzliche Maßnahmen zu einer Lösungsschar. Für die numerische Lösung ist daher eine erste Annäherung an den Normalenvektor $\vec{n}_{F,k}|_S$ als Startwert erforderlich. Für die Annäherung werden die Schnittpunkte $\vec{B}_k|_S$ des Strahlengangs unter der Annahme berechnet, dass keine Brechung vorliegt und die Richtungsvektoren in einer Ebene liegen, d. h. es wird $\gamma_{S1} = \gamma_{S2} = \gamma_{S1} = \gamma_{S2}$ gesetzt. Der Normalenvektor wird jeweils unter Beachtung des Randwertproblems aus den benachbarten Vektoren um $\vec{B}_k|_S$ als Summe der Normalenvektoren auf den entstehenden Dreiecken berechnet, Bild 5.15.

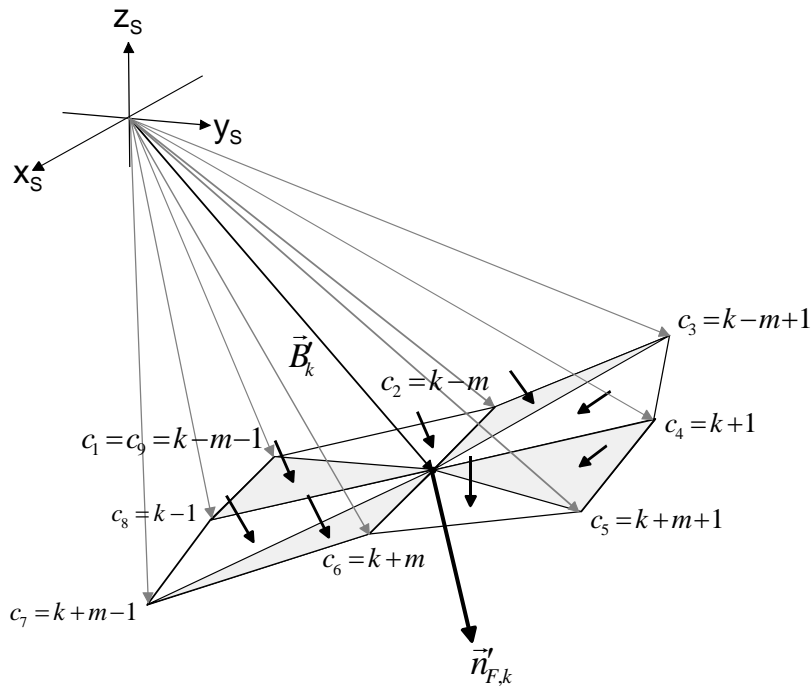


Bild 5.15: Berechnung der angenäherten Normalenvektoren

In dieser Darstellung wird vorausgesetzt, dass die Oberfläche durch eine Punktmenge $\vec{B}'_k|S$ bzw. $\vec{B}_k|S$ mit $\vec{B}'_k|S$ in einem orthogonalen Feld mit den Seitenlängen n, m angelegt wird, bei der die nächsten Punkte jeweils die benachbarten Feldpositionen im Gitter einnehmen. Der angenäherte Normalenvektor $\vec{n}'_{F,k}$ ergibt sich aus Gleichung 5.25.

$$\vec{n}'_{F,k} = \sum_{i=1}^8 (\vec{B}'_{c_i}|S - \vec{B}'_k|S) \times (\vec{B}'_{c_{i+1}}|S - \vec{B}'_k|S) \quad \text{Gl.5.25}$$

Zur Erfassung von komplexen Geometrien werden die Randpunkte durch eine Plausibilitätsprüfung überwacht und gegebenenfalls durch die Verringerung des Abstands benachbarter Messpunkte korrigiert. Die Simulation liefert eine sehr gute Annäherung für $\vec{n}'_{F,k}|S$, was sich durch die Darstellung der realen Oberfläche und der unkompensierten Oberfläche veranschaulichen lässt, Bild 5.16.

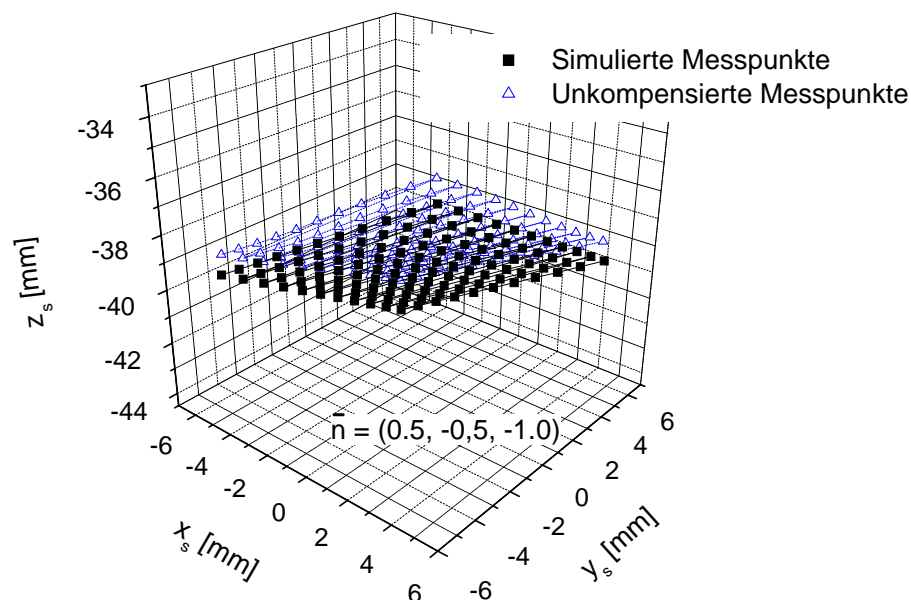


Bild 5.16: Simulation der kompensierten und unkompensierten Messpunkte

Folgende Parameter wurden als Randbedingungen bei diesen Berechnungen vorgegeben:

- Spiegelabstand: $D_S = 6.5\text{mm}$
- γ_S bzw. $\gamma_{S1} = 0$
- Ebene Oberfläche
- $|\vec{H}_F| = 30\text{mm}$
- $v_F(\text{Luft, Wasser}) = 1.33$

Die Annäherung erfolgt nun numerisch durch drei ineinandergeschachtelte Schleifen. In der äußeren Schleife wird vom angenäherten Normalenvektor $\vec{n}'_{F,k}|S$ als Startwert ausgehend laufend der Normalenvektor $\vec{n}_{F,k}|S$ berechnet. Dieser Vektor liegt auf einer Halb-

schale in negativer Richtung vom Sensorkoordinatensystem "S" und lässt sich durch die Winkel des Längen- und Breitengrads beschreiben. In den beiden inneren Schleifen wird die Länge von \vec{H}_F sowie \vec{H}_G variiert. Die besten Erfahrungen wurden hierbei mit einer Kombination aus einer Grobannäherung bei vorgegebenen Schrittweiten und einer Feinannäherung mit einem verschachtelten Bisektions-Iterationsverfahren gemacht, um ein Auswandern des Approximationsvorgangs bei lokalen Minima zu verhindern. Die durch die grobe Annäherung deutlich verlängerte Rechenzeit wird dabei in Kauf genommen. Als Annäherungskriterium wird jedoch nicht der kürzeste Abstand der windschiefen, gebrochenen Richtungsvektoren verwendet, da sich im Vergleich mit anderen Methoden hier die größten Abweichungen ergeben. Beim ausgewählten Verfahren mit angenäherten Normalenvektor und den gemessenen Winkeln werden mit den Parametern \vec{H}_F sowie \vec{H}_G die vier Schnittpunkte der gebrochenen Richtungsvektoren mit der Grundoberfläche berechnet. Das geeignete Kriterium ergibt sich aus den durch Addition akkumulierten, relativen Abständen der Schnittpunkte, die beim gesuchten Normalenvektor ein Minimum erreichen. Die Berechnung der gesuchten Abstandsvektoren $\vec{B}_k|S$ erfolgt mit den $\vec{n}_{F,k}|S$ durch Auflösung der oben beschriebene Gleichungen. Die Differenz aus simulierten und den angenäherten Vektoren an der Stelle k ist in Bild 5.17 dargestellt.

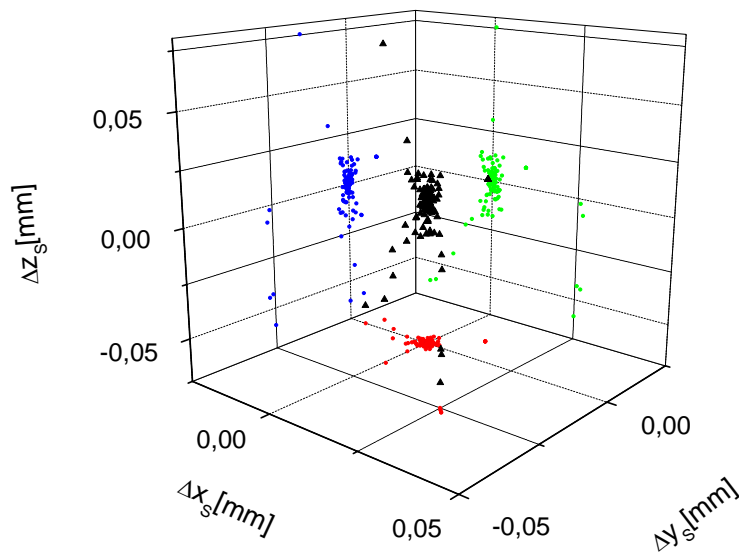


Bild 5.17: Differenz aus vorgegebenen und berechneten $\vec{B}_k|S$ beim angewendeten Kompensationsverfahren

An dieser Darstellung wird nochmals deutlich, dass durch die Methode bei der Annäherung des Normalenvektors keine exakten Lösungen gewonnen werden. Die für diese Berechnung typische Verteilung der Abweichungen in z-Richtung liegt mit Ausnahme singulärer Unstetigkeiten im geforderten Genauigkeitsbereich von $\Delta z_S < 0.08$ mm. Die Unstetigkeiten entstehen am Randbereich der Messung durch das Approximationsverfahren. Im realen Messvorgang werden die Unstetigkeiten durch eine Betrachtung der benachbarten Punkte, wie in Kapitel 5.1, beschrieben geglättet.

5.4 Konzeption eines MIC-Instruments mit der Messeinrichtung

5.4.1 Aufbau des Instruments

Für das MIC-Instrument werden die Endoskopoptik und die Messeinrichtung in einem zylindrischen Schaft zusammengeführt. Allgemein schränkt die erforderliche Miniaturisierung der Messeinrichtung an der Instrumentenspitze die Gestaltungsmöglichkeiten sowohl der optischen als auch mechanischen Vorrichtungen für die Strahlführung ein. Daher wird bei der Konzeption von der Gestaltung des Schwenkmechanismus ausgegangen. Die Anordnung der Spiegel und der Rotationsachse wurden bereits in Kapitel 5.1 vorgegeben. Die Größe des Schwenkwinkelbereichs ergibt sich aus dem Öffnungswinkel der Endoskopoptik, d. h. ca. 70-80°, und der relativen Lage der optischen Achse des Detektors zur Rotationsachse des Schwenkmechanismus. Zur Vermeidung von Deformationen des Messflecks muss die Dämpfung und Verzerrung durch die Strahlumlenkung gering gehalten werden. In Tabelle 5.3 sind verschiedene Lösungen für die Gestaltung des Schwenkmechanismus gegenübergestellt.

	Beschreibung	Bewertung
Mikrospiegel-Array	Mit Methoden der Mikrosystemtechnik aufgebaute, aus mikroskopisch kleinen Spiegeln aufgebaute Arrays. Durch elektrische Anregung lassen sich die Spiegel schwingend ausrichten.	<ul style="list-style-type: none"> + kompakte, hochintegrierte Bauform + hohe Messgeschwindigkeit in Verbindung mit synchronisierten Hochgeschwindigkeitskameras möglich - (*) Fokussierung des Lasers technisch schwierig - kleiner Schwenkbereich der Spiegel bei lateraler Beleuchtung.
Faserführung	Eine Faser mit einer ausgeformten, "geschliffenen" Spitze wird durch eine mechanische Vorrichtung geschwenkt.	<ul style="list-style-type: none"> + einfacher Gesamtaufbau durch Reduzierung der Bauteilzahl - Herstellung der optisch geschliffenen Faserspitze schwierig - (*) Biegeradien lassen sich wegen der Bruchneigung der Fasern nicht realisieren - mechanisch träges System
Brechungskörper	Ein optischer Körper, z. B. Prisma, wird von einer Seite so beleuchtet, dass der Laserstrahl in der Austrittsrichtung durch Brechung umgelenkt wird. Die Strahlführung erfolgt durch Schwenken des optischen Körpers.	<ul style="list-style-type: none"> + Beleuchtung durch Laser entlang der Hauptachse des Endoskopschafts und dadurch einfacher Aufbau und kompakte Bauform möglich - (*) Verformung des Messflecks durch Streuung und Reflexionen - mechanisch träges System
Schwenkspiegel	Der Laserstrahl wird so umgelenkt, dass er einen Spiegel beleuchtet. Durch das Schwenken des Spiegels wird der Strahl über die Oberfläche geführt.	<ul style="list-style-type: none"> + geometrisch einfacher Aufbau bei großen Schwenkwinkeln + geringe Verformungen des Laserstrahls möglich + geringe Intensitätsverluste durch Streuung oder Reflexion - Verzerrung bei großen Reflexionswinkeln und Strahldurchmessern - mechanisch träges System

Tabelle 5.3: Lösungsansätze für Schwenkmechanismen

Die mit (*) gekennzeichneten Felder werden als Ausschlusskriterien angesehen, da hierfür bisher keine Lösungen für den Einsatz in der MIC zur Verfügung stehen. Daher werden Schwenkspiegel verwendet, obwohl zukünftig die Verwendung von Mikrospiegeln das größere Potenzial speziell im Hinblick auf die Messgeschwindigkeit besitzen. Unter diesen Voraussetzungen werden die Anforderungen durch seitlich beleuchtete, planare Spiegel am besten erfüllt. Für die räumliche Vermessung gefluteter Oberflächen muss der Schwenkmechanismus um die z_S -Achse drehbar gelagert werden. Gleichzeitig wird für die Vermessung von gefluteten Oberflächen eine Translation der Schwenkvorrichtung in z_S -Richtung erforderlich. Während der Rotation und der Translation muss die Endoskopoptik fixiert bleiben, um die Orientierung des Chirurgen nicht zu erschweren und den Bezugspunkt für die Messung festzuhalten. Diese Anforderungen lassen sich durch zwei ineinander geschobene Hülsen erfüllen, bei der die äußere Hülse während der Messung nicht bewegt wird. Mit einer Kuppel auf der Außenhülse über der Öffnung für den inneren Zylinder lässt sich das Instrument an der Spitze für den Einsatz in der sterilen Umgebung, eine thermische Isolierung bzw. Klimatisierung vollständig kapseln, Bild 5.18.

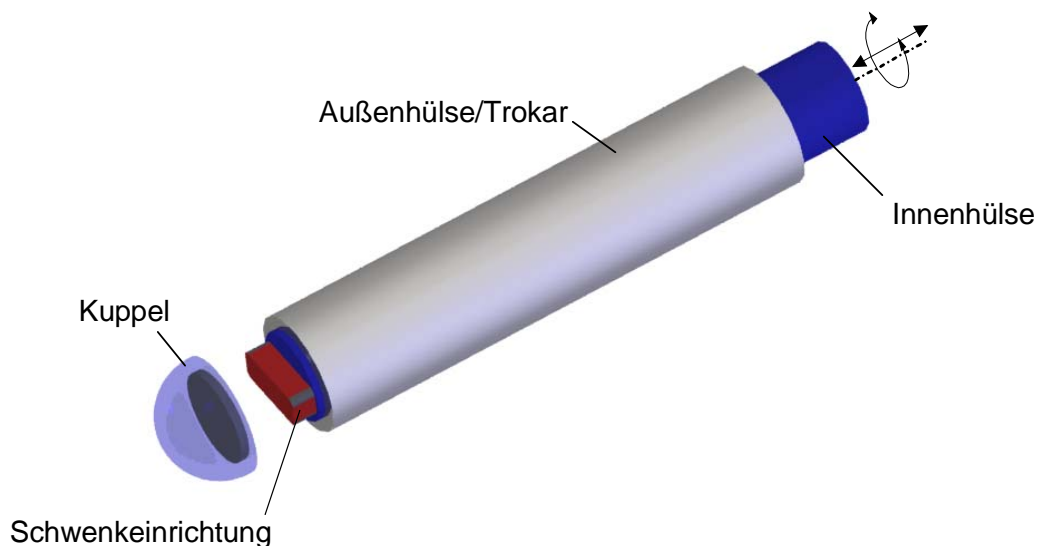


Bild 5.18: Lagerung der beweglichen Komponenten während des Messvorgangs

Das Konzept sieht eine Verlagerung aller Antriebe und Steuerungskomponenten an das distale Ende außerhalb der Operativen Umgebung vor, so dass die Verbindung zur Instrumentenspitze über geeignete mechanische oder elektrische Kupplungen erfolgen muss. Die Vorteile liegen in der Entfernung der Komponenten vor der Sterilisation und der Verwendung von Standardkomponenten, wodurch die Anforderungen an die Miniaturisierung dieser Komponenten minimiert werden können. Die Außenhülse kann in Zukunft neben der Halterung für die Endoskopoptik auch als Trokar für die Führung von Effektoren ausgelegt werden, so dass damit das Konzept im Hinblick auf den Einsatz als Instrument in der MIC vervollständigt wird.

Die Aufgaben des Detektors werden vom Endoskopiesystem übernommen. Dadurch werden zwar Einschränkungen bei den Messeigenschaften in Kauf genommen, aber das Instrument lässt sich kompakter realisieren. Der größte Vorteil liegt jedoch in der Überein-

stimmung der Bezugspunkte der Messeinrichtung mit den Pixeln im Videobild, durch die zusätzliche Maßnahmen für die Registrierung vollständig entfallen.

5.4.2 Kalibrierungsverfahren

Gemäß den Anforderungen aus Kapitel 3.6.2 wird zu Beginn des Eingriffs der Bezug $M_{S,F}$ des Sensorkoordinatensystems "S" zum Roboterflansch "F" hergestellt und die Spiegelstellung nach der Sterilisierung erneut kalibriert. Als Voraussetzung wird angenommen, dass durch die Einbettung der Spiegel und der Strahlführungseinrichtung in ein monolithisches Spiegelachsengehäuse die x-Achsen der Spiegelkoordinatensysteme und des Sensorkoordinatensystems kongruent sind und die y- und z-Achsen parallel verlaufen. Gelten diese Bedingungen nicht, dann müssen die im Folgenden beschriebenen Vorgänge in der gleichen Weise für jeden einzelnen Spiegel erfolgen. In der ersten Phase der Kalibrierung erfolgt die Bestimmung von $M_{S,F}$ durch die Vermessung der Korrekturwinkel $\Delta\alpha_{S,F}$, $\Delta\beta_{S,K}$, $\Delta\gamma_{S,K}$, wenn die Transformation des Koordinatensystems vom Flansch zur Zeilenkamera "K" als bekannt vorausgesetzt wird, Bild 5.19. Diese Korrekturwinkel werden entweder als Referenzwerte in der Steuerung eingestellt oder in den Abstandsrechnungen berücksichtigt. In der zweiten Phase erfolgt die Kalibrierung der Spiegelwinkel $\beta_{S1/2}$ relativ zum Sensorkoordinatensystem "S", so dass nach der Vermessung der Translation zwischen "S" und "K" die Matrix $M_{S,F}$ vervollständigt werden kann.

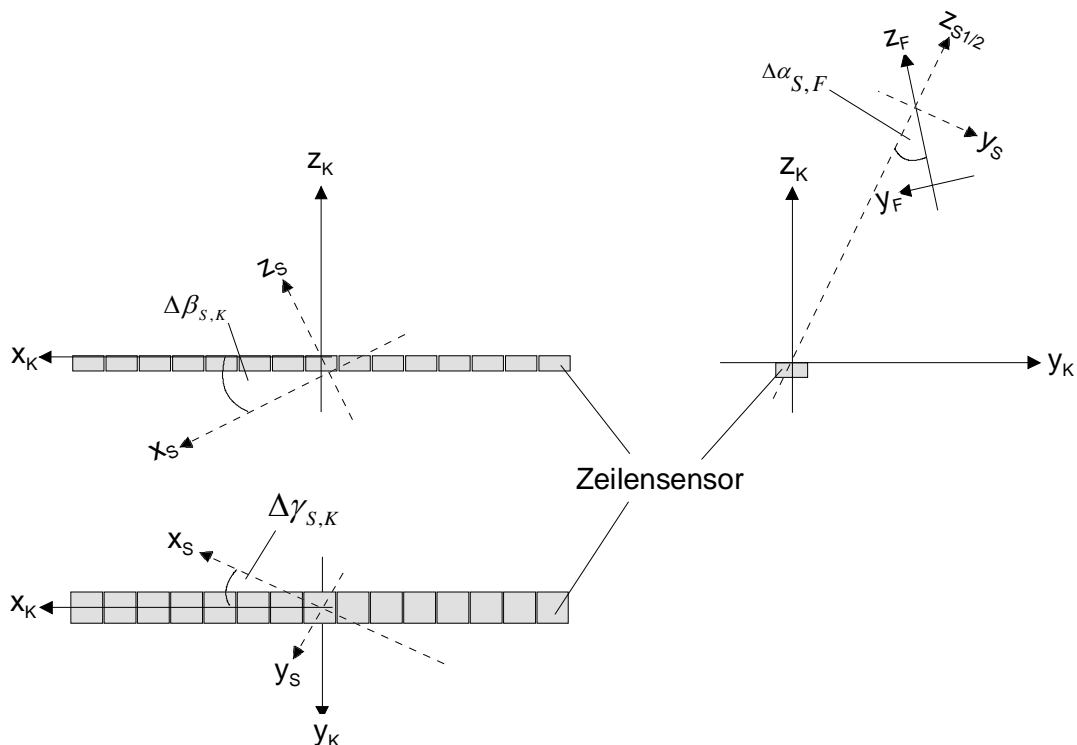


Bild 5.19: Ausrichtung des Spiegelkoordinatensystems zur Zeilenkamera

Zu Beginn der Bestimmung von $\Delta\gamma_{S,K}$ wird der Roboterflansch "F" mit der Messeinrichtung in einer Position $\vec{c}_{F,1}$ relativ zur Zeilenkamera positioniert. Für die Ausrichtung wird der ausgewählte Spiegel $\beta_{S1/2}$ nacheinander auf einen beliebigen Winkel $\beta_{S1/2,a} \ll 90^\circ$ und $\beta_{S1/2,b} \gg 90^\circ$ eingestellt. In beiden Positionen wird die Messeinrichtung bzw. der La-

serfleck entlang der y_F -Achse bei konstantem z_F über den Sensor geführt, Bild 5.20.

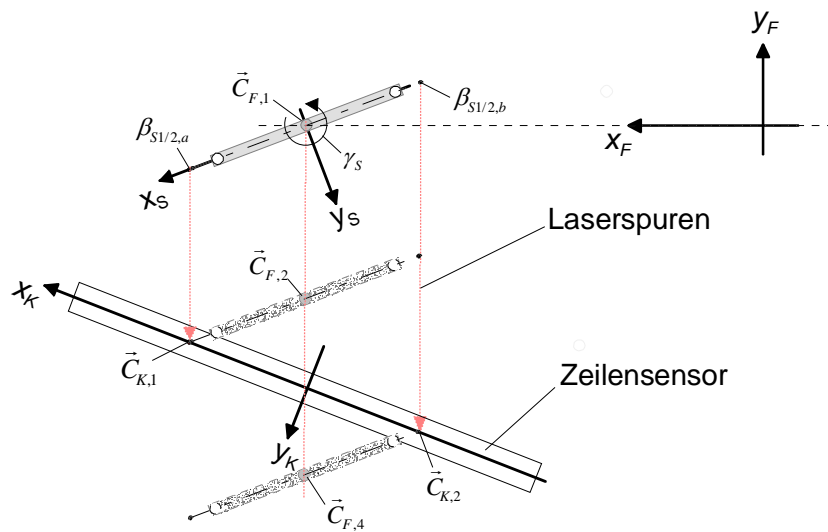


Bild 5.20: Iterative Näherung der Schwenkebenen von S1 und S2 auf die x_K -Achse des Zeilensensors ($\Delta\gamma_{S,K}$)

Die Laserspuren erzeugen an den Stellen $\vec{c}_{F,2}$ und $\vec{c}_{F,3}$ die Intensitätsmaxima in den Punkten $\vec{c}_{K,1}$, $\vec{c}_{K,2}$ auf dem Zeilensensor. Wenn $\vec{c}_{F,2,y} - \vec{c}_{F,3,y} \neq 0$ ist, dann wird γ_S iterativ solange verändert, bis $\vec{c}_{F,2,y} - \vec{c}_{F,3,y} = 0$ gilt. Dieser Vorgang liefert $\Delta\gamma_{S,K}$ relativ zu einem beliebigen Startwinkel, bei dem die Schwenkebene beider Spiegel parallel zum Zeilensensor ist. Im Folgenden wird diese Einstellung jeweils vorausgesetzt. Die Bestimmung von $\Delta\gamma_{S,K}$ muss iterativ erfolgen, da die übrigen Ausrichtungswinkel noch unbekannt sind.

Für die Bestimmung von $\Delta\alpha_{S,F}$ wird der Zeilensensor bei ungefähr senkrechter Einstrahlung des Lasers auf zwei Niveaus $\vec{c}_{F,4}|^F$ und $\vec{c}_{F,5}|^F$ so überstrichen, dass die Stelle auf dem Zeilensensor $\vec{c}_{K,3}|^K$ konstant bleibt, Bild 5.21 und Gleichung 5.21.

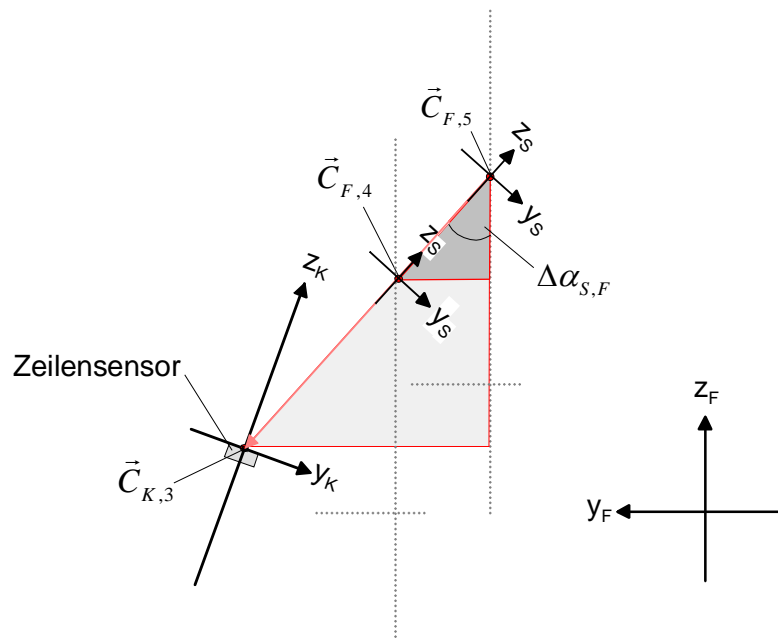


Bild 5.21: Berechnung von $\Delta\alpha_{S,F}$

Der Winkel $\Delta\alpha_{S,F}$ wird dann nach Gleichung 5.26 berechnet.

$$\Delta\alpha_{S,F} = \operatorname{atan} \left(\frac{C_{F,4,z}^F - C_{F,5,z}^F}{C_{F,4,y}^F - C_{F,4,y}^F} \right) \quad \text{Gl.5.26}$$

Für die Berechnung von $\Delta\beta_{S,K}$ wird im ersten Schritt die Richtung der Lotstrahlen bestimmt, bei denen sich nach einem z_S -Versatz die beleuchtete Stelle auf dem Zeilensensor nicht verschiebt. Diese Einstellung erfolgt iterativ durch die Annäherung des Winkels $\beta_{S1/2}$. Durch Verschiebung des Bewegungsmechanismus bei konstantem z_F in Richtung von x_F, y_F ergeben sich die Punkte $\vec{C}_{F6}, \vec{C}_{F7}, \vec{C}_{K4}, \vec{C}_{K5}, \vec{C}_{K6}$, Bild 5.22.

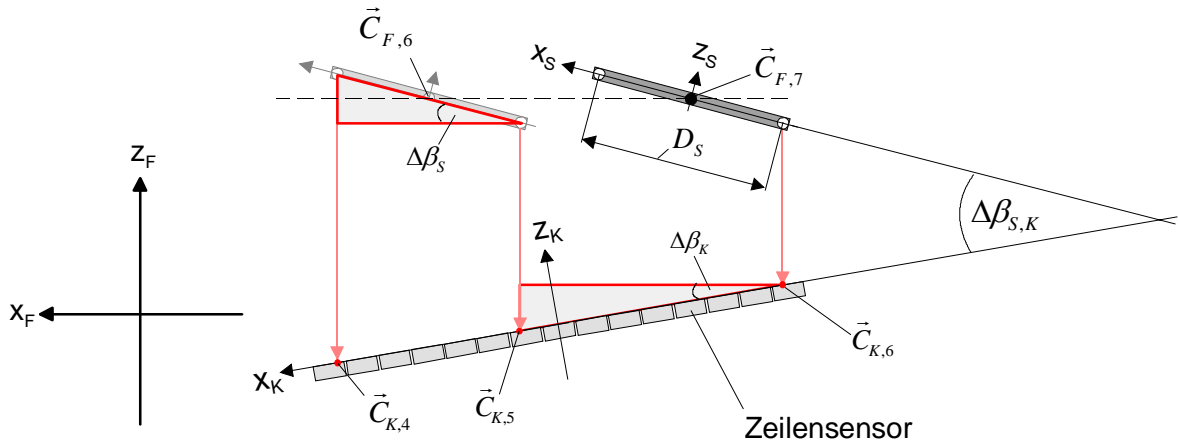


Bild 5.22: Berechnung von $\Delta\beta_{S,K}$

Der Winkel $\Delta\beta_K$ ergibt sich aus Gleichung 5.27.

$$\Delta\beta_K = \pm \operatorname{acos} \left(\frac{|\vec{C}_{F,6}^F - \vec{C}_{F,7}^F|}{|\vec{C}_{K,5}^K - \vec{C}_{K,6}^K|} \right) \quad \text{Gl.5.27}$$

Bei bekanntem Achsabstand der Spiegel D_S ergibt sich $\Delta\beta_S$ aus Gleichung 5.28.

$$\Delta\beta_S = \pm \operatorname{acos} \left(\frac{|\vec{C}_{K,4}^K - \vec{C}_{K,5}^K| \cdot \cos(\Delta\beta_K)}{D_S} \right) \quad \text{Gl. 5.28}$$

Der gesuchte Winkel $\Delta\beta_{S,K}$ ergibt sich dann aus Gleichung 5.29.

$$\Delta\beta_{S,K} = \Delta\beta_S + \Delta\beta_K \quad \text{Gl.5.29}$$

Die Vorzeichen von $\Delta\beta_S$ und $\Delta\beta_K$ können auf diese Weise nicht bestimmt werden, da eine Rotation um den Winkel, multipliziert mit -1, zum gleichen Ergebnis führen würde. Daher wird aus den Stufen $\vec{C}_{F,i}, \vec{C}_{F,i+1}$ und den Positionen auf der Zeilenkamera die Höhe $H_{C,i}$ mit dem Strahlensatz berechnet, wobei beim Versatz die Winkel $\beta_{S1/2}$ und der beleuch-

tete Punkt $\vec{C}_{K,i}$ auf der Zeilenkamera beibehalten werden, Bild 5.23.

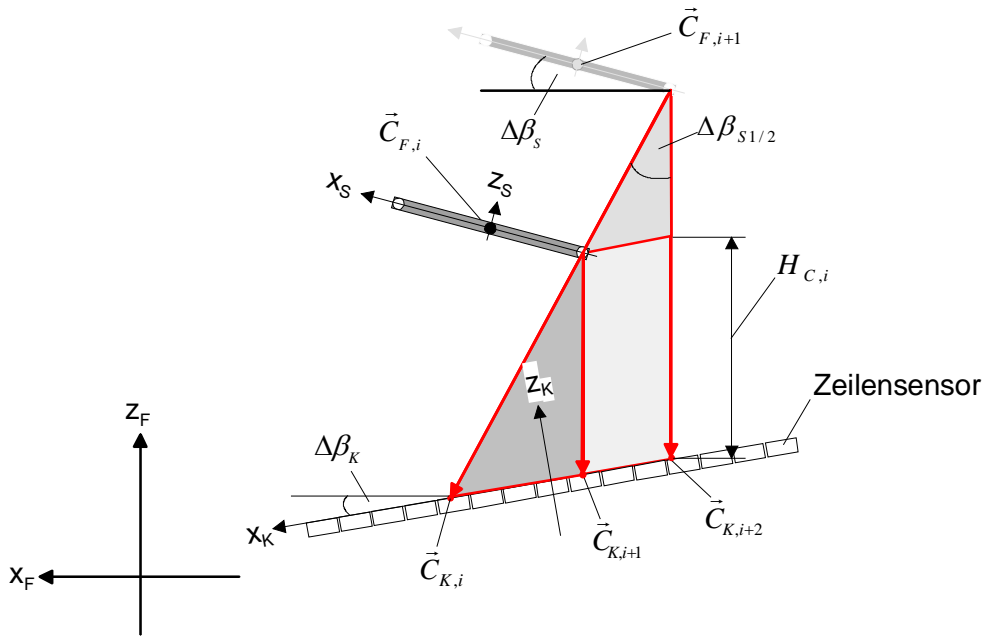


Bild 5.23: Berechnung von $H_{C,i}$ und $\Delta\beta_{S1/2}$

Die Punkte $\vec{C}_{K,i+1}, \vec{C}_{K,i+2}$ ergeben sich bei den eingestellten Stufen $\vec{C}_{F,i}, \vec{C}_{F,i+1}$ aus der Vermessung der Punkte bei senkrechter Einstrahlung der Laser relativ zum Portal, d. h. ein Verschieben von "F" in z-Richtung verursacht keine Verschiebung des Messflecks auf dem Zeilensensor. Wird $H_{C,i}$ mit Gleichung 5.30 an mehreren Stellen i bei konstantem z_S -Versatz berechnet, so ergibt sich das Vorzeichen für $\Delta\beta_K$ aus dem Vergleich der gemessenen Höhen. Auf die gleiche Weise wird das Vorzeichen von $\Delta\beta_S$ durch Messung an mehreren Stellen mit beiden Spiegeln bei unterschiedlichem z_S -Versatz bestimmt.

$$H_{C,i} =$$

Gl.5.30

$$\left(\frac{|\vec{C}_{K,i+2} - \vec{C}_{K,i}| \cdot \cos(\Delta\beta_K)}{|\vec{C}_{K,i+2} - \vec{C}_{K,i+1}| \cdot \cos(\Delta\beta_K)} - 1 \right) \cdot \sqrt{|\vec{C}_{F,i} - \vec{C}_{F,i+1}|^2 - (|\vec{C}_{K,i+2} - \vec{C}_{K,i+1}| \cdot \cos(\Delta\beta_K))^2} + |\vec{C}_{K,i} - \vec{C}_{K,i+1}| \cdot \sin(\Delta\beta_K)$$

In Abhängigkeit vom mechanischen Aufbau des Sensors ist die Aufnahme einer Kalibrierungskurve der Stellwinkel β_{S1} bzw. β_{S2} über den gesamten Schwenkbereich erforderlich. Die Berechnung der Winkel $\Delta\beta_{S1/2}$ relativ zur z_F -Achse kann ebenfalls aus Bild 5.23 abgeleitet werden, Gleichung 5.31.

$$\Delta\beta_{S1/2} = \pm \text{asin} \left(\frac{|\vec{C}_{K,i+2} - \vec{C}_{K,i+1}| \cdot \cos(\Delta\beta_K)}{|\vec{C}_{F,i} - \vec{C}_{F,i+1}|} \right)$$

Gl.5.31

Das Vorzeichen ergibt sich aus der Anordnung der Koordinatensysteme im Messaufbau. Die Winkel $\beta_{S1/2}$, bezogen auf das Sensorkoordinatensystem, ergeben sich aus

Gleichung 5.32.

$$\beta_{S1/2} = \frac{\pi}{2} + \Delta\beta_S + \Delta\beta_{S1/2}$$

Gl.5.32

Mit den vorhandenen Ergebnissen lässt sich nun mit Hilfe des Zeilensensors und der Positionierungsgenauigkeit des Roboters eine sehr genaue Abstandsmessung vornehmen, so dass alle Parameter für die Berechnung von $M_{S,F}$ mit vorhandenen mathematischen Methoden zur Verfügung stehen.

Mit der beschriebenen Vorgehensweise ist der Gesamtaufbau von Instrument und Roboter für die Durchführung eines Eingriffs gemäß der Anforderungen hinreichend vermessen. Das beschriebene Kalibrierungsverfahren wird sowohl für den Messaufbau in Kapitel 6 als auch für das Funktionsmuster in Kapitel 7 verwendet. Die Realisierung des Kalibrierungssystems wird jedoch erst in Kapitel 7 beschrieben.

6 Validierung und Bewertung der Messeigenschaften

6.1 Prüfverfahren

6.1.1 Versuchsaufbau

Der für die Validierung und Bewertung des Messverfahrens verwendete makroskopische Versuchsaufbau ist in Bild 6.1 dargestellt. Durch den Verzicht auf die z_S -Rotationsachse und durch erweiterte Einstellmöglichkeiten können potenzielle Fehlerquellen bereits im Vorfeld ausgeschlossen werden, ohne dass dadurch ein Einfluss auf das Messergebnis ausgeübt wird.

An der vertikalen Linearachse eines kartesischen Flachbett-Portals sind im Zentrum zwei Servo-Motoren an einem Rahmen befestigt, auf deren Achsen in einem Abstand von $D_S=25.64\text{mm}$ die Spiegel aufgeschoben werden. Der Spiegelabstand D_S des Versuchsaufbaus entspricht damit ungefähr dem Fünffachen des Schaftdurchmessers eines Neuroskops von $D_{Instrument}=7\text{-}3\text{mm}$. Um die geometrische Ähnlichkeit der Messungen durch gleiche Spiegeleinstellungen und -schritte zu erreichen, wird der minimale Messabstand ebenfalls mit dem Faktor 5 multipliziert und liegt damit im Bereich von $z_S < -20\text{mm}$. Das Endoskop wird am Rahmen, bzw. für die Messungen mit gefluteten Oberflächen an einem Stativ, befestigt, so dass die Endoskopoptik während der Versuche mittig zwischen den Spiegeln angeordnet ist.

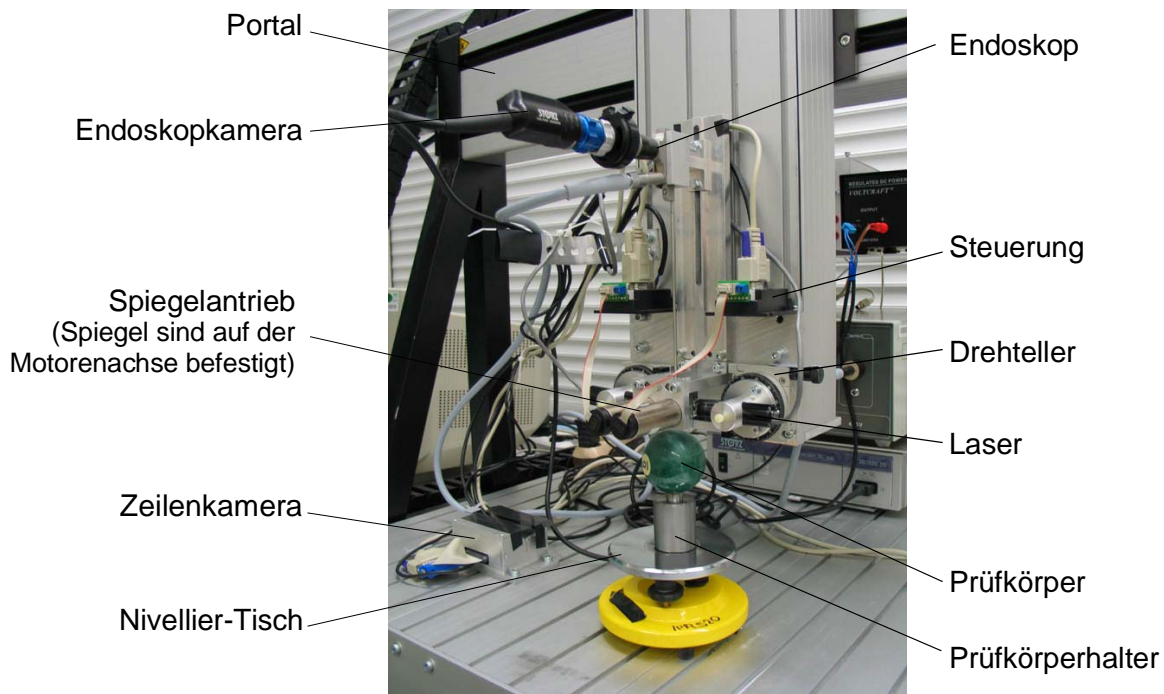


Bild 6.1: Übersicht über den Versuchsaufbau

Mit Hilfe einer Präzisionswasserwaage wird die durch die Spiegelachsen beschriebene Ebene horizontal ausgerichtet. Die Spiegel werden von außen mit zwei Lasern beleuchtet, die zur Feinausrichtung der Strahlen auf die Schwenkachsen der Spiegel auf zwei

Präzisionsdrehtellern montiert sind. Zusätzlich ist der Aufbau so gestaltet, dass die Schwenkebenen der Laser auf den Drehtellern deckungsgleich sind. Diese Einstellungen lassen sich so genau vornehmen, dass kein Einfluss auf das Messergebnis durch ein Auswandern der Reflexionspunkte von der Spiegelachse mehr beobachtet wird. Der Direktantrieb der Spiegel führt im Zusammenspiel mit dem Encoder und der Steuerung zu einer erreichbaren Genauigkeit $\beta_s < 0.001^\circ$ und einer entsprechenden Auflösung des Schwenkwinkels. Im geforderten Messbereich ist damit theoretisch eine Messgenauigkeit $|\Delta \vec{B}_k| \ll 0.01 \text{ mm}$ möglich, die damit über den Anforderungen an die Messeinrichtung beim Einsatz in der MIC aus Kapitel 3 liegen. Die Kalibrierung der Spiegel auf das hier verwendete Koordinatensystem mit Hilfe einer Zeilenkamera wird im Kapitel 7 ausführlich im Zusammenhang mit dem Funktionsmuster beschrieben. Durch die Kalibrierung lassen sich weitere Fehlstellungen feststellen, die für eine Korrekturformel während der Messung verwendet werden können. Die verwendeten Einzelkomponenten des Versuchsaufbaus sind im Anhang A aufgelistet.

Die Prüfkörper werden während der Messung auf einem Nivelliertisch gelagert, der vor der Messung mit der Präzisionswasserwaage senkrecht zur Schwenkebene der Spiegel ausgerichtet wird. Der Abstand der durch die Motorachsen vorgegebenen Drehpunkte der Spiegel zur Oberfläche des Nivelliertisches wird bestimmt, so dass die Lage des Sensorkoordinatensystem zum Nivelliertisch definiert ist. Für die Berechnung des Referenzwertes für einen Messpunkt wird dieser Abstand, die kalibrierte Spiegelstellung und die bekannte Prüfkörpergeometrie herangezogen.

Damit kann der Versuchsaufbau für die Untersuchung der Messeigenschaften des Triangulationsverfahrens in der Operativen Umgebung verwendet werden.

6.1.2 Prüfkörper

Eine unmittelbare Verwendung von organischen Materialien aus der Operativen Umgebung als Prüfkörper ist für eine genaue Versuchsdurchführung nicht möglich, da im menschlichen Körper weder definierte Flächen noch konstante Materialparameter auftreten. Diese Aussage ist speziell auf die am häufigsten auftretenden Organtypen in der Neurochirurgie und Herzchirurgie bezogen:

- Knochen/Knorpel,
- Gehirnmasse,
- Herzgewebe,
- Gefäße.

Es stehen jedoch theoretisch mehrere Ersatzprüfkörper oder Referenzverfahren zur Verfügung, Tabelle 6.1. Die Eigenschaften der Verallgemeinerung und die Verfügbarkeit führen zur Auswahl des physikalischen Ersatzmodells für den Prüfkörper. Die tatsächlich verwendeten Prüfkörper werden jeweils im Zusammenhang mit dem Testablauf in den folgenden Kapiteln beschrieben.

Modell	Beschreibung	Bewertung
Präparat	Mit Vorrichtungen oder/und einer chemischen Konservierung werden die Proben aus der Operativen Umgebung präpariert und fixiert, so dass ein ausgeformter Prüfkörper entsteht.	<ul style="list-style-type: none"> + Einbeziehung realer Umgebungsparameter - Die Auswirkung auf das Messergebnis durch die Bearbeitung und Fixierung von organischen Materialien, z. B. Dehnungseffekte, Austrocknung, ist unbekannt. Bereits eine optische Kontrolle führt, z. B. nach dem Schleifen von Knochen, zu deutlichen Farbumterschieden und zu künstlichen Texturen.
Ersatzmodell	Es werden ausgeformte Ersatzstoffe verwendet, die im Vergleich mit Präparaten aus der Operativen Umgebung ausreichend ähnliche Eigenschaften bei der Vermessung durch optische Sensoren besitzen.	<ul style="list-style-type: none"> - Materialien, deren optische Eigenschaften denen in der Operativen Umgebung ausreichend ähneln, sind nicht bekannt
Referenzmodell	Parallel zur Messung mit der hier entwickelten Messeinrichtung und den unpräparierten Materialien aus der Operativen Umgebung wird eine Referenzmessung mit einem weiteren Sensor mit bekannten (genaueren) Messeigenschaften durchgeführt.	<ul style="list-style-type: none"> - Alternative Sensoren, die unter den Bedingungen der Operativen Umgebung als Referenz verwendet werden können, sind nicht verfügbar - Eine Veränderung der Prüfkörpergeometrie zwischen den Messungen kann nicht vollständig vermieden werden
Theoretisches Ersatzmodell	An der Stelle eines physikalischen Prüfkörpers wird eine rechnergestützte Simulation der realen Messbedingungen eingesetzt und die Messeigenschaften theoretisch berechnet.	<ul style="list-style-type: none"> + Darstellung einer beliebigen Komplexität der Situation während des MIC-Eingriffs ist möglich - Ansätze und Parameter für eine realitätsnahe, mathematische Modellierung der Operativen Umgebung sind noch nicht ausreichend, z. B. /SCHI-99/
Physikalisches Ersatzmodell	Mit ausgeformtem Prüfkörper werden die in den vorangegangenen Kapiteln beschriebenen physikalischen Störeinflüsse künstlich nachgebildet. Die Ergebnisse werden auf beliebige Zustände der Operativen Umgebung übertragen.	<ul style="list-style-type: none"> + Verallgemeinerung der Messeigenschaften, so dass das Ergebnis unabhängig von individuellen Eigenschaften einer Operativen Umgebung ist + Isolierte Betrachtung der Messeinflüsse + Prüfkörper verfügbar (s.o.) - Gefahr der unvollständigen Erfassung der physikalischen Einflussparameter (=>Notwendigkeit der klinischen Untersuchung zur Anwendbarkeit)

Tabelle 6.1: Ersatzmodelle für den Prüfkörper oder Referenzverfahren

Die für die unterschiedlichen Messungen im Versuchsaufbau eingesetzten Prüfkörperhalter sind in Bild 6.2 im Überblick dargestellt.



Bild 6.2: Verschiedene Prüfkörperhalter des Versuchsaufbaus mit Beispielen für Prüfkörper und deren Anwendungsbereich

6.1.3 Statistik und Auswertung

Die Messungen werden angelehnt an die DIN 32877 "Optoelektronische Abstands-, Profil- und Formmessung" durchgeführt. Auf die aktuelle Situation des Messverfahrens übertragen, gliedert sich die Messung jeweils in die folgenden Schritte:

Schritt 1: Positionierung der Messvorrichtung über dem austauschbaren Prüfkörper mit dem Referenzabstand $\vec{H}_{G,k}$.

Schritt 2: Durchführung von $N=10$ Messungen an einer Position $\vec{B}_{k,m,n}$.

Schritt 3: Wiederholung von Schritt 2 für $M=5$ Positionen $\vec{B}_{k,m,n}$ bei konstantem $\vec{H}_{G,k}$ mit nicht überdeckendem Messfleck. Bei dieser Verschiebung bleiben die Referenzpositionen $\vec{B}_{k,ref}$ für alle $\vec{B}_{k,m,n}$ konstant.

Schritt 4: Wiederholung der Schritte 1-3 für $K=20$ Stufen mit unterschiedlichen, ungleichmäßigen Abständen $\vec{H}_{G,k}$.

Gemäß der Vorgabe in der DIN 32877 werden drei statistische Vergleichsparameter verwendet, die durch das Messergebnis nicht unterschritten werden dürfen. Die Linearitätsabweichung $\Delta\vec{B}_{k,Linear}$ beschreibt den Abstand des Mittelwerts einer Stufe vom Bezugswert, Gleichung 6.1.

Gl.6.1

$$\Delta \vec{B}_{k, Linear} = \Delta \vec{B}_k = \frac{1}{M \cdot N} \cdot \sum_{m=1}^M \left(\sum_{n=1}^N (\vec{B}_{k, m, n} - \vec{B}_{k, ref}) \right)$$

Die Vektorschreibweise wird gewählt, da zumindest die Abweichungen in x_S, z_S Richtung berücksichtigt werden müssen. Um zeitliche Einflussfaktoren zu bewerten, wird die empirische Standardabweichung der zeitlichen Wiederholpräzision $\Delta \vec{B}_{k, Zeit}$ verwendet. Für die Berechnung ist der Mittelwert über die N Messwerte auf einer fixierten Stufe und Position erforderlich, Gleichung 6.2.

Gl.6.2

$$\vec{B}_{k, m} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N \vec{B}_{k, m, n}$$

Aus Gleichung 6.3 ergibt sich damit der gesuchte Ausdruck für $\Delta \vec{B}_{k, Zeit}$.

Gl.6.3

$$\Delta \vec{B}_{k, Zeit} = \frac{1}{M} \cdot \sum_{m=1}^M \left(\sqrt{\frac{1}{N-1} \cdot \left(\sum_{n=1}^N (\vec{B}_{k, m, n} - \vec{B}_{k, m})^2 \right)} \right)$$

Zur Erfassung örtlicher Einflussfaktoren wird die empirische Standardabweichung der örtlichen Wiederholpräzision $\Delta \vec{B}_{k, Ort}$ berechnet, Gleichung 6.4.

Gl.6.4

$$\Delta \vec{B}_{k, Ort} = \sqrt{\frac{1}{M-1} \cdot \sum_{m=1}^M \left(\vec{B}_{k, m} - \frac{1}{M} \cdot \sum_{m=1}^M \vec{B}_{k, m} \right)^2}$$

Zur Ermittlung der Grenzneigung wird eine Kugel mit definiertem Durchmesser und einer hinreichenden Formstabilität <0.01mm als Prüfkörper unter der Messvorrichtung so positioniert, dass der Spiegel S1 bei einer Einstellung von $\beta_{S1} = 90^\circ$ den Zenitpunkt markiert. Anschließend wird der Messpunkt zum Rand der Kugel verschoben, wobei der relative Abstand des Messpunkts $\vec{B}_{k, ref}$ konstant gehalten wird. Von jedem Messpunkt werden $N=50$ Einzelmessungen durchgeführt und der Mittelwert der Abweichung berechnet, Gleichung 6.5.

Gl.6.5

$$\Delta \vec{B}_{k, Grenz} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N (\vec{B}_{k, n} - \vec{B}_{k, ref})$$

Der Mittelwert wird relativ zum Winkel der Normalen im Messfleck auf der Kugeloberfläche aufgetragen. Die maximale Grenzneigung ϑ_{Grenz} ist erreicht, wenn der Mittelwert der Abweichung die maximal zulässige Abweichung überschreitet. Die Bestimmung der Grenzneigung wird hier nur zur allgemeinen Beschreibung der Messeigenschaften durchgeführt und nicht zur Charakterisierung von Messeigenschaften unter dem Einfluss von Störgrößen.

6.2 Evaluierung des Messverfahrens

Nach DIN 32877 wird für die Bestimmung der allgemeinen Messeigenschaften als Prüfkörper eine schwarzeloxierte Aluminiumplatte verwendet. Der Prüfkörper wird in einem definierten z-Referenzabstand zu der Spiegelachse unter der experimentellen Messeinrichtung positioniert. Der laterale x-Referenzabstand wird aus dem Soll-Winkel des Spiegels und dem z-Referenzabstand errechnet. Die parallele Ausrichtung der x_S, y_S -Ebene und des Prüfkörpers wird, wie im Versuchsaufbau beschrieben, mit einer Präzisionswaage sichergestellt.

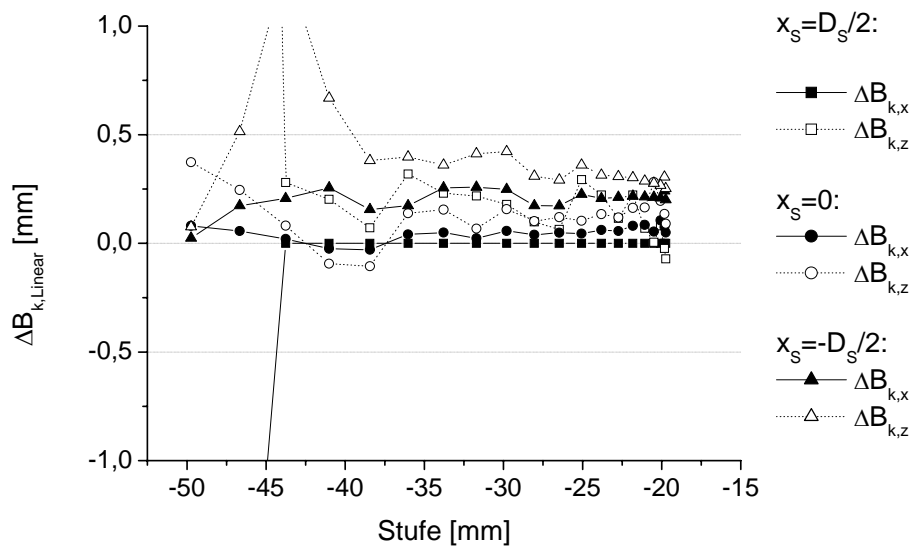


Bild 6.3: Linearitätsabweichung

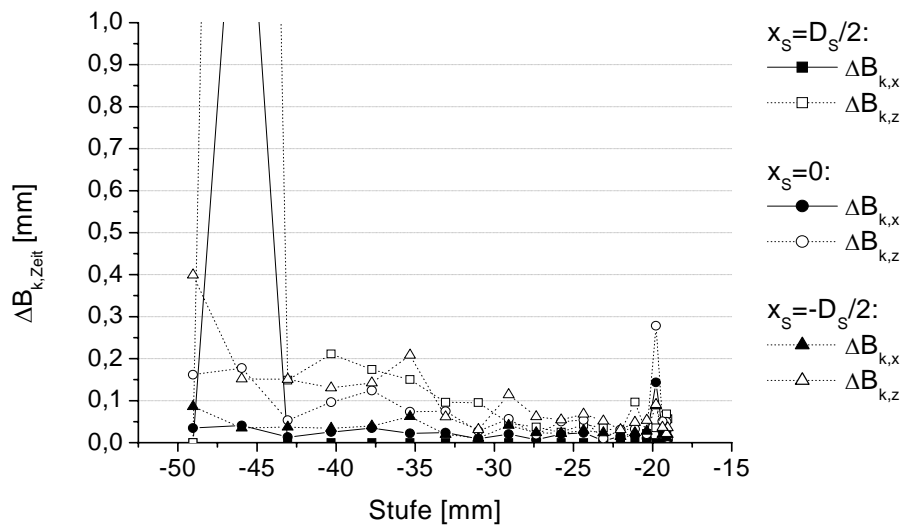


Bild 6.4: Empirische Standardabweichung der zeitlichen Wiederholpräzision

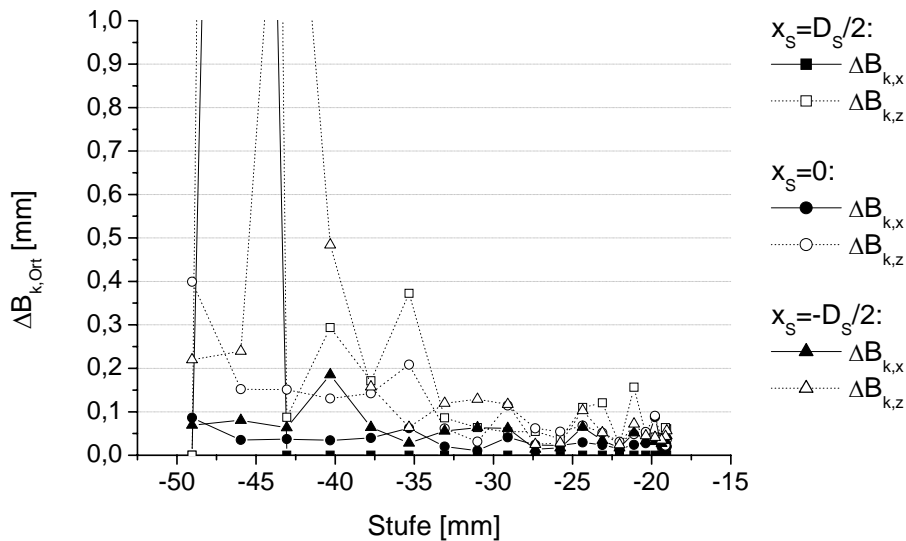


Bild 6.5: Empirische Standardabweichung der örtlichen Wiederholpräzision

Da die Auswirkung der schrägen Einstrahlung auf das Messergebnis sowohl im Fall von $\beta_1 \neq 90^\circ$ als auch von $\beta_2 \neq 90^\circ$ unbekannt sind, werden die Messungen nach dem oben beschriebenen statistischen Prüfverfahren für die Referenzpositionen $x_S = D_S/2$, $x_S = 0$ und $x_S = -D_S/2$ durchgeführt. Die Messergebnisse sind in Bild 6.3 - Bild 6.4 dargestellt. Erwartungsgemäß nimmt die Genauigkeit der Messung mit zunehmendem Messabstand ab. Die Messungen bleiben unabhängig von der Stelle x_S bis zu einem Messabstand des Messkörpers von ca. $H_{G,k} < 40\text{mm}$ im geforderten Genauigkeitsbereich, d. h. $\Delta B_k \leq 0.5\text{mm}$. In einem Messbereich zwischen ca. $-40\text{mm} \leq H_{G,k} \leq -47\text{mm}$ liefert die Messeinrichtung Fehlmessungen in Form von Sprungstellen und anschließend pendelt sich die Genauigkeit wieder im oberen zulässigen Bereich ein. Als Ursache für dieses Verhalten wird die Lage des Strahlfokus in diesem Intervall angenommen. Sie ist typisch für den vorhandenen Messaufbau und tritt auch an anderen Stellen auf, wenn keine manuelle Fokussierung durchgeführt wird. Durch die Verkleinerung des Strahldurchmessers reduziert sich in diesem Fall der Anteil der diffusen Reflexion bzw. der Strahldurchmesser auf dem Detektor so weit, dass mit dem verwendeten CCD-Kameraadapter die Genauigkeit der Segmentierung abnimmt oder der Fleck nicht mehr segmentiert werden kann. Die quantitative Auswirkung des Messfehlers ist dabei in z_S -Richtung speziell bei diesem Messverfahren allgemein höher als in x_S -Richtung. Eine Korrektur des Fehlers erfolgt entweder durch ein dynamisches Herabsetzen des Schwellwertes bei der Filterung des Detektorbildes oder durch einen geringfügigen z-Versatz, der eine relative Verschiebung des Strahlfokus ermöglicht.

Als Prüfkörper zur Untersuchung der Grenzneigung des Messverfahrens wird eine Billardkugel mit einem Durchmesser von 57.0 mm verwendet und das statistische Verfahren, wie oben beschrieben, jeweils mit gekreuzten und parallelen Hauptachsen der elliptischen Strahlquerschnittprofile und bei unterschiedlichen Abständen durchgeführt, Bild 6.6.

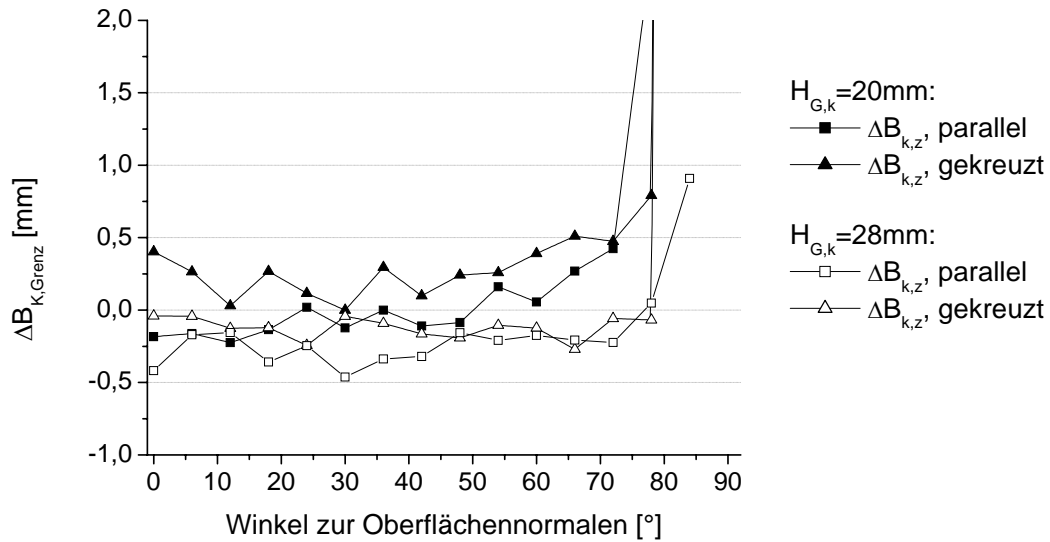


Bild 6.6: Grenzneigung des Messverfahrens mit parallelen und gekreuzten Hauptachsen

Für beide Anordnungen liefert das Messverfahren eine ausreichende Genauigkeit bis zu Grenzwinkeln $\vartheta_{Grenz} < 78^\circ$. Im Normalfall tritt ein Effektoreinsatz bei Oberflächen mit dieser Neigung zur Instrumenten(z-)achse nicht mehr auf, da bei konventionellen Instrumenten die Gefahr des Abgleitens besteht. Unter diesem Gesichtspunkt wäre eine Vermessung dieser Bereiche nicht mehr notwendig, wobei diese theoretische Betrachtungsweise jedoch erst durch die praktische Evaluierung in einem klinischen Versuchsszenario nachgewiesen werden kann. Durch die Variation des Versuchs mit parallelen und gekreuzten Hauptachsen eines elliptischen Strahlquerschnitts des Lasers und unterschiedlichen Abständen kann weiterhin gezeigt werden, dass die äußere Strahlkontur bereits bei regelmäßiger Deformierung durch die gleichmäßige Kugeloberfläche auf das Messergebnis keinen regelmäßigen Einfluss ausübt. Eine Verkleinerung des Messflecks durch eine stärkere Fokussierung, d. h. in diesem Fall durch eine Vergrößerung des Messabstands, führt zu einer sichtbaren Steigerung der Genauigkeit und einer Erweiterung des Grenzwinkelbereichs auf $\vartheta_{Grenz,max} < 80^\circ$. Die Steigerung der Genauigkeit durch eine Reduzierung der Fleckgröße ist jedoch nicht generell möglich. Sie wird durch die oben beschriebene Auslöschung des Messsignals begrenzt.

Die maximale horizontale und vertikale Auflösung der Messung wird durch

- die erreichbare Genauigkeit und damit indirekt durch die Fleckfokussierung und die Leistung des Lasers,
- die minimale Schrittweite und Genauigkeit der Spiegelantriebe und
- die Auflösung des Detektors und damit vom Messabstand

beeinflusst. Sie hängt damit entscheidend von den technischen und geometrischen Voraussetzungen ab und wird daher erst im nächsten Kapitel bei der Entwicklung des Funktionsmusters betrachtet.

6.3 Untersuchung der Messeinflüsse

6.3.1 Deformation des Messflecks durch Intensitätsveränderung

6.3.1.1 Einfluss durch Oberflächenmaterial und -zustand

Mit den Messungen in diesem Abschnitt wird unter den gegebenen Voraussetzungen der Messeinrichtung prinzipiell untersucht, ob sich durch unterschiedliche Materialien Fehlerquellen in Bezug auf die Messgenauigkeit ergeben.

Der Messfleck wird aus dem gemessenen Intensitätskontrast des diffus oder im Einzelfall total reflektierten Lichts auf dem Detektor bestimmt. Dieser Anteil eines reflektierten Lichtstrahls hängt u.a. vom Transmission- und Absorptionsverhalten des Oberflächenmaterials und -zustands ab. Eine schräge Einstrahlung auf die Oberfläche führt zusammen mit dem Oberflächenmaterial zu einer weiteren Verzerrung der Intensitätsverteilung und damit zur Deformation, da mindestens ein Laserstrahl pro Messung schräg auftrifft. Außerdem kann das ungleichmäßige Reflexionsverhalten an Materialgrenzen eine verstärkte Deformation hervorrufen, die einen Einfluss auf das Messergebnis ausüben. Auf der Basis dieser Vorüberlegungen werden mit dem oben beschriebenen statistischen Verfahren die Effekte der Intensitätsverteilung bei lichtundurchlässigen, semitransparenten Material und an Materialgrenzen untersucht. Die Brechungseffekte an transparenten, gefluteten Oberflächen werden in einem eigenen Kapitel behandelt. Vollständig reflektierende Materialien werden vernachlässigt, da aus der praktischen Anwendung keine organischen Beispiele in der Herzchirurgie und Neurochirurgie bekannt sind.

Bei den nachfolgenden Messungen in diesem Kapitel werden nur noch die Linearitätsabweichungen angegeben, da die zeitliche und örtliche empirische Standardabweichung innerhalb der vorgegebenen Grenzen blieb und zu keinen neuen Erkenntnissen führte.

6.3.1.2 Lichtundurchlässiges Material

Bei lichtundurchlässigem Material mit untexturierter Oberfläche entfällt der Anteil des transmittierten Lichts und der reflektierte Anteil wird zum größten Teil durch das Absorptionsverhalten bestimmt. Für die Experimente werden daher als Prüfkörper lackierte Aluminiumplatten verwendet und in die Vorrichtung für Oberflächen in Bild 6.2 eingespannt. Als Lackierfarben werden

- "Weiß" für Knochen und Knorpel,
- "Rot" für durchblutetes Weichgewebe und Gefäße,
- "Grau" für Gehirnmasse und
- "Schwarz" als Referenz für die stärkste Absorption,

jeweils mit mattem Farbton verwendet, da sie am häufigsten in den ausgewählten Anwendungen in der Neurochirurgie und Herzchirurgie auftreten und keine Beispiele für glänzende Farbtöne in der Operativen Umgebung gefunden werden konnten. Während der Messungen bleibt $\beta_{s1} = 120^\circ$ konstant. Die Messergebnisse für die Linearitätsabweichung

sind in Bild 6.7 wiedergegeben.

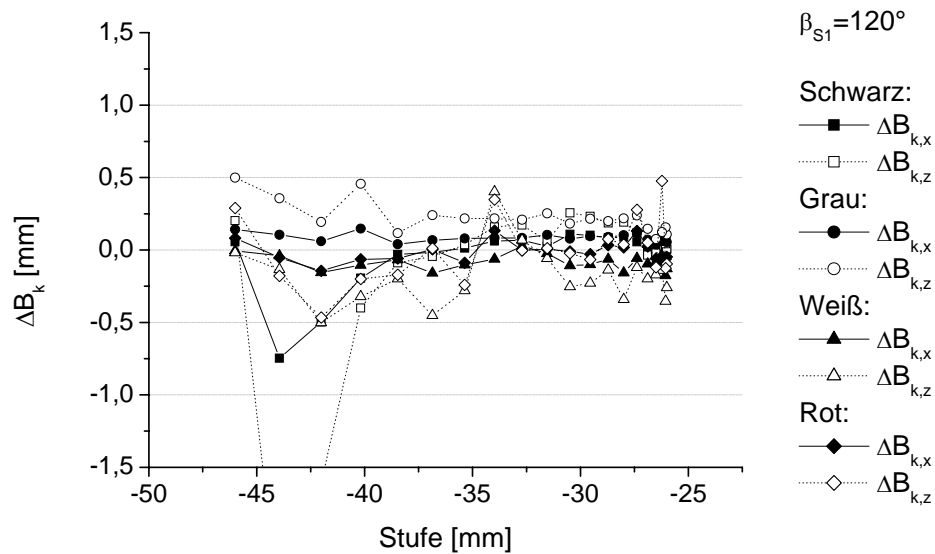


Bild 6.7: Messergebnisse mit farbigen Platten als Prüfkörper

Bei kürzeren Messabständen bis $z_S < -37\text{mm}$ weichen die Ergebnisse bei unterschiedlichen Farboberflächen nicht signifikant voneinander ab. Dieser Zustand ändert sich bei einer Vergrößerung der Distanz für die schwarz lackierte Platte, bei der die Absorption zu einer sprunghaft ansteigenden Messungengenauigkeit führt. Bei Gesprächen mit Medizinerinnen wurde jedoch deutlich, dass die Farbe "Schwarz" im Körper vorwiegend an Stellen auftritt, die mit Hochfrequenz (HF) Geräten oder Lasern bearbeitet wurden, z. B. bei der Koagulation oder zum Zertrennen. Als weitere Maßnahme lassen sich schwarze Regionen bei guter Ausleuchtung mit Hilfe einer Farbanalyse des Videobildes vorab erkennbar und als kritische Regionen kennzeichnen. Die Abweichungen der anderen Farben bei $z_S > -37\text{mm}$ ist durch die Fokussierung beeinflussbar, was bereits oben beschrieben wurde.

6.3.1.3 Semitransparentes Material

Bei semitransparenten Materialien wird der diffuse Reflexionsanteil durch die Transmission reduziert. Für die Messungen werden dünne Streifen aus unterschiedlichen Materialien mit bekannter Dicke als Prüfkörper verwendet, die keine Mehrfachprojektionen erzeugen. Die Prüfkörper werden zwischen den Stegen des Prüfkörperhalters für die Oberflächenmessung eingespannt. Die Messungen werden bei einem Winkel $\beta_{S1} = 90^\circ$ nach dem oben beschriebenen Ablauf durchgeführt, Bild 6.8. Im Vergleich zu den vorangegangenen Messungen tritt als sichtbarer Unterschied eine stärkere Streuung der Messabweichung unabhängig von der Stufe und dem Material auf. Als Ursache werden thermische Effekte durch das Einkoppeln der Laserenergie und eine ungleichmäßige Farbverteilung auf lackierten Oberflächen angenommen. Beide Einflussfaktoren sind auch beim klinischen Einsatz der Messeinrichtung zu erwarten und lassen sich nicht vorhersagen, so dass diese speziell vor der klinischen Anwendung untersucht werden müssen.

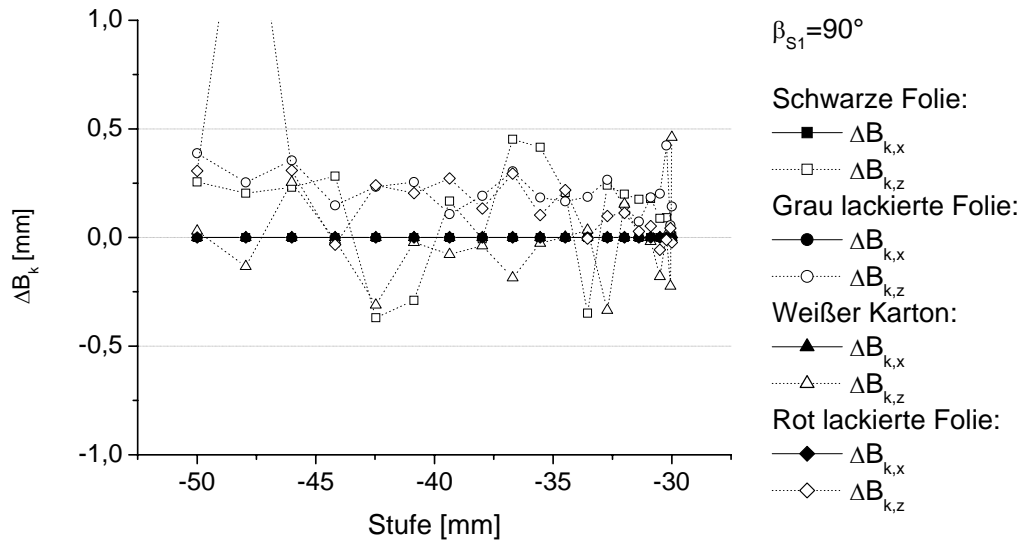


Bild 6.8: Messungen mit transparenten Materialien

6.3.1.4 Oberflächentexturen

Texturen sind räumliche Feinstrukturen an der Objekt Oberfläche, die unabhängig von der Objektgeometrie durch die Materialeigenschaften bzw. chemische oder mechanische Einwirkungen auf die Oberfläche entstehen. Sie führen zu einem ortsabhängigen diffusen Reflexionsverhalten und zur Verstärkung und Auslöschung durch den optischen Beugungseffekt. Die Deformation entsteht durch die unregelmäßige Intensitätsverteilung über den Messfleck bei jedem einzelnen Messpunkt. Um den Effekt von Texturen zu verstärken, wird auf einen ebenen Prüfkörper Schleifpapier mit unterschiedlicher Körnung P220, P400, P1000 aufgebracht, mit dem eine unterschiedliche Ausprägung einer Oberfläche gleichmäßig über die Fläche des Messflecks simuliert werden kann, Bild 6.9. Insgesamt bleiben alle Messungen im Anforderungsrahmen, wobei in allen Messungen eine tendenzielle Verringerung der durchschnittlichen Abweichung gegenüber glatten Oberflächen zu beobachten ist. Die Ursache hierfür liegt im vergrößerten diffusen Reflexionsanteil und dem damit verbesserten Kontrast des Messflecks. Da in der klinischen Anwendung von keinen gleichmäßig ausgerichtet Texturen oder absolut glatten Oberflächen ausgegangen werden kann, bedeuten Texturen zumindest im Hinblick auf das Ersatzmodell einen Vorteil für die Verwendung des Triangulationsverfahrens. Allerdings sind die Texturen in der Operativen Umgebung nur mit statistischen Mitteln vorhersagbar, so dass sich daraus eine wesentliche Aufgabe für eine zukünftige Entwicklung des chirurgischen Instruments ergibt.

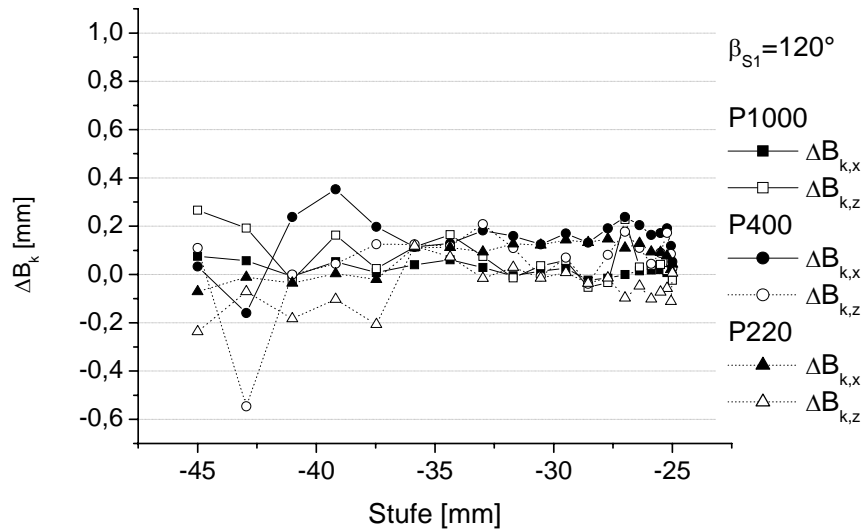


Bild 6.9: Messungen mit unterschiedlichen Oberflächentexturen

6.3.1.5 Materialübergänge

Wegen der Querschnittsfläche des Lasers wird an Materialübergängen der Messfleck aus zwei unterschiedlich diffusen Reflexionsanteilen zusammengesetzt, die wiederum eine ungleichmäßige Intensitätsverteilung im Messfleck hervorrufen. Es treten dabei homogene, z. B. opak zu opak, und inhomogene, z. B. opak zu transparent, Materialgrenzen auf. Der Materialübergang erfolgt typischerweise beim Schwenken des Spiegels, so dass die Effekte durch einen unterschiedlichen Einstrahlungswinkel und die Materialoberfläche sich überlagern.

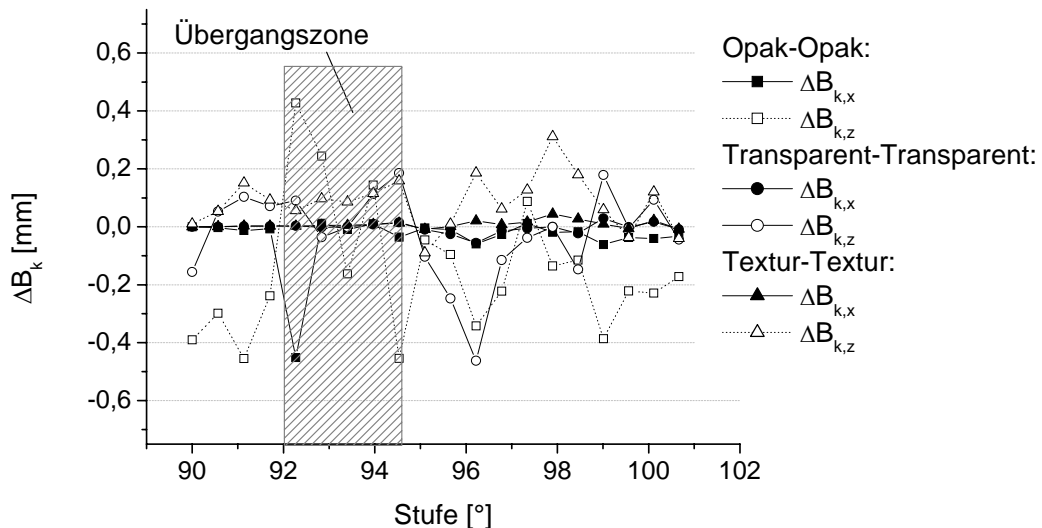


Bild 6.10: Messungen entlang einer homogenen Materialgrenze

Daher wird bei den Messungen die Stufe in z_S -Richtung durch Stufen des Schwenkwinkels β_{S1} ersetzt. Folgende Materialien werden verwendet:

- Opak: Weiß und schwarz lackierte Aluminiumplättchen
- Transparent: Weiße und schwarze Folie
- Textur: Schleifpapier P220 und P1000

Die Ergebnisse sind in Bild 6.10 für die homogene Materialpaarung und in Bild 6.11 für inhomogene Paarungen abgebildet. An den Übergangsstellen entstehen weder für homogene noch für inhomogene Materialgrenzen signifikante Unterschiede für ΔB_k . Die erkennbare Verschiebung der Abweichung in der Übergangszone in Bild 6.11 wird aufgrund mehrerer Vergleichsmessungen auf ein geringfügig unterschiedliches Oberflächenniveau zurückgeführt.

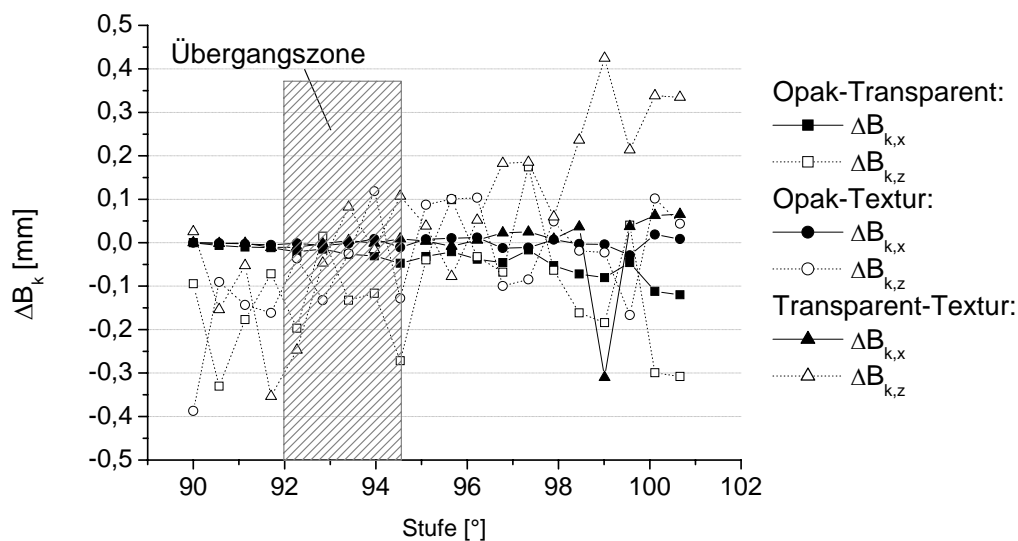


Bild 6.11: Messungen entlang einer inhomogenen Materialgrenze

Die Ursachen für das Fehlen von Sprungstellen werden im geringen Unterschied zwischen den Messergebnissen bei unterschiedlichen Materialien und dem durch die Fleckgröße verursachten "weichen" Übergang gesehen. Zusammenfassend wird beim Auftreten von Materialgrenzen kein schwerwiegender Einfluss auf das Messergebnis erwartet, so dass eine Berücksichtigung für nachfolgende Messungen vernachlässigt werden kann.

6.3.2 Deformation des Messflecks durch Konturveränderung

6.3.2.1 Fleckgröße

Eine Abhängigkeit der Genauigkeit von der Größe des Messflecks wurde bereits bei der Vermessung der Grenzneigung mit unterschiedlich fokussierten Laserstrahlen erkennbar. Neben der divergenten Strahlform hat

- die Auswahl des Schwellwertes bei der Segmentierung des Messflecks und
- die Kombination aus der Länge der Strahlverläufe und dem Projektionswinkel des Strahlquerschnitts bei unterschiedlichen Winkelstellungen von S1 und S2

einen Einfluss auf die Fleckgröße. In Bild 6.12 ist die Linearitätsabweichung bei einem konstanten Einstrahlwinkel von $\beta_{S1}=90^\circ$ mit verschiedenen Schwellwerten aufgetragen. Die x_S -Abweichung wird nicht berücksichtigt, da sie über den gesamten Messbereich konstant und vernachlässigbar klein ist.

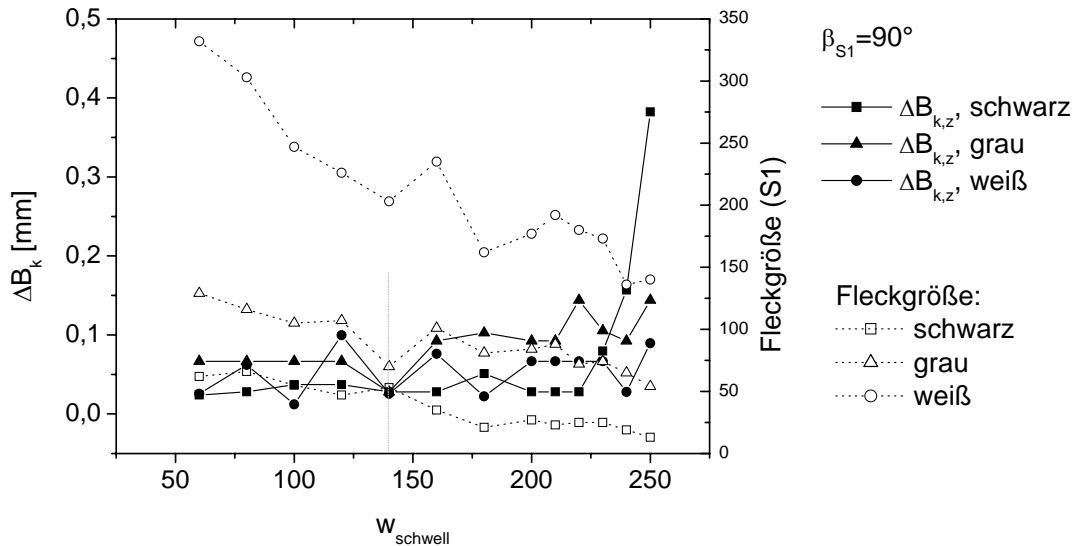


Bild 6.12: Veränderung der Fleckgröße durch verschiedene Schwellwerteneinstellungen

Als Prüfkörper wurden die lackierten Aluminiumplatten aus den vorangegangenen Untersuchungen verwendet, da die Veränderung der Fleckgröße von S1 durch den Schwellwert zusätzlich von der Beschaffenheit der Reflexionsoberfläche beeinflusst wird. Erwartungsgemäß nimmt die Fleckgröße mit zunehmendem Schwellwert ab, wobei der Gradient von der Oberflächenfarbe abhängt. Gleichzeitig nimmt die Abweichung tendenziell mit der Erhöhung des Schwellwertes zu, wobei bei einer schwarzen Oberfläche durch die Auslöschung keine Messung mehr möglich ist. Da theoretisch die Fehlerwahrscheinlichkeit der Bezugspunktberechnung mit einer Verringerung der undeformierten Fleckgröße abnehmen sollte, kann daraus auf den großen Einfluss der Laserqualität, des Spiegels und des Detektors auf die Intensitätsverteilung geschlossen werden. Für die vorgegebenen Versuchseinstellungen wird bei $w_{Schwell}=140$ ein optimaler Wert gemessen, bei dem die Summe der Abweichungen für alle Farben am kleinsten wird. Für eine ideale Messung ist daher theoretisch eine dynamische Verschiebung des verwendeten Schwellwertes erforderlich. Versuche haben jedoch gezeigt, dass eine ständige automatische Anpassung des Schwellwertes unbrauchbar ist, da keine absoluten Bezugsgrößen vorhanden sind.

Die Einflüsse bei unterschiedlichen Fleckgrößen durch den Einstrahlungswinkel sind in Bild 6.13 dargestellt. Es wird der gleiche Versuchsablauf wie oben mit dem Unterschied durchgeführt, dass an der Stelle des Schwellwertes der Einstrahlungswinkel auf die ebene, lackierte Platte variiert wird.

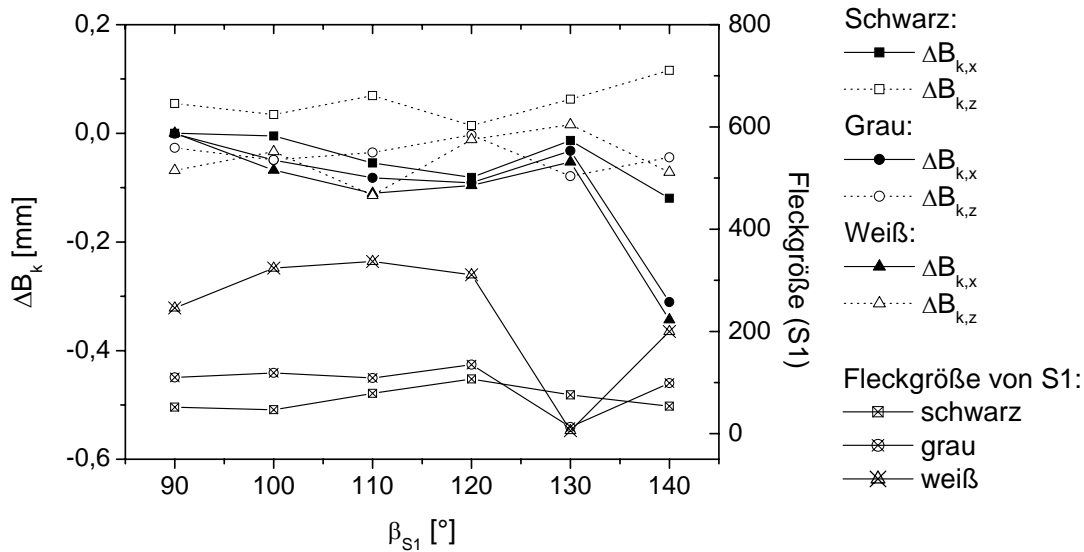


Bild 6.13: Veränderung der Fleckgröße durch unterschiedliche Einstrahlwinkel

Mit zunehmendem Schwenkwinkel steigt die Fleckgröße durch die schräge Projektion an, bis der absorbierte und direkt reflektierte Anteil überwiegt und die Tendenz sich umkehrt. Die Abweichung in x_S -Richtung verläuft dabei beinahe unabhängig von der Oberflächenfarbe parallel, während in z_S -Richtung weder eine Abhängigkeit zur Oberflächenfarbe noch zum Einstrahlungswinkel festzustellen ist. Die durchschnittliche Abweichung ist in dieser Richtung jedoch höher. Für beide Richtungen ergeben sich optimale Betriebspunkte bei $\beta_{S1}=130^\circ$ bzw. $\beta_{S1}=120^\circ$, die wegen der Notwendigkeit der Strahlschwenkung für die dreidimensionale Messung jedoch ohne Bedeutung sind.

Trotz der unterschiedlichen Einflüsse der Fleckgröße auf die Messgenauigkeit erscheint aufgrund der Ergebnisse des vorhergehenden Kapitels der Einsatz einer Fokussierungsoptik für die Laser eines zukünftigen klinischen Prototypen sinnvoll. Davon wird nicht nur eine Genauigkeitssteigerung erwartet, sondern auch eine Vergrößerung des Messbereichs in z_S -Richtung.

6.3.2.2 Sprungstellen und Mehrfachprojektionen

Wegen der unterschiedlichen Hauptachsen der Laserstrahlen und der Detektoroptik treten bei der Messung an Sprungstellen oder Überlagerungen Mehrfachprojektionen auf. Für die Untersuchung des Verhaltens an Sprungstellen wird bei einem Winkel von $\beta_{S1}=90^\circ$ ein Laserstrahl über die Kanten des treppenförmigen Prüfkörpers aus Bild 6.2 geführt, der unterschiedliche Sprunghöhen und Kantenradien aufweist, Bild 6.14. Das statistische Verfahren wird dabei so modifiziert, dass die Verstellung durch das Portal als Stufe verwendet wird.

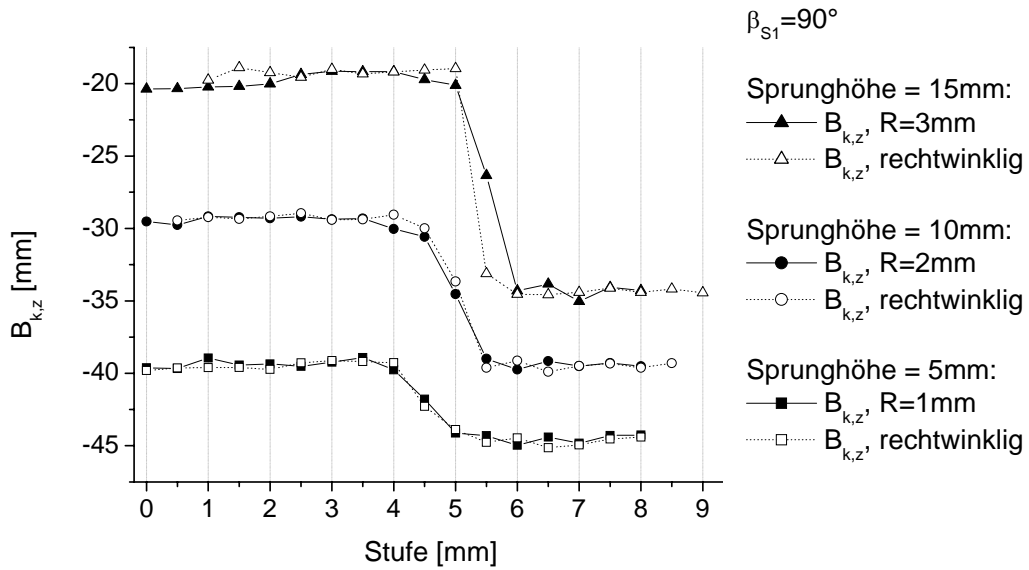


Bild 6.14: Messungen an Stufen mit unterschiedlichen Absatzhöhen und Kantenradien

Bei einer konstanten Länge der Hauptachsen des Messflecks von $D_{Messfleck} \sim 3\text{mm}$ bleibt die Länge der Rampe mit ca. 1mm an der Sprungstelle konstant. Da sich der Kantenradius nicht weiter auflösen lässt, stehen innerhalb dieser Sprungstellen keine messbaren Aussagen über den Geometrieverlauf zur Verfügung. Die Ursache hierfür liegt in der fehlenden Differenzierung sich berührender Fleckensegmente, die sich entweder mit Hilfe der Bildverarbeitung oder durch eine stärkere Fokussierung des Messflecks über den gesamten Messbereich korrigieren lässt, Bild 6.15.

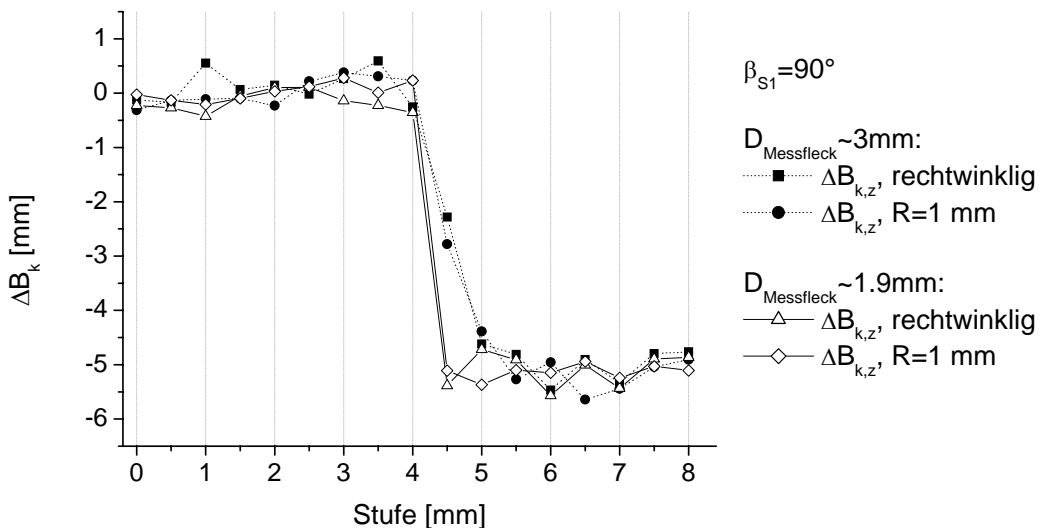


Bild 6.15: Messungen an Stufen mit unterschiedlichen Fleckdurchmessern

Durch eine Fokussierung auf eine Hauptachsenlänge von ca. $D_{Messfleck} \sim 1.9\text{mm}$ lässt sich unter idealen Messbedingungen die Länge der Rampe auf ca. 0.5mm verkürzen. Aller-

dings erscheint diese Maßnahme nur mit einem wesentlich erhöhten technischen Aufwand, z. B. der erwähnten automatischen Strahlfokussierung, möglich.

Beim Einsatz von Schwenkmechanismen oder bei geneigten Oberflächen trifft der Laser mit Winkeln $\beta_{S1} \neq 90^\circ$ auf die Kante an der Sprungstelle. Zur Untersuchung der Sprungeigenschaften in diesem Fall werden als Stufen nicht der Abstand der Oberfläche, sondern der Schwenkwinkel β_{S1} bei konstantem Abstand des Sensors variiert. Der Sensor wird durch das Portal parallel zur Stufenkante des treppenförmigen Prüfkörpers verschoben, so dass eine modifizierte Linearitätsabweichung gemessen wird. In Bild 6.16 ist beispielhaft das Messergebnis für einen Beleuchtungswinkel von $\beta_{S1} \sim 7.5^\circ$ aufgetragen.

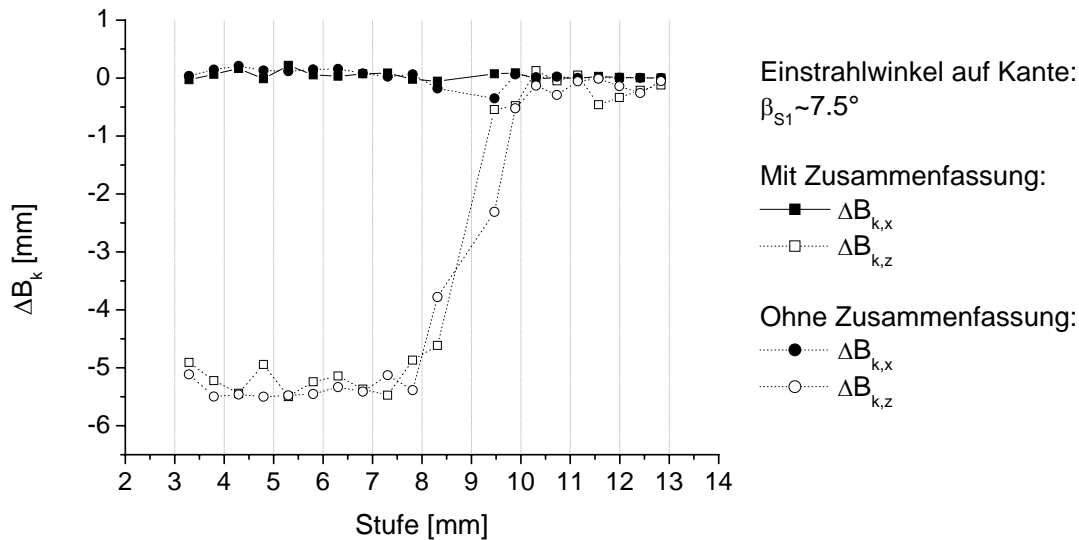


Bild 6.16: Messungen an Stufen mit unterschiedlichen Einstrahlwinkeln

In diesem Fall wird die Rampe durch die Messeigenschaften und die Hinterschneidung erzeugt und beträgt in diesem Fall 1mm relativ zu der theoretisch errechneten geometrischen Hinterschneidung von 0.649 mm. Die Auflösung ist damit größer als bei der Untersuchung der Sprungstellen, was durch den größeren Abstand der einzelnen Messflecken beim Überstreichen der Kante erreicht wird.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass fehlerhafte Ergebnisse durch Mehrfachprojektionen an Hinterschneidungen und Sprungstellen bis zu einer bestimmten Auflösung kompensiert werden können. Für die spätere klinische Anwendung wird daher die Untersuchung der tatsächlich erforderlichen Kantenauflösung im Zusammenhang mit den Wirkeigenschaften der verschiedenen Effektoren notwendig.

6.3.3 Messeigenschaften bei gefluteten Oberflächen

An der Grenzschicht von gefluteten Oberflächen wird der Laserstrahl bei schräger Einstrahlung gebrochen, was wiederum zu einer Verfälschung des Messergebnisses führt. Die folgenden Messungen liefern als Ergebnis Aussagen über die erreichbare Genauigkeit mit dem in Kapitel 5 beschriebenen Korrekturverfahren. Zu diesem Zweck wird der Versuchsaufbau aus Kapitel 6.1 modifiziert:

- Das Endoskop wird mit einem separaten Stativ fixiert, so dass der Schwenkmechanismus in der Höhe und Tiefe ohne eine Veränderung des Videobildausschnitts verstellt werden kann.
- Die Berechnungsmethode wird auf die translatorische Verschiebung des Schwenkmechanismus beim Versuchsaufbau angepasst.
- Der Schwellwert des Segmentierungsverfahrens wird jeweils so hoch eingestellt, dass an der Oberfläche reflektiertes und gebeugtes Streulicht weitgehend herausgefiltert wird.

Als Prüfkörperhalter bzw. Prüfkörper wird für die Experimente die Wanne in Bild 6.2 verwendet. Durch die Brechungseffekte lassen sich die Referenzwerte nicht mehr aus der kalibrierten Winkelstellung der Spiegel und den Abständen berechnen. Daher werden auf dem Grund Bohrungen in einem definierten Abstand von 2.5 mm auf einer Linie angebracht. Der Abstand H_G zur Oberfläche wird im ungefluteten Zustand als Referenzwert bestimmt und die Schwenkebene jeweils senkrecht ausgerichtet. Durch die senkrechte Einstrahlung wird die Messung um den Freiheitsgrad in y_S -Richtung verringert und damit die Genauigkeit der Ergebnisse durch die vereinfachte Referenzierung erhöht. Nach der Vermessung des Abstands wird die Wanne geflutet, wobei möglichst kurze Messzeiten für einen einzelnen Punkt die Einflüsse durch eine Verdunstung der Flüssigkeit klein halten. Durch das Anfahren mehrerer Markierungen bei einem Schwenkwinkel von $\beta_{S1} = 90^\circ$ wird die Ausrichtung der Markierungslinie in der Schwenkebene sichergestellt. Anschließend wird das Portal ebenfalls bei $\beta_{S1} = 90^\circ$ so eingestellt, dass die erste Markierung in der Reihe beleuchtet wird. Von dieser Portalposition aus werden im Folgenden mit S1 alle anderen Markierungen durch Verstellung von β_{S1} angefahren und die zugehörigen Winkel für die Berechnung des Referenzwertes gespeichert. Durch die Kontrolle der Überdeckung im stark vergrößernden Endoskopbild wird eine ausreichend genaue Winkeleinstellung erreicht.

In Bild 6.17 ist die Abhängigkeit der Messung von der Flüssigkeitsschichtdicke exemplarisch für $H_G - H_W \sim 1$ bzw. $H_G - H_W \sim 10$ mm dargestellt, wobei der Einstrahlungswinkel als Stufe verwendet wird und die Vermessung in diesem Fall mit zehn Stufen erfolgt. Die Ergebnisse zeigen die erwartete Zunahme der Messabweichungen mit der Flüssigkeitsschichtdicke. Die maximale Abweichung wird bei dem vorgegebenen Versuchsaufbau bei ca. $H_G - H_W > 5$ mm erreicht. Aus den gemessenen Winkeln der unterschiedlichen Niveaus lässt sich das Auftreten von Brechungseffekten qualitativ ableiten, so dass dem Chirurgen diese potenzielle Fehlerquelle später angezeigt werden kann. Bei den Messungen tritt bereits bei einem Einstrahlungswinkel von $\vartheta_S \sim 30^\circ$ zur Oberfläche ein weiterer Grenzwinkel auf, bei dem die Messungen die Toleranzgrenzen überschreiten. Da dieser Effekt unabhängig von der Schichtdicke der Flüssigkeit zu beobachten ist, wird von einem Einfluss der diffusen Reflexion an der Oberfläche und der dadurch verursachten Mehrfachreflexion ausgegangen. Damit lassen sich auch die Abweichungen bei $\beta_{S1} = 90^\circ$ in den nachfolgenden Messungen erklären, da hier die Totalreflexion durch den Strahl von S2 auftritt. Zuverlässige Messungen bei gefluteten Oberflächen bleiben daher auf diesen Schwenkwinkelbereich beschränkt. Auf das Auftreten des Grenzwinkels wird in den folgenden Messungen nicht mehr explizit hingewiesen.

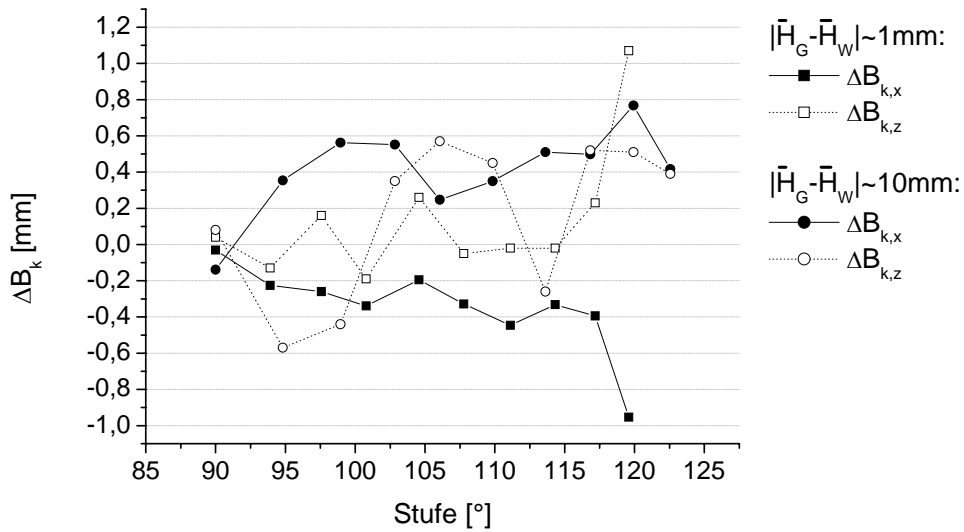


Bild 6.17: Messung mit unterschiedlicher Flüssigkeitsschichtdicke

Wie oben bereits angedeutet wurde, sind mit dem Versuchsaufbau Messungen unter größeren Neigungswinkeln ϑ_S mit ausreichender Genauigkeit nicht mehr möglich. In Bild 6.18 ist daher unter simulierten Vorgaben der Winkelstellung für ein ebenes Oberflächenraster und einen vorgegebenen Normalenvektor $\vec{n}_F = (0.5, 0.5, -1.0)$ der Berechnungsprozess ausgeführt. Die Berechnungsergebnisse liegen trotz der notwendigen Approximationen im Toleranzbereich der Zielanwendung, so dass auch mit den vorangegangenen Ergebnissen keine Überschreitung erwartet wird.

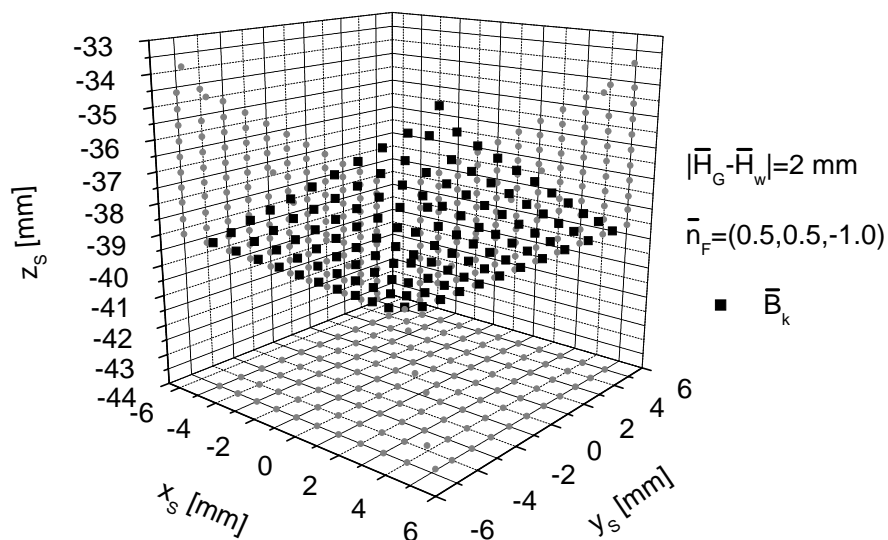


Bild 6.18: Simulierte Messung bei schräger Einstrahlung mit $\vec{n}_F = (0.5, 0.5, -1.0)$

In der Analyse wird unter der Annahme von geringen Flüssigkeitsdicken von einem konstanten Brechungsindex ausgegangen. Die Auswirkungen dieser Annahme auf das Mes-

sergebnis werden durch Messungen mit Flüssigkeiten bei konstanter Schichtdicke untersucht, die unterschiedliche Brechungsindizes oder eine veränderte Oberflächenspannung aufweisen, Bild 6.19.

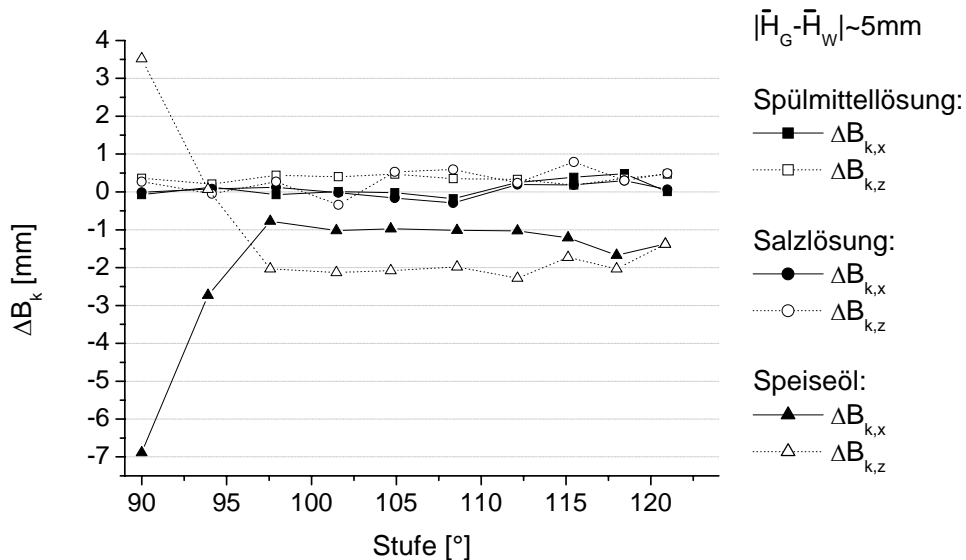


Bild 6.19: Messung mit unterschiedlichen Brechungsindizes bei konstanter Schichtdicke

Das Ergebnis zeigt bei einer Spülmittel- oder Salzlösung nur tendenzielle und nicht signifikante Abweichungen zu den oben beschriebenen Messergebnissen mit normalem Wasser, so dass die Ergebnisse insgesamt innerhalb der geforderten Genauigkeitstoleranzen liegen. Diese Aussage gilt jedoch nicht für das Speiseöl, bei dem ein ungefähr konstanter Messfehler auftritt. Daher muss vor einer klinischen Anwendung des Verfahrens sichergestellt werden, ob die Annahme eines konstanten Brechungsindex aufrecht erhalten werden kann oder ein gemittelter Brechungsindex bessere Ergebnisse liefert. Weitere Störungen ergeben sich durch Substanzen in der Flüssigkeit. In Bild 6.20 sind dem Leitungswasser rote Farbe und Festpartikel aus Holz-, Kunststoff und Aluminiumspänen zugesetzt. Bis zu einem nicht näher bestimmten Sättigungsgrad mit Farbstoff, d. h. solange die Oberfläche sichtbar ist, bleibt die Messung im Toleranzbereich. Bei Zugabe von nicht transparenten Partikeln wird die Messoberfläche jedoch vollständig abgedeckt oder es tritt eine Deformation durch Mehrfachprojektion an nicht vollständig überdeckenden Partikeln im Strahlengang auf, die nicht durch die Zusammenfassung der Messflecken behoben werden kann. Die dadurch hervorgerufenen starken Störungen einzelner Messungen sind bei ungünstiger Lage der Partikel nicht vorhersagbar bzw. können nur unter bestimmten Annahmen durch eine Betrachtung des Konturverlaufs erkannt werden. Eine ähnliche Fehlerquelle stellt die Wellenbewegung der Flüssigkeit dar, auf die einzelne, unregelmäßige Messabweichungen in den vorangegangenen Messungen zurückgeführt werden und die, z. B. bei ruckhaften Bewegungen des Portals, beobachtet werden.

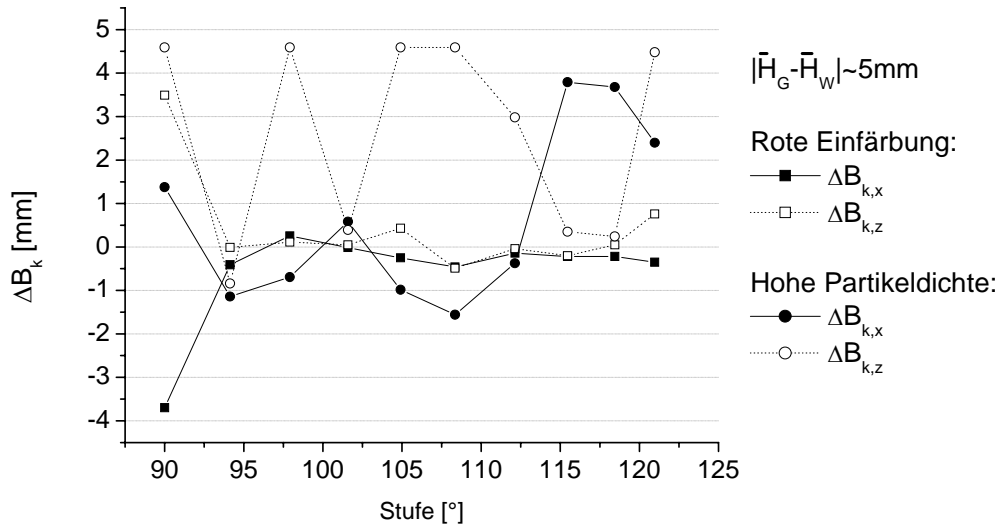


Bild 6.20: Messung mit Störungen bei konstanter Schichtdicke

Für die Korrektur des Brechungseinflusses wird weiterhin angenommen, dass der Lotvektor im Messpunkt auf der Oberfläche des Prüfkörpers senkrecht auf dem Flüssigkeitssegment zwischen den Eintrittspunkten der Laserstrahlen steht. Um die Verträglichkeit dieser Annahme mit den geforderten Messeigenschaften zu überprüfen, wird eine Messung bei schiefer (nicht-paralleler) Ausrichtung der Flüssigkeitsoberfläche zur Messoberfläche durchgeführt. Für die Messung wird die Wanne in einem definierten Winkel schräggestellt, Bild 6.21.

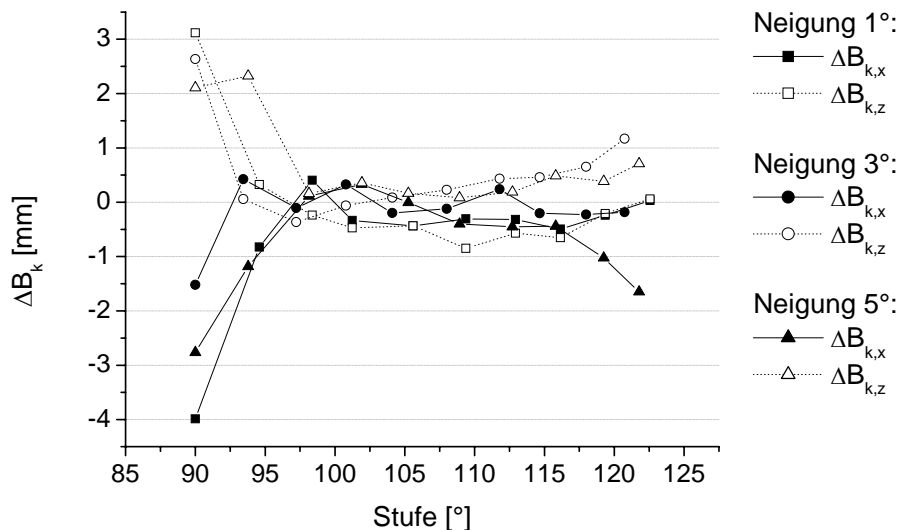


Bild 6.21: Messung mit schiefer Ausrichtung der Flüssigkeitsoberfläche zur Messoberfläche.

Die Einflüsse durch die Annahme von parallelen Oberflächen wird durch den größeren Spiegelabstand beim Versuchsaufbau verstärkt, so dass die hier dargestellten Ergebnisse den ungünstigsten Fall darstellen. Es werden die Markierungen in der oben beschrie-

benen Anordnung verwendet und die Schrittweite mit dem Neigungswinkel umgerechnet. Mit zunehmender Oberflächenneigung nimmt die Messgenauigkeit erwartungsgemäß zu. Gleichzeitig wird der Grenzwinkelbereich für beide Spiegel kleiner, so dass sich eine parabelförmige Abweichung ergibt. Im Vergleich zu den Messungen bei ebenen Oberflächen steigt die Empfindlichkeit der Messungen gegenüber äußeren Störungen stark an, so dass der Lageeinfluss beim Auftreten von gefluteten Oberflächen im klinischen Umfeld besonders berücksichtigt werden muss.

Die folgenden Versuche zeigen, dass die Verwendung von zwei Lasern mit unterschiedlichen Leistungen und in einem typischen "roten" Wellenlängenbereich von Markierlasern mit $\lambda=635-685\text{nm}$ zu keiner Überschreitung der zulässigen Messabweichung führt, Bild 6.22.

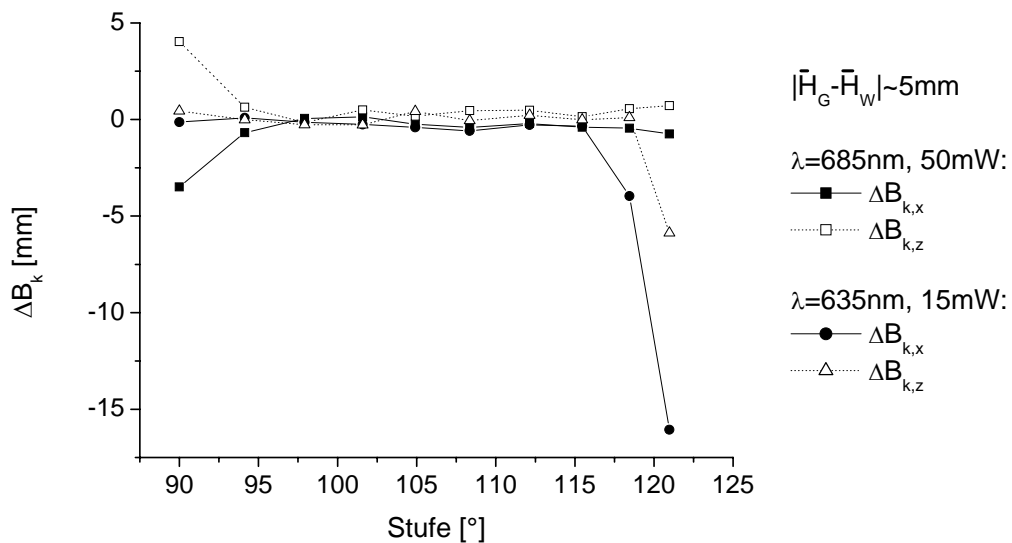


Bild 6.22: Messungen mit unterschiedlichen Lasern

Die Ergebnisse liefern jedoch eine etwas geringere Abweichung für den Laser mit $\lambda=635\text{nm}$. Dieses Ergebnis ist jedoch nicht repräsentativ, da von keiner identischen Fokussierung und Ausrichtung der Laser auf die Umlenkspiegel ausgegangen werden kann.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Korrektur der Brechungseffekte prinzipiell im Rahmen der vorgegebenen Toleranzen möglich ist. Die Empfindlichkeit gegenüber Störungen und die Auswirkungen der Annahmen erfordern jedoch für die klinische Umsetzung einen wesentlich höheren technischen Aufwand im Hinblick auf die Präzision der Bauteile und die optischen Komponenten der Strahlführung und -formung. Erst dann ist auf Basis der vorangegangenen Ergebnisse eine ausreichende Zuverlässigkeit für den klinischen Einsatz erreichbar.

6.4 Risikomanagement

Die Ergebnisse zeigen, dass mit dem fehlenden Messsignal und der Deformation des Messflecks die zwei überwiegenden Fehlerzustände beschrieben werden können. Ein

fehlendes Messsignal ergibt sich unmittelbar aus der Auswertung. Mit w_{Risiko} in Gleichung 5.9 wird zusätzlich ein Kennwert eingeführt, der die Einflüsse auf die Messgenauigkeit durch die Deformation des Messflecks beschreibt, die sich aus den unterschiedlichen Ergebnissen der Bezugspunktbestimmung mit dem Kontur- oder Intensitätsverfahren ergibt. Zur Untersuchung werden zwei Messungen mit unterschiedlichem Offset in z_S -Richtung jeweils mit und ohne Störungen durchgeführt, Bild 6.23. Als Prüfkörper wird eine ebene Aluminiumplatte verwendet. Die Störung wird dadurch verursacht, dass bei der Annäherung des Messflecks durch S2 ein Stück gewelltes Schleifpapier über den Messpunkt geschoben wird. Die Parameter werden so eingestellt, dass $\bar{w}_{Risiko} = 1$ gilt. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wird nur $\Delta B_{k,z}$ dargestellt.

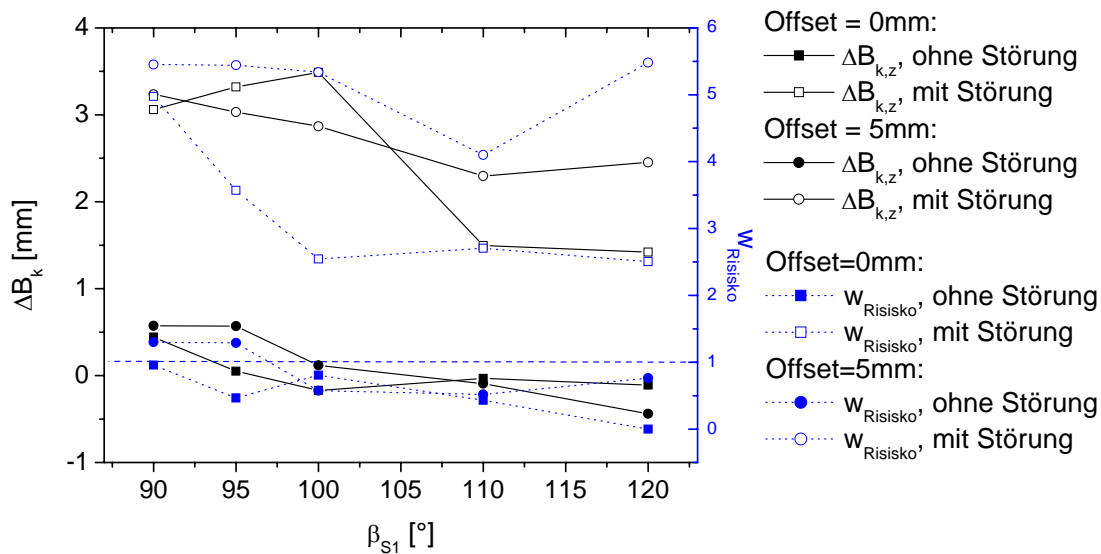


Bild 6.23: Bestimmung von Fehlmessungen mit w_{Risiko} und $\bar{w}_{Risiko} = 1$

Die Ergebnisse zeigen, dass Messfehler mit und ohne Störungen durch das Überschreiten des Grenzwertes \bar{w}_{Risiko} qualitativ erkannt werden. Allerdings treten bei weiteren Messungen im Grenzbereich Schwankungen auf, die die Einführung eines Toleranzbereichs um \bar{w}_{Risiko} notwendig machen und zu einer höheren Ausschussrate der Messungen führen.

Es sei an dieser Stelle kritisch angemerkt, dass die hier ermittelten Abweichungen und deren qualitative Bewertung unter Laborbedingungen gemessen wurden. Sie lassen sich nicht unbedingt auf das klinische Anwendungsumfeld übertragen, da das Risiko letztendlich nicht durch die Abweichung sondern vor allem durch die Wirkung auf den Menschen beschrieben wird, z. B. könnte ein Chirurg die intuitive Entscheidung treffen, dass in einem bestimmten Fall auch größere Messabweichungen zulässig sind. Als zusätzliche Einflüsse treten die Unterschiede der Effektorwirkung bei einer Messabweichung, die individuelle Risikobewertung des Chirurgen und die Unterschiede zwischen dem physikalischen Modell und der realen Operativen Umgebung auf, die jedoch in dieser Arbeit nicht untersucht werden.

7 Realisierung des Funktionsmusters

7.1 Aufbau des Gesamtsystems

Mit dem Funktionsmuster wird die funktionelle Integrierbarkeit der 3D-Messeinrichtung für die chirurgische Anwendung in der MIC vor Beginn einer klinischen Untersuchung prinzipiell nachgewiesen. In Bild 7.1 ist das vollständig zusammengesetzte Funktionsmuster in der Übersicht zusammen mit den peripheren Komponenten dargestellt. Der Roboter wird hier nur konzeptionell betrachtet, da, wie bereits in Kapitel 2 beschrieben wurde, die Robotersysteme und die Programme für die Bahnberechnung zum Stand der Technik gezählt werden.

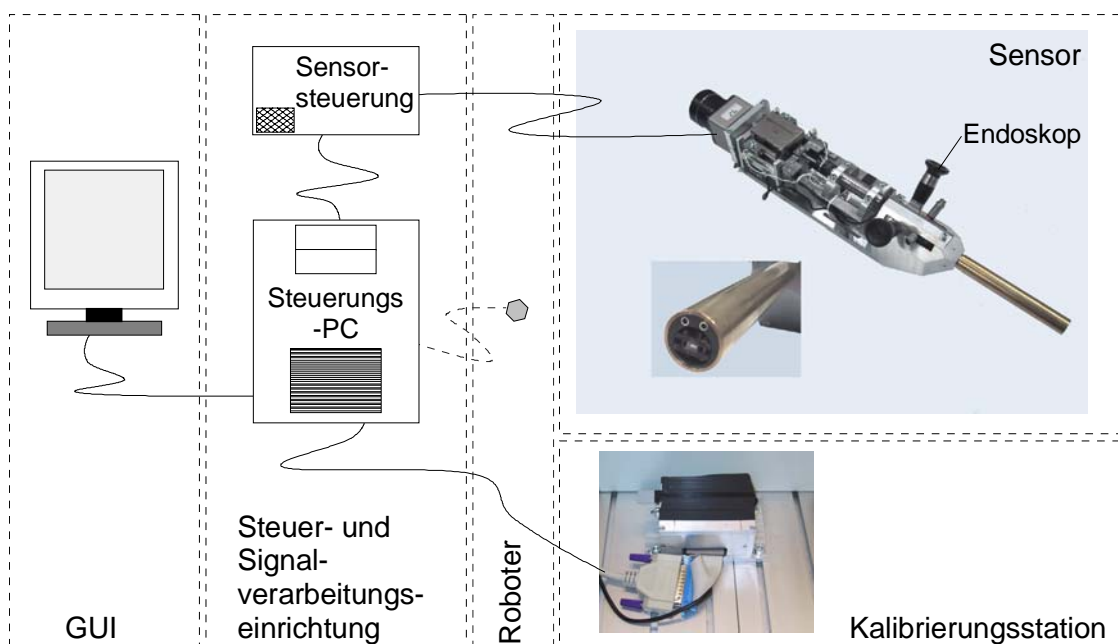


Bild 7.1: Aufbau des Funktionsmusters

Im Mittelpunkt steht die Betrachtung der 3D-Messeinrichtung, die aus dem Sensor und der Steuer- und Signalverarbeitungseinrichtung aufgebaut wird. Die Aufgabe der 3D-Messeinrichtung besteht in der Vermessung der Vektoren \vec{B}_k von der Gewebeoberfläche in der sichtbaren Videobildebene oder einem ausgewählten ROI. Die Schnittstelle zum Funktionsmuster bildet auf der einen Seite die Kalibrierungsstation, die gemäß dem Konzept aus Kapitel 5 in den funktionellen Ablauf zur Vorbereitung des Einsatzes im Operationssaal einbezogen wird. Auf der anderen Seite wird die Graphische Benutzerschnittstelle (GUI) betrachtet, mit der die Einbindung der 3D-Messeinrichtung an die Abläufe während der MIC dargestellt wird.

Im Anhang A sind zur Vervollständigung der Systembeschreibung alle beim Instrumentenaufbau verwendeten Standardkomponenten und deren Herkunft aufgelistet.

7.2 Aufbau des Sensors

7.2.1 Optischer und mechanischer Aufbau

Für das in Kapitel 5.4 beschriebene Lösungskonzept sind die Schwenkvorrichtung und die Endoskopoptiken an der Sensorspitze des Funktionsmusters im montierten und demontierten Zustand in Bild 7.2 dargestellt.

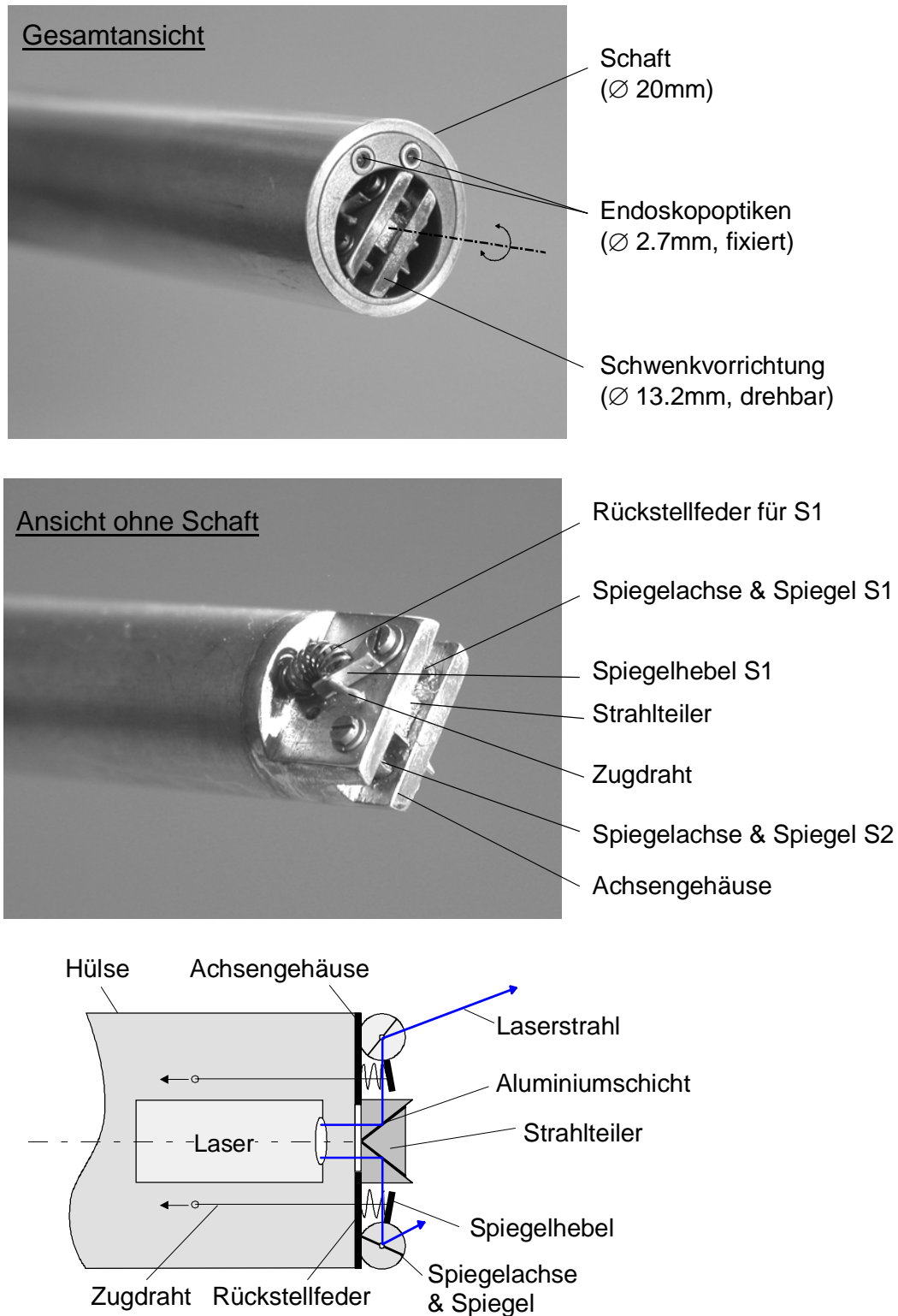


Bild 7.2: Aufbau des Schwenkmechanismus an der Instrumentenspitze

Beim späteren chirurgischen Instrument ist eine Kuppel zum vollständigen Verschließen des Schafts zum Schutz vor den Umgebungsbedingungen und während der Sterilisation vorgesehen. Der Schaft bildet die glatte Außenhülle des Instruments, in dem die Führungshülsen mit den Bohrungen für die Endoskopoptiken und für die Schwenkvorrichtung eingelassen sind. Die Endoskopoptiken bleiben während des Messvorgangs relativ zum Spiegelkoordinatensystem S fixiert. Die zweite Optik soll für weiterführende Experimente genutzt werden und wird hier nicht weiter berücksichtigt. Die Schwenkvorrichtung ist für die Korrektur der Brechungseffekte in der Führungshülse um die z-Achse drehbar und entlang der z-Achse verschiebbar gelagert. Sie besteht aus einer weiteren zylindrischen Hülse, deren Spitze durch das (Spiegel-)Achsengehäuse abgeschlossen wird. Im Schaftrohr der Schwenkvorrichtung ist ein Laser fixiert, dessen Strahlrichtung mit der z-Achse übereinstimmt. Der Laser beleuchtet einen Strahlteiler aus drei zusammengefügt Prismen, der den geteilten Laserstrahl im Winkel von 90° auf die beiden Spiegel S1 und S2 umlenkt. Die Spiegel und die Spiegelachsen bestehen aus einer einzigen Welle, in deren Mitte eine Fase als Spiegeloberfläche mit einer Größe von $2 \times 2 \text{ mm}^2$ ausgefräst ist. Die Spiegeloberfläche ist mit einer Goldschicht besputtert, um die gewünschten Reflexionseigenschaften zu erhalten. Der Strahlteiler und die Bohrungen für die Spiegelachsen sind im Achsengehäuse präzise ausgerichtet, um eine exakte Beleuchtung der Spiegeldrehachsen durch den Laser zu gewährleisten. An den Wellenenden ist jeweils ein Hebel für die Einstellung der Spiegelwinkel β_S befestigt, der über einen Drahtzug mit dem Antrieb verbunden ist. Die Spiegelhebel werden jeweils durch eine Feder zurückgehalten, so dass der Drahtzug während der Messung ständig vorgespannt bleibt. Die Vorspannung erhöht wesentlich die erreichbare Genauigkeit und verhindert weitgehend Trägheitseffekte bei dynamischer Spiegelverstellung. Bei einer späteren Integration in ein existierendes Robotersystem, z. B. einem Hexapod, wird das Instrument für die Realisierung des z_S -Versatzes auf eine Linearachse "L" gesetzt und das Endoskop mit der relativ zur Bewegung der Linearachse fixierten oberen Plattform des Hexapods fest verbunden, Bild 7.3. Für die nachfolgenden Untersuchungen wird jedoch der Aufbau wie aus der Evaluierung in Kapitel 6 verwendet.

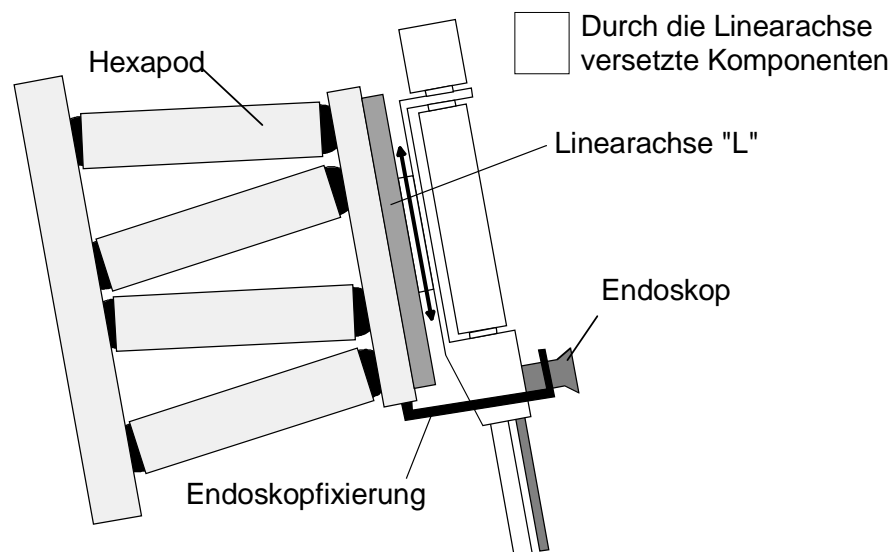


Bild 7.3: Integration des Sensors mit einem Hexapod

7.2.2 Spiegelantrieb

Die Komponenten für den Spiegelantrieb und die Steuerung sind gemäß dem Konzept aus Kapitel 5 extern, d. h. außerhalb des Schafts, angebracht. Der Drahtzug vom Spiegelhebel an der Instrumentenspitze ist mit einem Schlitten auf dem Trägerrahmen verbunden, der auf Linearachsen spielfrei geführt wird, Bild 7.4.

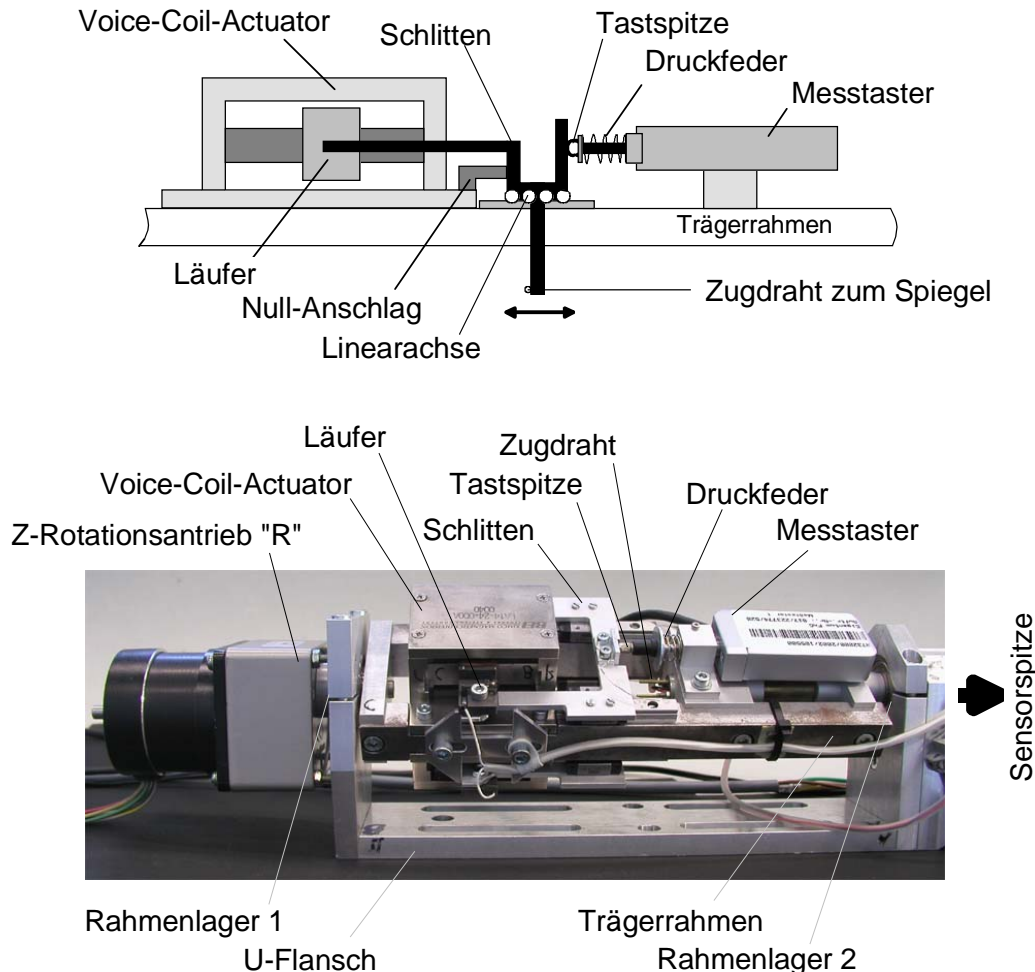


Bild 7.4: Realisierung des Schwenk- und Rotationsantriebs

Der Schlitten ist über eine starre Verbindung mit dem Läufer eines Voice-Coil Aktuators verbunden, der eine hochdynamische, stufenlose Spiegeleinstellung mit vergleichsweise hohen Stellkräften ermöglicht. Eine Feder presst die Tastspitze des digitalen Messtasters gegen den Schlitten, der den Drahtzug in entgegengesetzter Krafrichtung zur Rückstellfeder spannt. Die Federkonstante an der Tastspitze ist wesentlich größer als die Konstante der Rückstellfeder, so dass der Schlitten im Ruhezustand gegen einen Null-Anschlag fährt. Dieser Anschlag wird während der Kalibrierung als Referenzposition verwendet. Bei der Realisierung des Schwenk- und Rotationsantriebs sind für die Spiegelsteuerung zwei Antriebe auf gegenüberliegenden Seiten des Trägerrahmens spiegelsymmetrisch angebracht, Bild 7.4. Durch den nicht-linearen Hebelweg zur Verstellung der Spiegel wurde bei diesem Aufbau kein linearer Zusammenhang zwischen der geregelten Position des Voice-Coil-Actuators und der Spiegelstellung erwartet. Daher wurden beim Kalibrierungsverfahren die Schwenkwinkel β_{S1} und β_{S2} jeweils vor dem Einsatz mit ausreichender Auflösung vermessen und interpoliert. Das Ergebnis weist insgesamt jedoch eine geringe

Linearitätsabweichung der Kalibrierungskurven auf, Bild 7.5.

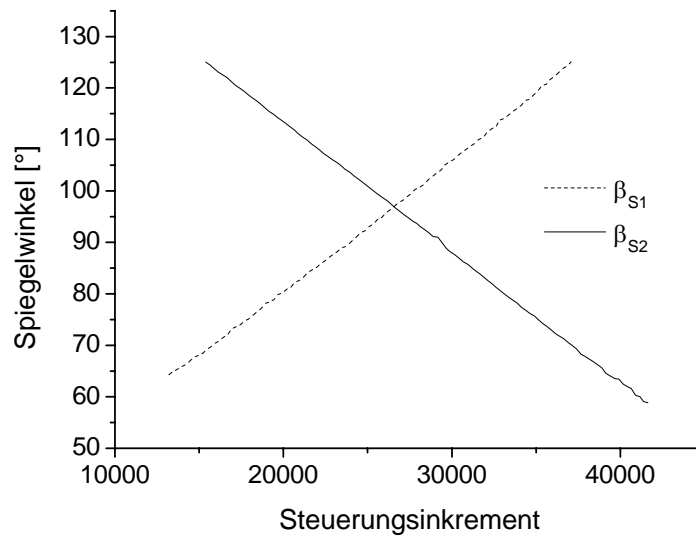


Bild 7.5: Kalibrierungskurve der Spiegel

Der Trägerrahmen ist in einem U-Flansch drehbar um die z-Achse des Spiegelkoordinatensystems gelagert. Ein Schrittmotor "R" führt die erforderliche z-Rotationsbewegung für die räumliche Vermessung und die Korrektur der Brechungseffekte durch. Damit sind alle erforderlichen Rotations- und Schwenkbewegungen für die räumliche Vermessung der Oberflächen vor der Instrumentenspitze möglich.

7.3 Steuer- und Signalverarbeitungseinrichtung

7.3.1 Gesamtaufbau der Steuer- und Signalverarbeitungseinrichtung

Der Aufbau der Steuer- und Signalverarbeitungseinrichtung (SSV) mit dem Steuerungs-PC und der Sensorsteuerung ist in Bild 7.6 schematisch dargestellt. In Abhängigkeit von der chirurgischen Aufgabenstellung ergeben sich zwei Abläufe der SSV an der Schnittstelle zur GUI:

- Die Vektoren \vec{B}_k werden für die kontinuierliche räumliche Videobilddarstellung in der GUI verwendet. In diesem Fall liefert die SSV zu jedem Pixel $P_{B,k}$ des Videobildes automatisch den zugehörigen Vektor als Wertepaar $w_{B,k}(\vec{B}_k, P_{B,k})$.
- Der Anwender beschreibt mit Hilfe der GUI die operative Maßnahme durch eine Markierung der Pixel $P_{Eingabe,k}$ in der Videodarstellung der Operativen Umgebung, z. B. die Beschreibung der Bahnkurve. In diesem Fall liefert die SSV die Vektoren \vec{B}_k zu den markierten Pixeln als Wertepaar $w_{B,k}$.

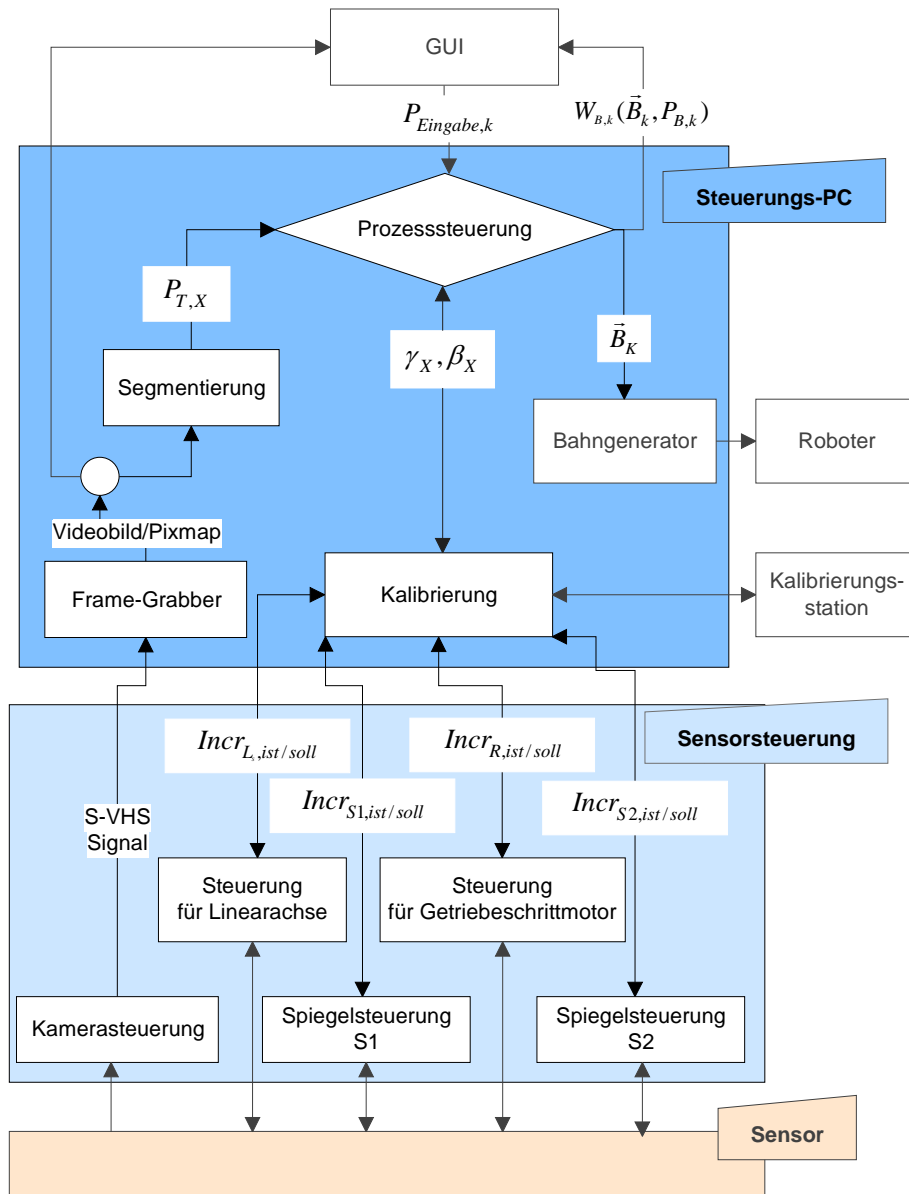


Bild 7.6: Gesamtaufbau der Steuer- und Signalverarbeitungseinrichtung

Die gesuchten Wertepaare $w_{B,k}$ werden von der Prozesssteuerung entweder an die GUI oder als Vektoren \vec{B}_k an den Bahngenerator weitergeleitet, der während des angenommenen Robotereinsatzes die Daten für die Robotersteuerung aufbereitet. Dazu wird der gesamte Messvorgang über die Prozesssteuerung koordiniert. Sie besitzt daher über das Kalibrierungsmodul einen indirekten Zugriff auf

- die Steuerung für die Linearachse,
- die Schrittmotorsteuerung für den z-Rotationsantrieb und
- die Spiegelsteuerung für S1 und S2.

Mit Hilfe des Kalibrierungsmoduls werden die Steuerungsinkremente in Winkelangaben relativ zum Spiegelkoordinatensystem "S" oder relativ zum Bezugskordinatensystem des Roboterflanschs "F" umgewandelt. Das Kalibrierungsmodul wird extern durch die Ka-

librierungsstation konfiguriert, die später in diesem Kapitel beschrieben wird. Die noch fehlenden Bildverarbeitungsdaten werden von der Kamerasteuerung mit dem Videoadapter über den Frame-Grabber und das Segmentierungsmodul an die Prozesssteuerung weitergeleitet. Der Frame-Grabber liefert das Endoskopbild gleichzeitig an die GUI, so dass dem Chirurgen die erforderlichen qualitativen Informationen bereitgestellt werden können.

7.3.2 Spiegelsteuerung

Innerhalb der Prozesssteuerung des Gesamtsystems ist für die exakte und dynamische Spiegelpositionierung noch ein weiterer Regelkreis erforderlich, der zweifach für S1 und S2 vorhanden und mit den Antrieben und dem Messtaster auf dem Rahmen elektrisch verbunden ist, Bild 7.7.

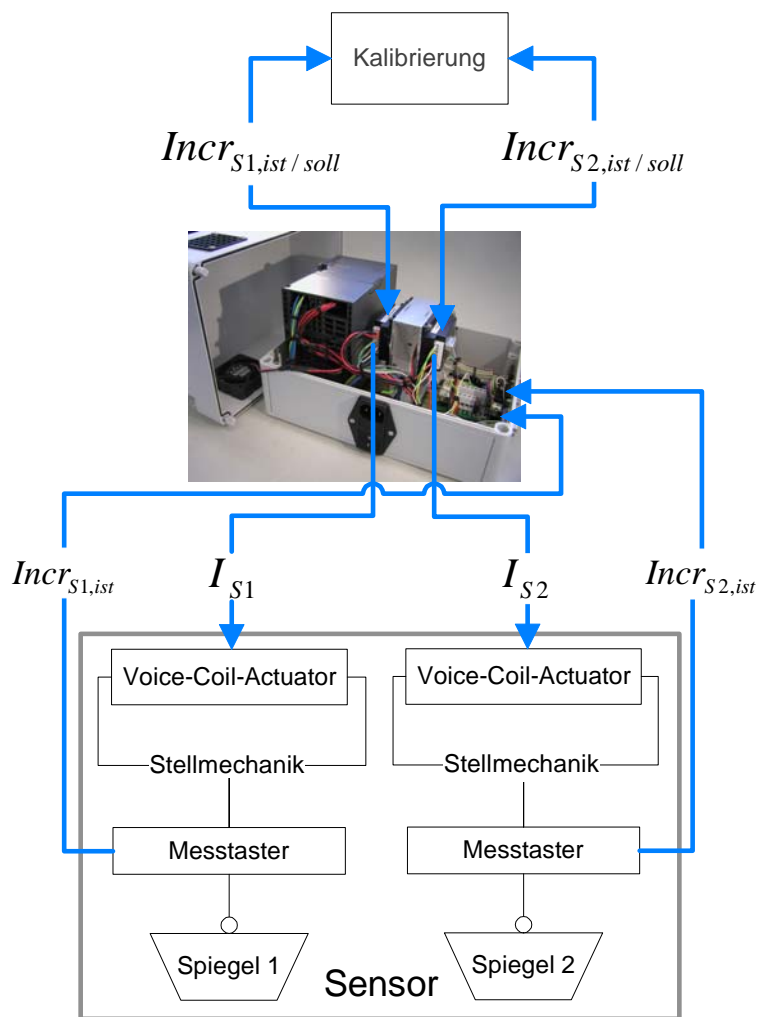


Bild 7.7: Aufbau der Spiegelsteuerung

Die Referenzposition wird nach der Kalibrierung mit dem Null-Inkrement absolut belegt. Die relative Bewegung der Voice-Coil-Actuatoren bzw. der Spiegel von dieser Null-Position wird durch den Messtaster aufgenommen, zu einem TTL-Signal umgeformt und von einem Zähler in der Spiegelsteuerung in die inkrementale Positionsangabe umgewandelt. Aus der Differenz $Incr_{S1/S2, soll} - Incr_{S1/S2, ist}$ berechnet der Regler den Stellstrom $I_{S1/S2}$

für die Voice-Coil-Actuatoren. Die Regelungsparameter werden an die mechanischen Stelleigenschaften, z. B. Reibung, der Spiegelverstellung angepasst. Die Vorspannung zwischen Antrieb und Spiegel erfordert eine permanente Regelung der Soll-Position. Da während der Regelung vergleichsweise geringe Kräfte auftreten, wird durch die Wahl niedriger Spitzenströme und Stromintervalle eine Überhitzung und die Gefahr der Rückkopplung bei der Nachregelung vermieden.

Die Dimensionierung der Regelung und des Messtasters zum Erreichen der geforderten Genauigkeit wird beim ausgewählten Triangulationsverfahren in grober Näherung vom Spiegelabstand, dem Schwenkwinkelbereich von $\beta_{S1/2}$ und dem Messabstand beeinflusst. Die Fehlerwirkung wird zentral durch die Abweichung $\Delta\beta_{S1/2}$ des Stellwinkels $\beta_{S1/2}$ beschrieben. In Bild 7.8 - Bild 7.10 sind diese Abhängigkeiten unter den Messvoraussetzungen nach Kapitel 5.3 mit $|\vec{H}_G - \vec{H}_F| = 2\text{mm}$ dargestellt. Der z_S -Versatz bleibt hier unberücksichtigt, da durch eine Messung bei verschiedenen Abständen aufgrund der Aussagen aus Kapitel 6 keine unterschiedlichen Ergebnisse erwartet werden. Wird als angestrebte Genauigkeit mit einem Sicherheitsfaktor $\Delta B_{k, max} < 0.1\text{mm}$ in diese Darstellung eingetragen, so ergeben sich exemplarisch für das Funktionsmuster die technischen Dimensionierungsparameter für die Auslegung der Messeinrichtung, Tabelle 7.1.

Abhängigkeit	Beschreibung	Bild
$\Delta B_k = f(\text{Spiegelabstand})$	<p>Die Genauigkeit nimmt mit zunehmendem Spiegelabstand D_S zu. Diese Eigenschaft führt zu einem ungünstigen, umgekehrt proportionalen Verhältnis der für die MIC angestrebten Miniaturisierung des Scanners und der Messgenauigkeit. Im angestrebten Fall eines Durchmessers von $D_S = 3\text{mm}$ ist eine Winkelgenauigkeit von $\Delta\beta_{S1/2} < 0.006^\circ$ für $\Delta B_{k, max} < 0.1\text{mm}$ erforderlich, während im Bereich von $D_S = 6.5\text{mm}$ eine Winkelgenauigkeit von $\Delta\beta_{S1/2} < 0.01^\circ$ ausreicht.</p>	Bild 7.8
$\Delta B_k = f(\text{Schwenkwinkel})$	<p>Bei einer Abweichung des Stellwinkels für den Markierungsstrahl $\beta_{S1/2}$ um $\Delta\beta_{S1/2}$ nimmt der absolute Messfehler ΔB_k, d. h. die Vektorlänge zwischen dem gemessenen Laserfleck und der exakten Position, zu den Rändern hin zu. Der Schwenkwinkelbereich wird für diese Berechnung an einem typischen Endoskopöffnungswinkel von ca. 70° angepasst. Zum Erreichen der geforderten Genauigkeit von $\Delta B_{k, max} < 0.1\text{mm}$ ist daher eine Genauigkeit der Winkeleinstellung von $\Delta\beta_{S1/2} < 0.01^\circ$ notwendig.</p>	Bild 7.9
$\Delta B_k = f(\text{Messabstand})$	<p>Der absolute Messfehler nimmt bei konstanter Abweichung der gemessenen Winkelstellung um $\Delta\beta_{S1/2}$ mit dem Messabstand zu. Die größten Fehler entstehen unter den gegebenen Voraussetzungen bei einer schrägen Einstrahlung von ca. $\beta_{S1} \sim 55^\circ$ und dem daraus resultierenden Winkel β_{S2} oder einer gespiegelten Anordnung. Die Entfernungsabhängigkeit erfordert zum Erreichen der geforderten Genauigkeit von $\Delta B_{k, max} < 0.1\text{mm}$ im Bereich 5-30mm eine Winkelgenauigkeit von $\Delta\beta < 0.001^\circ$.</p>	Bild 7.10:

Tabelle 7.1: Dimensionierung der Steuerungskomponenten des Funktionsmusters

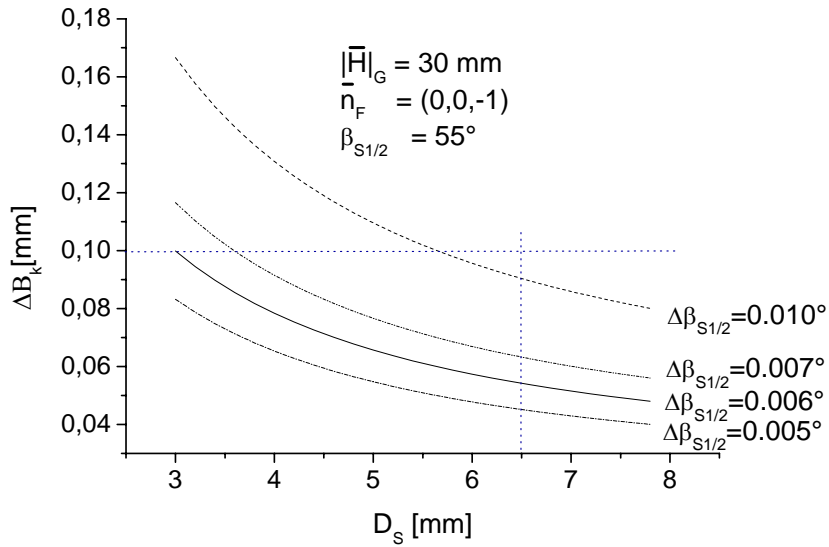


Bild 7.8: Abhängigkeit der Genauigkeit vom Spiegelabstand

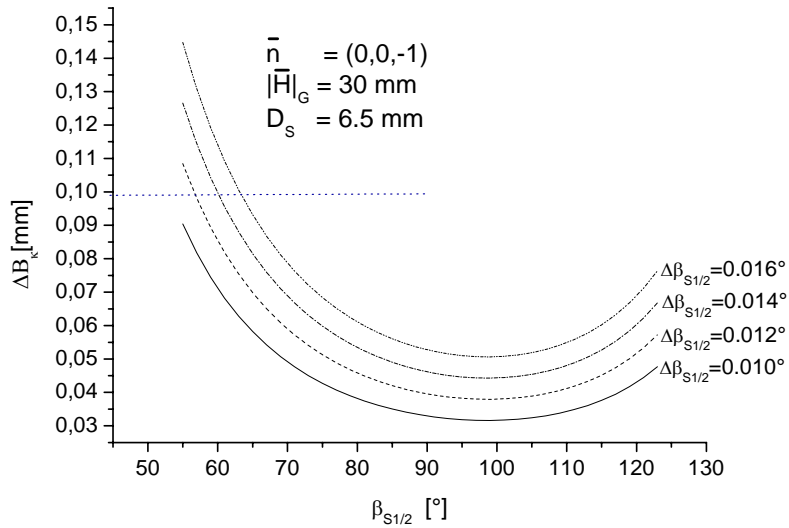


Bild 7.9: Abhängigkeit der Genauigkeit vom Schwenkwinkel

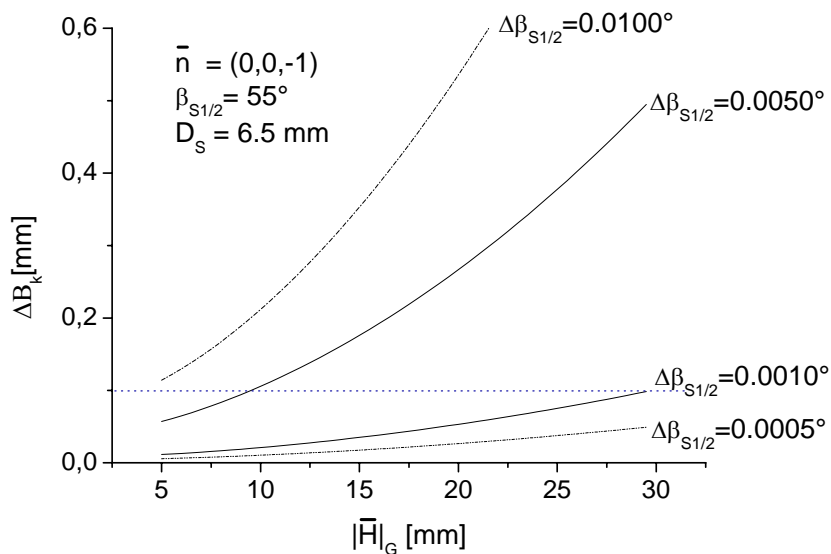


Bild 7.10: Abhängigkeit der Genauigkeit vom Messabstand

Die maximale Auflösung wird teilweise durch die erreichbare Genauigkeit vorgegeben. Es muss jedoch als Mindestforderung sichergestellt werden, dass im ungünstigsten Fall des größten Messabstands und der größten Spiegelauslenkung die theoretisch erforderliche Schrittweite $\Delta\beta_{S1/2}$ kleiner als die Genauigkeitsanforderung bleibt. Der Zusammenhang wird auf Basis des oben beschriebenen Referenzmodells in Bild 7.11 dargestellt.

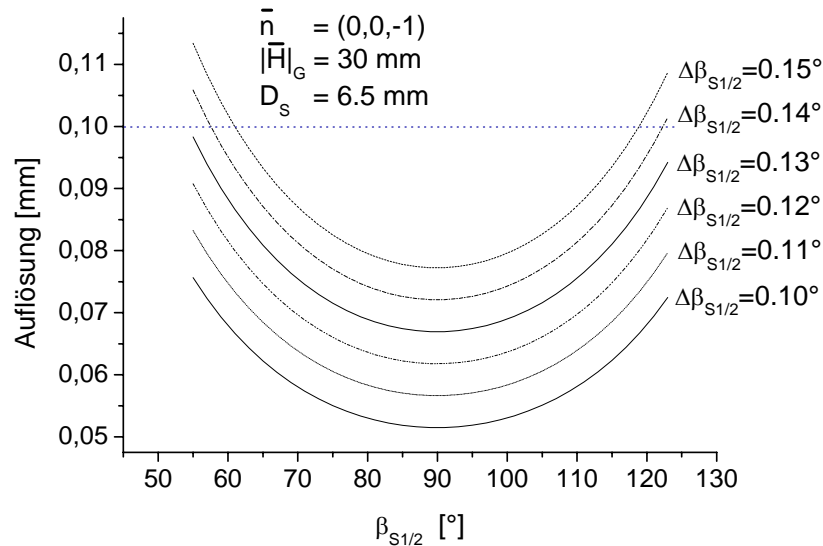


Bild 7.11: Auflösung bei maximalem Abstand und über den gesamten Schwenkbereich

Die Auflösung verläuft angenähert parabolisch über den Schwenkbereich. Daher bilden die Randwerte den Richtwert für eine Auslegung der Spiegelsteuerung und des Spiegelantriebs, d. h. um eine Auflösung von weniger als 0.1mm zu erreichen ist eine Auflösung von $\Delta\beta_{S1/2} < 0.13^\circ$ erforderlich. Da der Wert unter den Anforderungen für die Genauigkeit liegt, wird auf die Auflösung hier nicht weiter eingegangen.

Mit einem durch die Konstruktion vorgegebenen Spiegelabstand von $D_S = 6.43\text{mm}$ wird die Genauigkeit von $\Delta B_{k,max} < 0.1\text{mm}$ bei einer Winkelauflösung von $\Delta\beta_{S1/2} < 0.13^\circ$ und einer Genauigkeit von $\Delta\beta < 0.001^\circ$ für den Messbereich $|\vec{H}_G| = 5\text{-}30\text{mm}$ bei ausreichender Auflösung erreicht. Bei diesem Aufbau wird die Stellbewegung des Antriebs im Verhältnis 1:1 auf den Zugdraht und damit auf die Spiegel mit einem Hebelarm von 3.5mm übertragen. Bei einer Auflösung des Messtasters von $0.5 \mu\text{m}/\text{Inkrement}$ wird durch den vorhandenen Aufbau eine theoretische Winkelgenauigkeit bzw. Auflösung von ca. $\Delta\beta_{S1/2} = 0.00143^\circ$ erreicht, wenn die Krümmung des Zugdrahtes an der Endoskopspitze vernachlässigt wird. Sie ist damit um den Faktor 10 größer als der geforderte Wert und damit auch bei den beobachteten Regelabweichungen von 5-10 Inkrementen ausreichend genau. Die Nicht-Linearitäten durch die Drahtführung und die Rotation der Spiegelhebel wird durch die Kalibrierung ausgeglichen. In der Praxis wird die Genauigkeit bei dieser Konstruktion zusätzlich durch die Haftreibungseigenschaften der Spiegelmechanik und die Dehnungseigenschaften des Drahtes beeinflusst, so daß die reale Messgenauigkeit daher nur experimentell nachgewiesen werden kann.

7.3.3 Prozesssteuerung

Die Prozesssteuerung koordiniert die Bewegung der z-Rotation, des z-Versatzes und der Spiegelbewegung, so dass auf dem Detektor eine Überlappung erzeugt wird. Aus den Ist-Werten für die Pixelkoordinaten $P_{B,k}$ zusammen mit den Winkeln $\gamma_{S1}, \beta_{S1}, \gamma_{S2}, \beta_{S2}, \gamma_{\bar{S}1}, \beta_{\bar{S}1}, \gamma_{\bar{S}2}, \beta_{\bar{S}2}$, abgekürzt γ_X, β_X , werden von der Prozesssteuerung die gesuchten Wertepaare W_k mit den Formeln aus Kapitel 5 berechnet und weitergeleitet. In Abhängigkeit von der Messaufgabe werden das Einzelpunkt- und Korrelationsverfahren verwendet, die sich in der Vorgehensweise bei der Berechnung der Überlappung unterscheiden.

Einzelpunktverfahren: Im Fall der Vorgabe von $P_{B,k}$ aus dem Endoskopbild der GUI, z. B. der Stelle eines Bohrlochs oder einer Schnittlinie, wird wegen der erforderlichen Präzision bei der Bahngenerierung das Einzelpunktverfahren angewendet. Anschließend wird für die Bestimmung der Winkel die Position der Laserflecken durch die z-Rotation der Schwenkvorrichtung und das Schwenken der Spiegel S1 und S2 auf beiden Niveaus des z_S -Versatzes so eingestellt, dass nach der Segmentierung im Endoskopbild die Pixelpositionen von $P_{B,k}$ und $P_{T,X}$ auf dem Detektor übereinstimmen. Der Nachteil dieses Verfahrens sind die wesentlich längeren Messzeiten, da jede Stelle $P_{B,k}$ mit den Spiegeln approximiert werden muss. In Bild 7.12 ist das Regelungsschema für einen beliebigen Spiegel (Kennzeichnung durch "X") auf einem beliebigen Niveau aufgeführt. Wird das Einzelpunktverfahren für jeden Spiegel und beide Spiegel niveaus durchgeführt, können mit dem Verfahren aus Kapitel 5 die gesuchten $W_{B,k}$ berechnet werden.

Korrelationsverfahren: Für die Grobpositionierung oder die Visualisierung eines dreidimensionalen, entzerrten Endoskopbildes in der GUI wird nach einem vorgegebenen Muster eine Flächenmessung der $W_{B,k}$ durchgeführt. Bei vorgegebenen Schrittweiten $\Delta\gamma_{X,max}$ und $\Delta\beta_{X,max}$ wird ein radiales Muster von der Messoberfläche abgetastet und die Messergebnisse als L -Linien mit J -Spalten einer Schwenkebene in $W_{X,l,j}(\gamma_{X,l,j}, \beta_{X,l,j}, P_{T,X,l,j})$ für jeden Spiegel auf beiden Niveaus, d. h. für S1, S2, $\bar{S}1, \bar{S}2$ abgespeichert. Nach der Zusammenfassung zu Bezugspunkten und einem Interpolationsvorgang werden die gesuchten $W_{B,k}$ berechnet. Die Vorgehensweise ist im Detail in Bild 7.13 dargestellt.

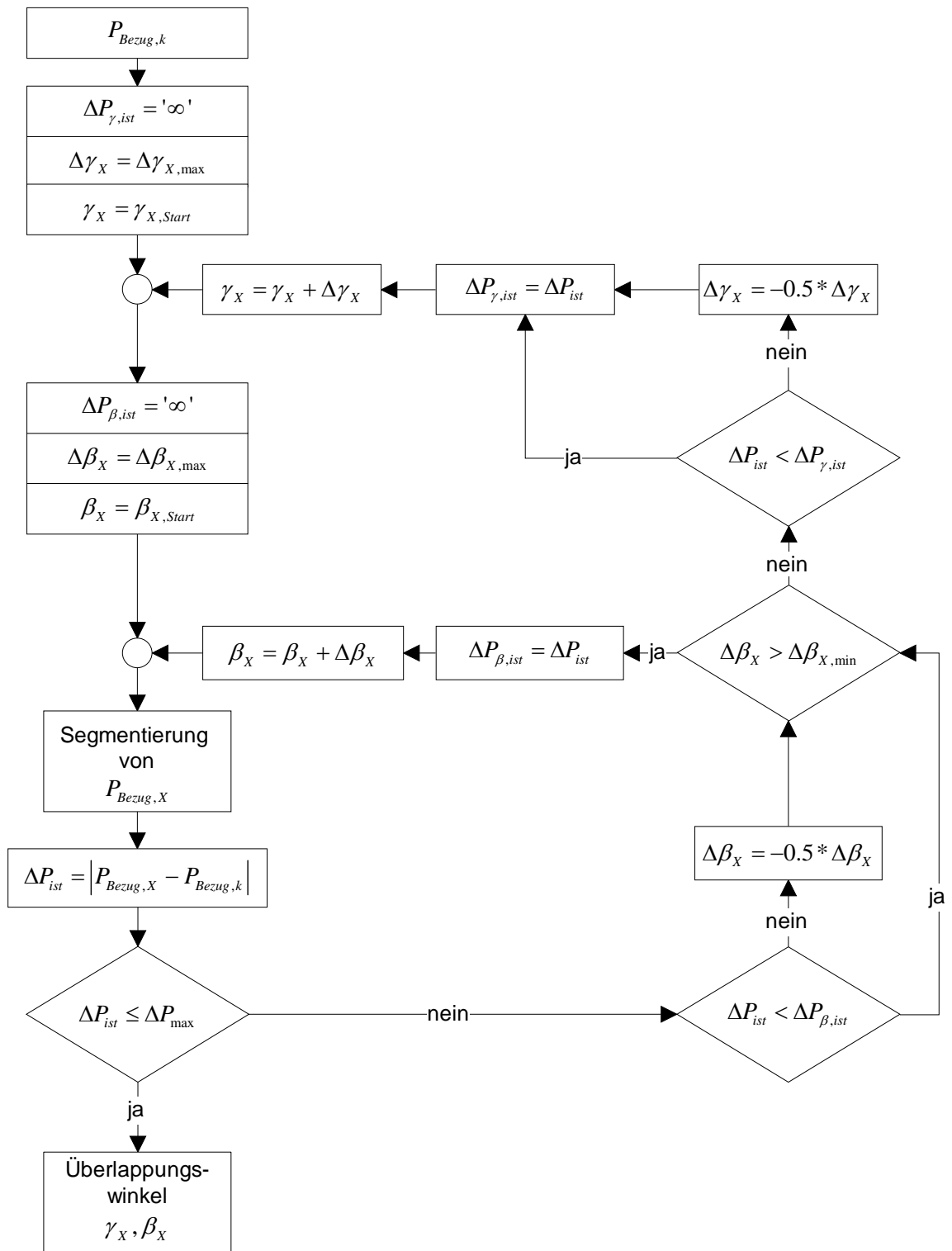


Bild 7.12: Ablauf des Einzelpunktverfahrens

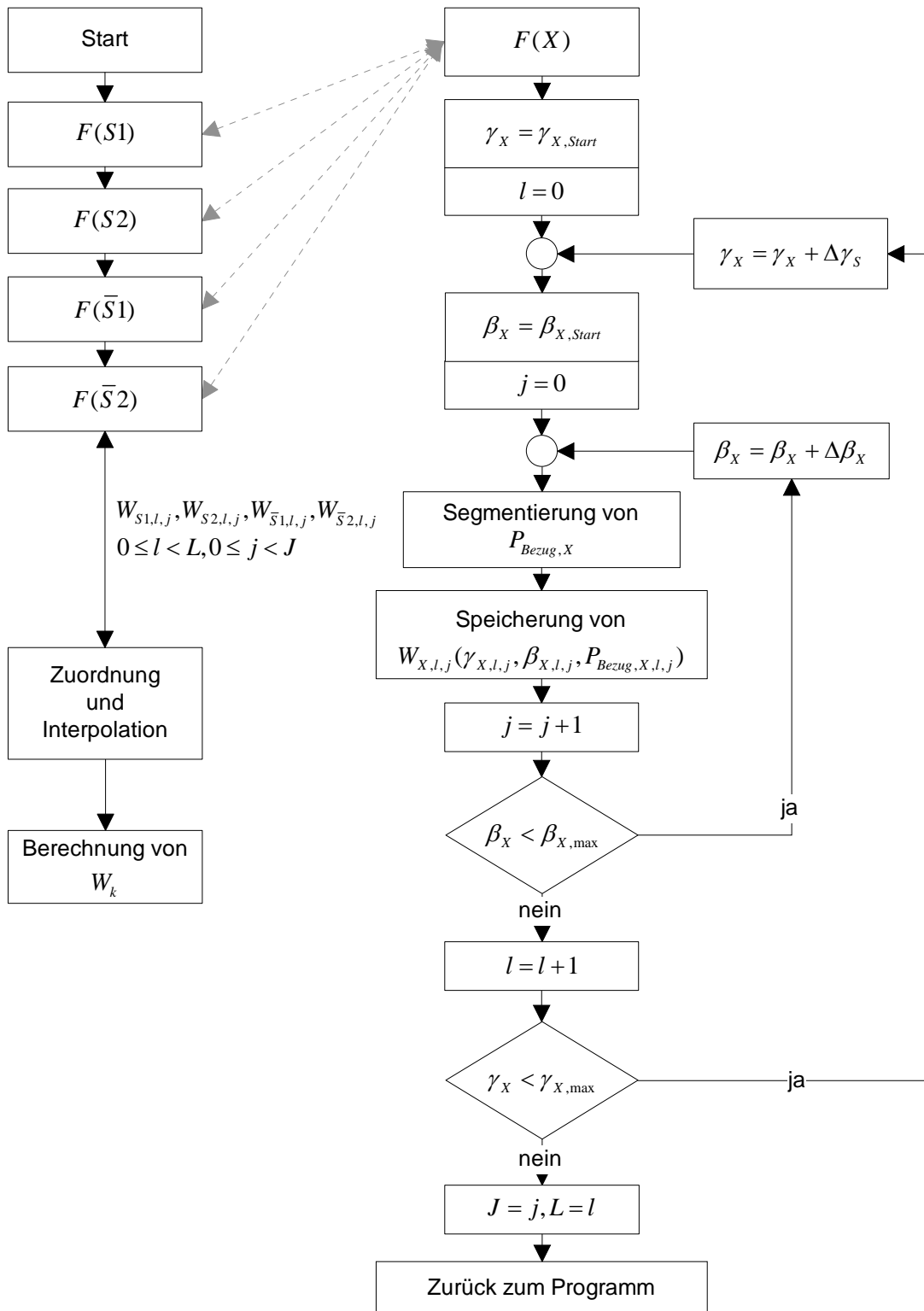


Bild 7.13: Ablauf des Korrelationsverfahrens

Bei diesem Verfahren entsteht im Zentrum eine wesentlich höhere Dichte an Messpunkten, die durch eine Anpassung der Schrittweiten kontrolliert werden kann. Der Schwenkbereich wird so gewählt, dass er über den Öffnungswinkel des Endoskops bzw. dem sichtbaren Bereich hinausreicht. Dadurch wird die Erfassung der gesamten Bildebene si-

chergestellt und Messlücken am Rand vermieden. Der Vorteil im Vergleich zum Einzelpunktverfahren ist die höhere Messgeschwindigkeit bei einer großen Zahl von Messpunkten. Der Nachteil dieses Verfahrens liegt in der reduzierten Genauigkeit durch die Interpolation nicht exakt überlappender Punkte, die durch eine hohe Dichte von Messpunkten ausgeglichen werden muss. Das ausgewählte Verfahren verwendet die Messpunkte $w_{S1,l,j}$ in der Endoskopbildebene als Referenzmarkierungen und berechnet im ersten Schritt aus den Messpunkten $w_{S2,l,j}$, $w_{S1,l,j}$, $w_{S2,l,j}$ die zugehörigen Winkel, Bild 7.14.

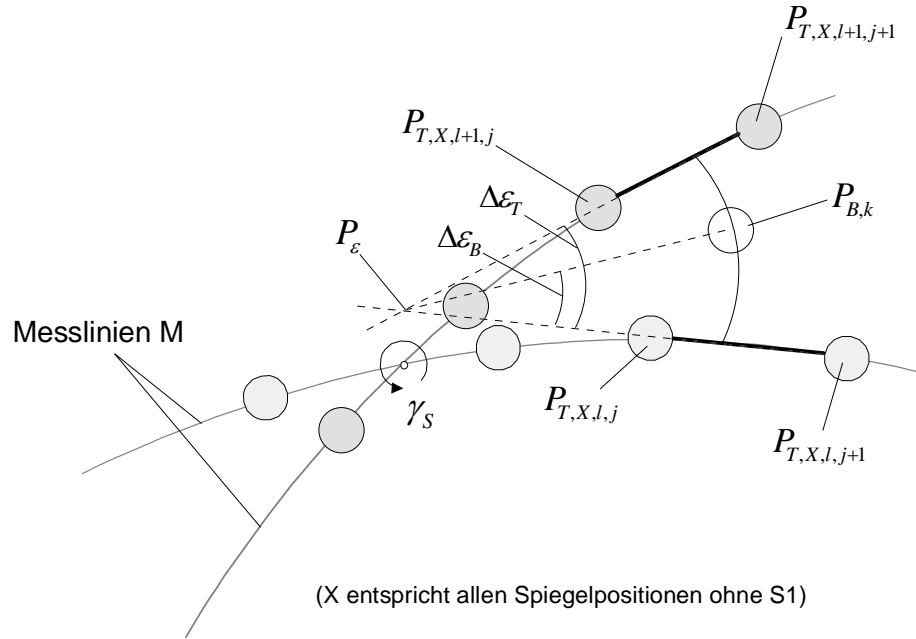


Bild 7.14: Approximation von $w_{S1,l,j}$ durch Interpolation beim Korrelationsverfahren

Für die Berechnung werden von zwei benachbarten Linien $w_{S2,l,j}$, $w_{S1,l,j}$, $w_{S2,l,j}$ jeweils die vier Messpunkte $P_{T,X,l,j}$, $P_{T,X,l+1,j}$, $P_{T,X,l,j+1}$, $P_{T,X,l+1,j+1}$ bestimmt, die der Referenzstelle $P_{B,k}$ in der Endoskopbildebene am nächsten liegen. Die Berechnung des Schnittpunkts der Geraden durch $(P_{T,X,l,j}, P_{T,X,l,j+1})$ und $(P_{T,X,l+1,j}, P_{T,X,l+1,j+1})$ liefert \tilde{P}_{ϵ} als virtuellen Drehpunkt des Sensors. Die Winkel $\Delta \epsilon_B$, $\Delta \epsilon_T$ lassen sich anschließend mit Hilfe des Cosinus-Satzes bestimmen. Wegen der geringen Abstände wird auf die Verwendung von Polynomen höheren Grades und die Berücksichtigung der Krümmungen verzichtet. Damit können die resultierenden Winkel für die Anwendung des Algorithmus zur Bestimmung von $w_{B,k}$ berechnet werden. Der resultierende Schwenkwinkel ergibt sich aus der Annäherung für kleine Winkel in Gleichung 7.1.

$$\beta_{X,k} = \left(\beta_{X,l,j} + \left(\frac{|P_{B,k} - P_{\epsilon}| - |P_{T,X,l,j}|}{|P_{T,X,l,j+1} - P_{T,X,l,j}|} \cdot (\beta_{X,l,j+1} - \beta_{X,l,j}) \right) \right) \cdot \left(1 - \frac{\Delta \epsilon_B}{\Delta \epsilon_T} \right) - \left(\beta_{X,l+1,j} + \left(\frac{|P_{B,k} - P_{\epsilon}| - |P_{T,X,l+1,j}|}{|P_{T,X,l+1,j+1} - P_{T,X,l+1,j}|} \cdot (\beta_{X,l+1,j+1} - \beta_{X,l+1,j}) \right) \right) \cdot \frac{\Delta \epsilon_B}{\Delta \epsilon_T} \quad \text{Gl.7.1}$$

Der resultierende z-Rotationswinkel ergibt sich aus Gleichung 7.2.

$$\gamma_{X,k} = \gamma_{X,l,j} + \Delta \epsilon_B \quad \text{Gl.7.2}$$

Da dieses Verfahren die Bezugspunkte nur annähert, kann nicht mehr zwischen einer Überlappung durch eine Verschränkung der Schwenkebenen oder durch Brechungseffekte unterschieden werden. Das Interpolationsverfahren eignet sich daher nur für trockene Oberflächen. Mit dem Einzelpunkt- und dem Korrelationsverfahren ist die Vorgehensweise für die Prozesssteuerung des Systems vollständig beschrieben.

7.4 Kalibrierungsstation

Die Aufgaben der Kalibrierung und des Kalibrierungsvorgangs sind in Kapitel 5.4.2 beschrieben. Der Sensor wird am Flansch der z-Achse des kartesischen Flachbettportals aus Kapitel 6.1.1 mit der Sensorspitze in Richtung des Flachbetts befestigt. Anschließend wird auf dem Flachbettprofil der Portalanlage eine Zeilenkamera so montiert, dass die CCD-Zeile senkrecht zur z-Achse des Sensors ausgerichtet ist, Bild 7.15.

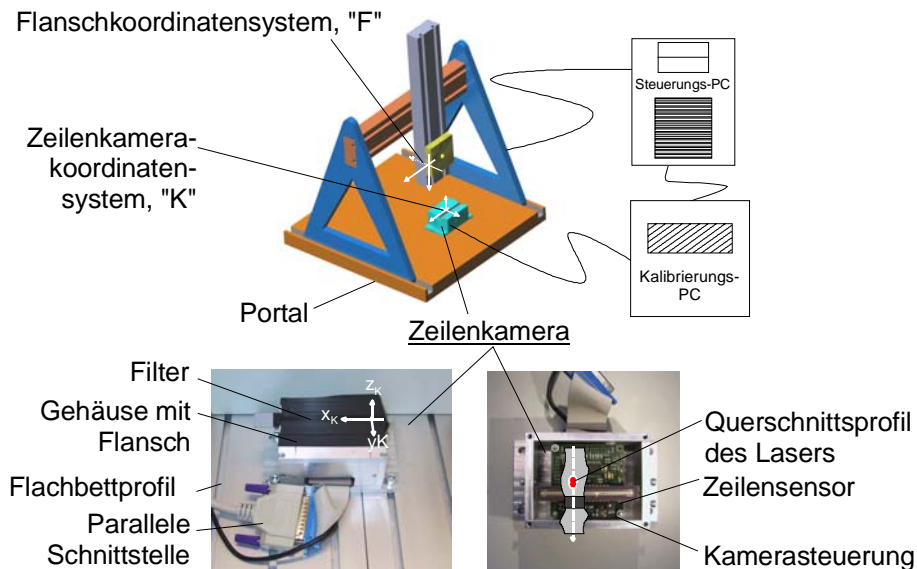


Bild 7.15: Aufbau der Kalibrierungsstation mit einer Zeilenkamera

Während des Kalibrierungsvorgangs wird der Zeilensensor wegen der hohen Intensitäten des Laserstrahls mit Schweißglas als Filter abgedeckt, so dass die auftretenden Intensitäten in den Messbereich der Zeilenkamera verschoben werden. Ein zusätzliches Programmmodul in der Prozesssteuerung kontrolliert die Abläufe zwischen Zeilenkamera, Sensor und Portal. Während des Kalibrierungsvorgangs wird der Laserstrahl mit der vorgegebenen Ausrichtung der Schwenkvorrichtung über den Zeilensensor geführt und die Portalposition bestimmt, an der der Strahlmittelpunkt auf der Linie des Zeilensensors liegt. Beim Überstreichen des Zeilensensors mit dem Querschnittsprofil des Laserstrahls wird von der Zeilenkamera das Strahlintensitätsprofil in x_K -Richtung vollständig und in y_K -Richtung nur als einzelner Punkt erfasst, so dass in y_K -Richtung das Maximum iterativ mit dem Portal angenähert werden muss. Als Ergebnis wird eine Datei aus den berechneten Winkeln und Positionsangaben erzeugt, mit der das Kalibrierungsmodul für die Messungen mit dem Triangulationssensor konfiguriert wird. Die Kalibrierung des Flanschkoordinatensystems mit dem Kamerakoordinatensystem kann einmalig durch kalibrierte Sensoren erfolgen: Für die Untersuchung der Messeigenschaften des Funktionsmusters

ist dieser Vorgang jedoch nicht erforderlich.

Die Zeilenkamera liefert für jedes Pixel mit einer Größe von $7\mu\text{m}$ ein Intensitätssignal mit der Auflösung von einem Byte (d. h. einem Wert zwischen 0 und 255) an den Kalibrierungs-PC. Im Fall einer ungestörten Strahlausbreitung mit einer annähernd Gauß'schen Intensitätsverteilung über das Strahlprofil fällt der Strahlmittelpunkt mit dem gemessenen Intensitätsmaximum zusammen. In der Praxis ist das Messergebnis jedoch ein stark verrauschtes Signal und unterliegt dem Einfluss der Intensitätsverteilung bei unterschiedlichen Einstrahlungswinkeln, Bild 7.16.

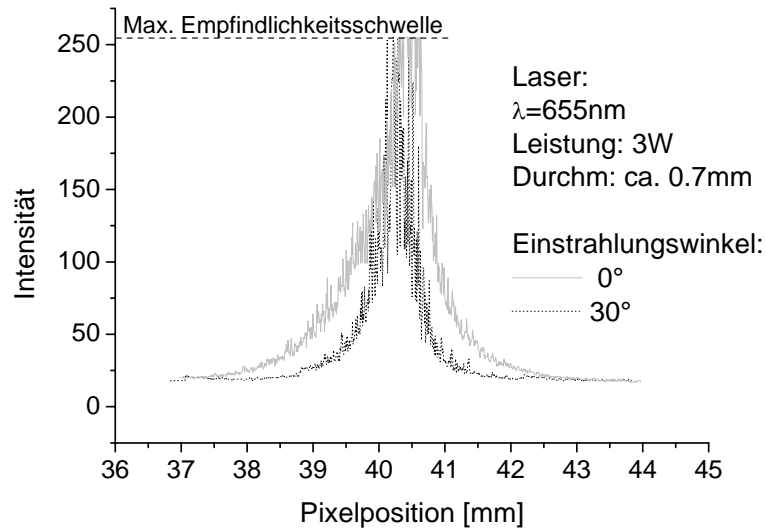


Bild 7.16: Messergebnis der Zeilenkamera bei Bestrahlung mit einem Laser unter 0° und 30°

Sowohl die Verwendung einer Spline-Interpolation als auch die von interpolierten Polynomen n -ten Grades führt zu mehrfachen lokalen Maxima bzw. zu inkonsistenten Positionen der Scheitelpunkte, wenn mehrere Messungen bei gleicher Ausrichtung des Lasers nacheinander durchgeführt werden. Das Rauschen lässt sich auch durch eine zeitliche Mittelwertbildung über mehrere Messungen nur bedingt reduzieren, Bild 7.17.

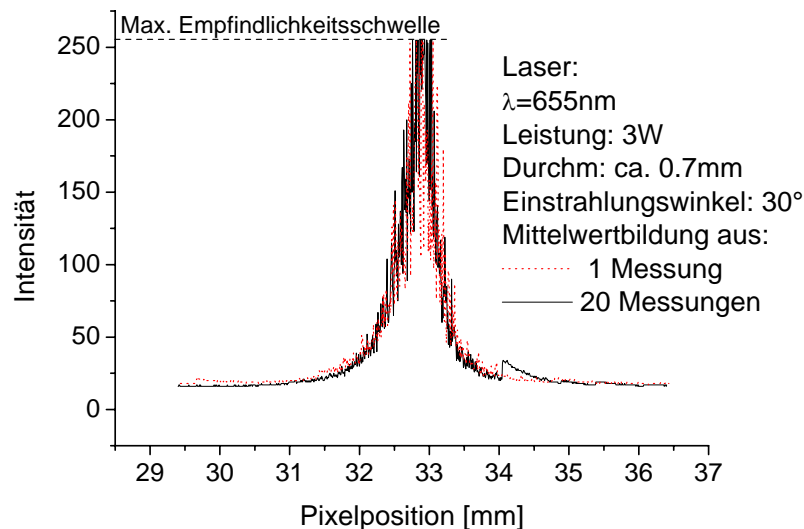


Bild 7.17: Einfaches und gemitteltes Messergebnis der Zeilenkamera

Allerdings können singuläre Extremwerte (Peaks) dadurch vollständig ausgeschaltet werden. Daher wird ein Intensitätsschwellwert $I_{K,min}$ so gewählt, dass nur noch die Messdaten des durch den Laserfleck erzeugten Peaks zur Bestimmung des Bezugspunktes erfasst werden. Die Randwerte der Pixelpositionen, an denen der Schwellwert überschritten wird, bilden das Intervall $[P_{K,min}, P_{K,max}]$, Bild 7.18.

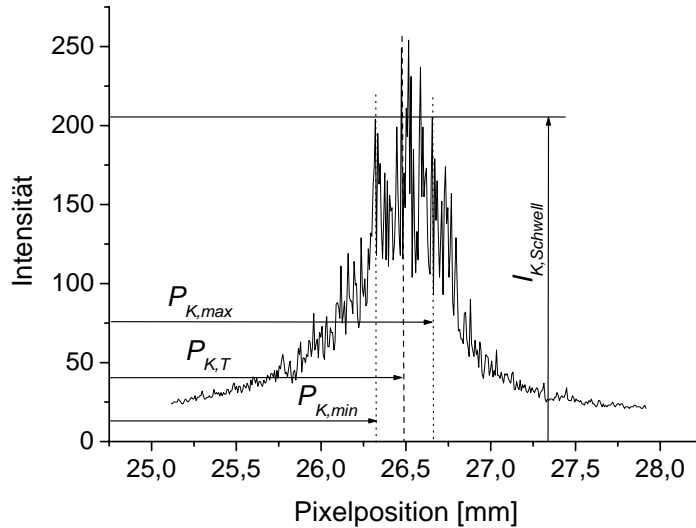


Bild 7.18: Berechnung des resultierenden Messpunktes $P_{K,T}$

Die Größe des Intervalls wird für einen Plausibilitätstest verwendet, um mehrfache Maxima oder Fehlmessung durch andere Lichtquellen zu vermeiden. Die für die Kalibrierung verwendete Koordinate des Bezugspunktes $P_{Z,0}$ in x_K -Richtung ergibt sich als Mittelpunkt des Intervalls, das als Bezugspunkt für die Bestimmung der Intensität angenommen wird, Gleichung 7.3.

$$P_{K,T} = \frac{1}{2}(P_{K,max} + P_{K,min}) \quad \text{Gl.7.3}$$

Beim Überfahren des Zeilensensors mit dem Laserstrahl wird durch einen einfachen Regelungsprozess der Portalbewegung der Punkt angenähert, an dem die Intensität jeweils den Maximalwert annimmt. Liegt keine singuläre Stelle vor, dann wird die gemittelte Portalposition verwendet. Die Überprüfung des Verfahrens erfolgt durch eine Verschiebung des Lasers durch das Portal bei unterschiedlichen Einstrahlwinkeln, wobei die relative Positionierung des Portals als Referenz angenommen wird. Durch eine geeignete Wahl des Abstands der Instrumentenspitze vom Zeilensensor wird die für die Kalibrierung geforderten Genauigkeit eingestellt, wie sie sich aus der Dimensionierung des Sensors in Kapitel 7.3.2 ergibt.

7.5 Graphische Benutzerschnittstelle

Die graphische Benutzeroberfläche bildet die operative Schnittstelle der Messeinrichtung zum Chirurgen und wird hier daher zum Nachweis für die Integrierbarkeit der Messein-

richtung in die funktionalen Abläufe der roboterassistierten MIC betrachtet. Die Aufgabe des Interaktionssystems besteht in der intraoperativen Planung von Bahnkurven entsprechend der Beschreibung in Kapitel 3.2. In Bild 7.19 sind die GUI's für den Ablauf der Schnittführung mit einem Skalpell als beispielhafte roboterassistierte Maßnahme mit Unterstützung der Messeinrichtung dargestellt.

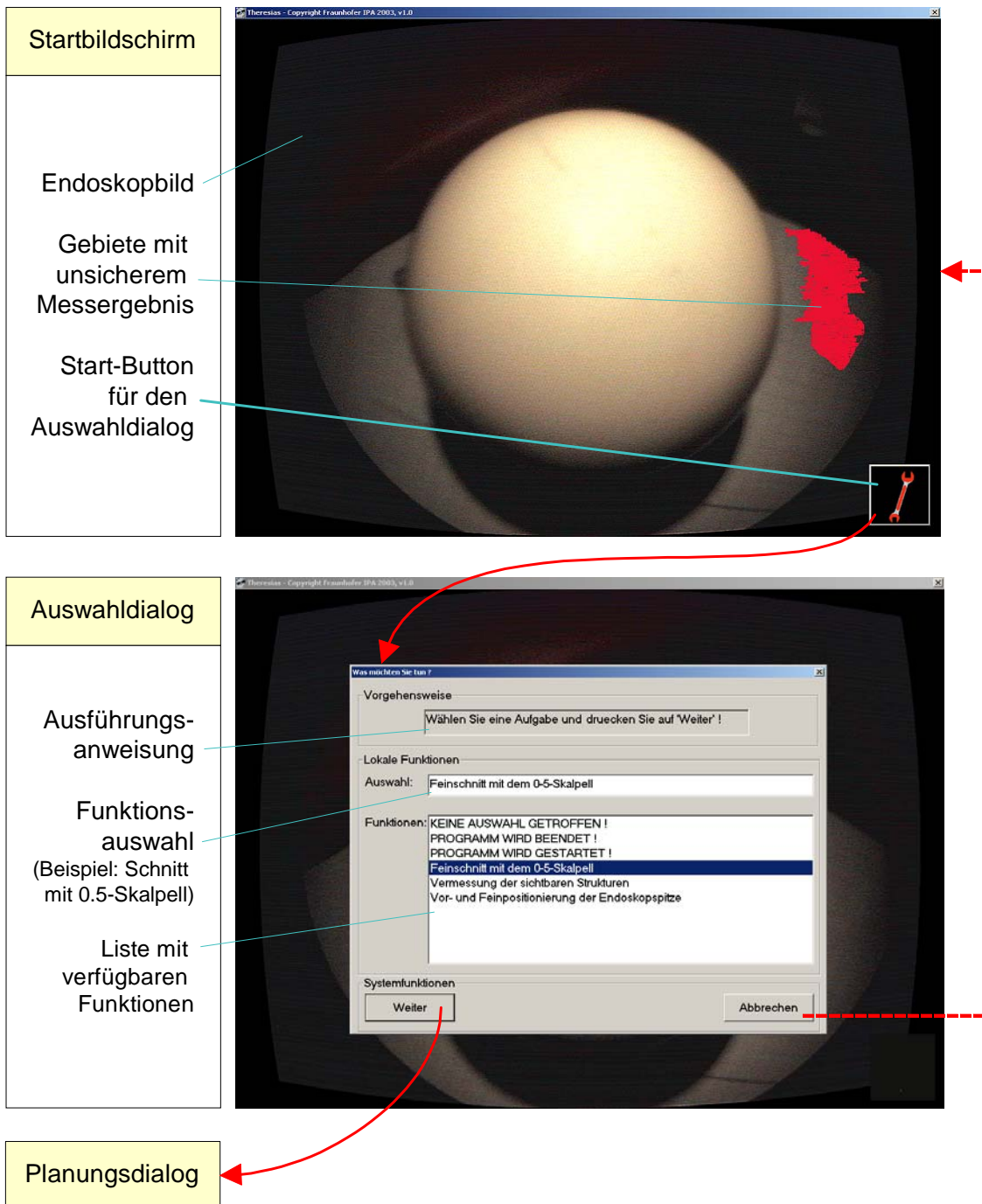


Bild 7.19: Ablauf für die roboterassistierte MIC mit dem Triangulationssensor am Beispiel der Benutzerschnittstelle (I)

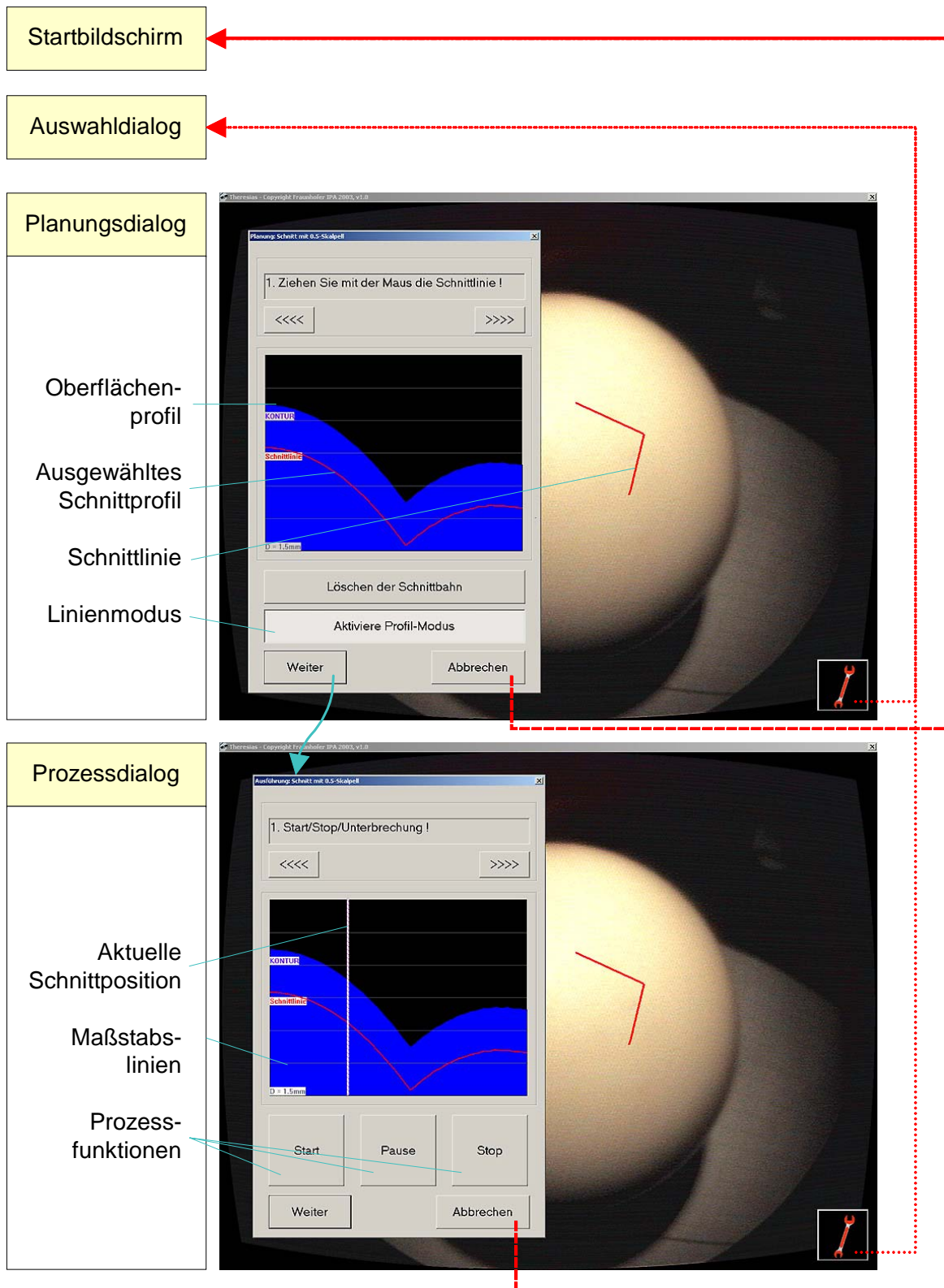


Bild 7.20: Ablauf für die roboterassistierte MIC mit dem Triangulationssensor am Beispiel der Benutzerschnittstelle (II)

Als Objekt wird eine Billardkugel verwendet, deren Endoskopbild auf ein Texturgitter mit gleicher Auflösung wie das Pixelformat des SVHS-Frames projiziert und als Oberflächen-

gitter dargestellt wird. Während des klinischen Einsatzes werden die räumlichen Koordinaten des Texturgitters von der parallel aktiven Messvorrichtung relativ zu den Pixelpositionen geliefert und fehlende Stützstellen interpoliert. Die Videobilddarstellung wird durch die korrekte Lage der Gitterpunkte entzerrt und gewinnt dadurch an Qualität. Da die Proportionalität der Darstellung für die Abschätzung von Entfernungen bei der Durchführung invasiver Maßnahmen wesentlich ist, wird ein orthogonaler Projektionsraum an der Stelle einer perspektivisch verzerrten Projektion verwendet. Damit wird auf die Plastizität der Darstellung verzichtet, die nur teilweise durch die natürliche Beleuchtung des Videobildes ausgeglichen wird. Eine Bewertung der orthogonalen oder perspektivischen Darstellung kann nur durch die Evaluierung im klinischen Einsatz erfolgen und hängt nicht von den Eigenschaften des Funktionsmusters ab. Die Interaktion mit der Benutzeroberfläche erfolgt direkt in der Videobildebene über die Eingabe mit einer Computermaus oder einem ähnlichen Zeigegerät. Für eine spätere Version mit einem Touchscreen sind die Bedienelemente so ausgelegt, dass sie einhändig mit dem Finger oder einem Stift bedient werden können. Das System enthält eine Picking-Routine, mit der das Zeichnungsobjekt und die exakte Position auf der Oberfläche, in diesem Fall der Texturgitterpunkt, erfasst werden. Gebiete mit fehlenden oder unsicheren Messergebnissen werden optional farblich markiert dargestellt und die Verwendung dieser Regionen für die Planung gesperrt.

Nach Aktivierung des Start-Buttons wird der Funktionsauswahldialog mit einer Liste aller verfügbaren Funktionen als Nicht-Modaler Dialog geöffnet. Diese Liste lässt sich, z. B. in Abhängigkeit von der Ausstattung mit Effektoren, an den aktuellen Systemstatus bzw. an die Systemkonfiguration einfach anpassen. Die ausgewählte Funktion wird in einem gesonderten Feld angezeigt. Als Beispiel wird in Bild 7.19 die Funktion "Schnitt mit einem 05-Skalpell" ausgewählt.

Nach Betätigung des "Weiter"-Buttons wird der Planungsdialog für die Durchführung dieser Maßnahme gestartet, Bild 7.20. Im Fall der Planung einer Schnittlinie wird die Kurve in die Videobilddarstellung Punkt für Punkt mit der Maus bzw. mit dem Zeigegerät eingetragen. Das entsprechende Profil wird im Diagramm des Dialogs mit dem passenden Maßstab eingezeichnet. Durch die Markierung des Punktes in diesem Diagramm ist die Schnittlinie entweder wie in dieser Darstellung als Profil oder als horizontale Schnittebene frei wählbar. Mit einem Maßstab ist die Schnitttiefe quantifizierbar und eine räumliche Repräsentation der Schnittbahn möglich. Die Betätigung des "Abbrechen"-Buttons führt wie in allen Dialogen zum Startmenü zurück, löscht als Sicherheitsmaßnahme alle vorherigen Eingaben und setzt das System zurück.

Der "Weiter"-Button speichert die Planungsergebnisse und öffnet den Prozessdialog, der keine Veränderungen der Planungsergebnisse mehr ermöglicht. In die Darstellung des Schnittprofils wird in diesem Beispiel die aktuelle Schnittposition an den von den Sensoren bzw. der Bewegungsvorrichtung zurückgemeldeten Koordinaten eingezeichnet. Mit den Grundfunktionen kann die geplante Maßnahme ausgeführt und der Ablauf kontrolliert werden. Nach Abschluss des Vorgangs führt der "Weiter"-Button zum Ausgangsfenster zurück und der nächste Vorgang kann begonnen werden. Alle Interaktionsvorgänge sind so aufgebaut, dass die Abläufe und der äußere Aufbau der Dialoge

- eine möglichst große Ähnlichkeit aufweisen,
- dem Chirurgen eine schrittweise Vorgehensweise vorgegeben und
- durch Zustandsbeschreibungen und Arbeitsanweisungen eine kontinuierliche Benutzerführung gewährleisten.

Dadurch wird als Nebeneffekt die Vereinfachung der Abläufe für den Chirurgen erreicht, mit der die zusätzlichen Anforderungen durch die erweiterten intraoperativen Aufgaben während des Eingriffs später ausgeglichen werden könnten. Insgesamt kann mit diesem Aufbau des Interaktionssystems gezeigt werden, dass mit den Daten der Messeinrichtung eine intraoperative Planung auch aus Sicht der klinischen Abläufe durchführbar ist.

7.6 Ergebnisse

Der Unterschied des Messaufbaus zum Funktionsmuster hinsichtlich der Messeigenschaften besteht hauptsächlich in der Verkleinerung des Spiegelabstands. Vergleichende Messungen zu Kapitel 6 zeigen, dass der Spiegelabstand keinen messbaren Einfluss auf das Messergebnis besitzt. In Bild 7.21 ist exemplarisch eine Messung mit dem Funktionsmuster bei einem Abstand von $H_G=26\text{mm}$ durchgeführt, was im Verhältnis zu den Messungen mit dem Versuchsaufbau annähernd einem Abstand von $H_G=45\text{mm}$ entspricht.

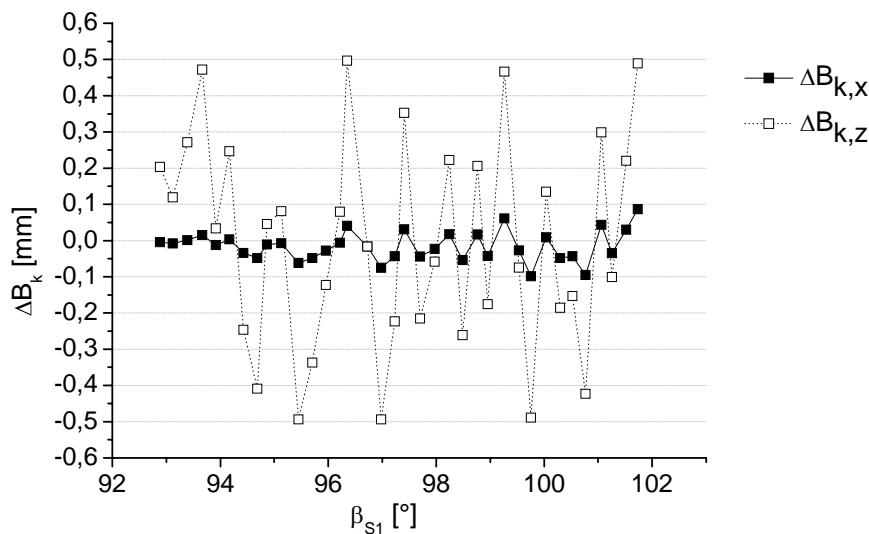


Bild 7.21: Messergebnisse im Bereich des Maximalabstands

Auch beim Funktionsmuster ist eine Zunahme der Ungenauigkeiten mit dem Messabstand, jedoch keine Sprungstelle zu beobachten, so dass von einem ähnlichen Messverhalten trotz der Größenunterschiede ausgegangen wird. Die insgesamt stärkeren Schwankungen des Messergebnisses im Vergleich zum Versuchsaufbau sind auf konstruktive Toleranzen zurückzuführen. Daher werden keine Einschränkungen durch das Messverfahren auch bei einer weiteren Verkleinerung für die Integration in ein klinisches Instrument erwartet. Für eine spätere Beschleunigung des Messvorgangs erweist sich das Korrelationsverfahren gegenüber dem Einzelpunktverfahren als geeignet. Die Mess-

geschwindigkeit lässt sich bereits mit den vorhandenen Komponenten ungefähr um das Dreifache erhöhen, ohne dass die Genauigkeit über die geforderten Grenzwerte ansteigt, Bild 7.22.

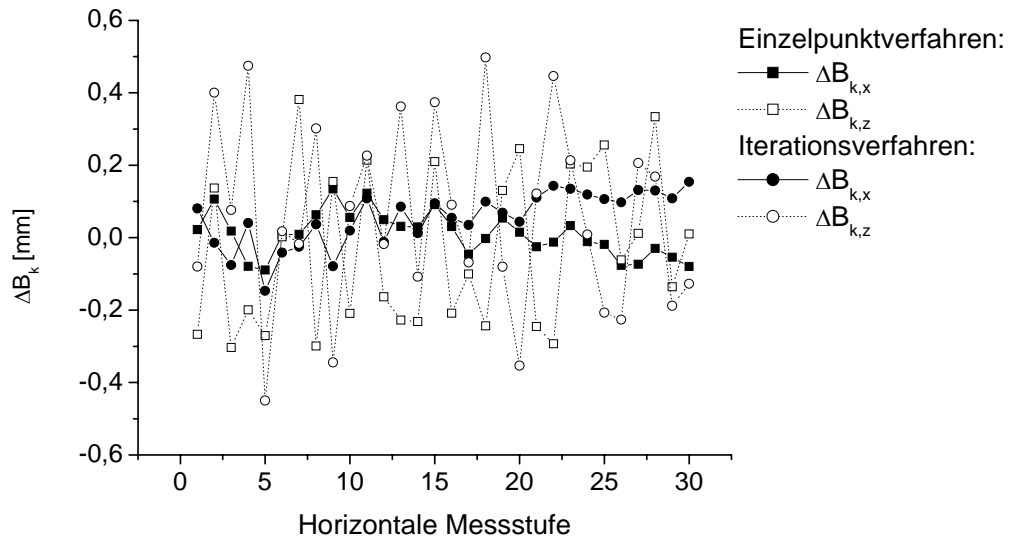


Bild 7.22: Messergebnisse nach dem Einzelpunkt- und Korrelationsverfahren

Bei diesem Versuch wird eine Ebene in einem gleichmäßigen Raster vermessen und die Punkte auf einer Linie wie bei der Bestimmung der lokalen Abweichung verwendet. Tendenziell nimmt die Genauigkeit speziell in z_S -Richtung beim Korrelationsverfahren erwartungsgemäß ab. Allerdings lässt sich der Unterschied in der Genauigkeit zwischen den beiden Verfahren nicht betragsmäßig angeben. Die Messfrequenz bzw. Akquisitionsrate des Funktionsmusters liegt trotz des Interpolationsverfahrens unter dem geforderten Wert. Als Ursache können die geringe Bildfrequenz der verwendeten CCD-Kamera und des Frame-Grabbers in Kombination mit der Auswertungsgeschwindigkeit des Steuerungs-PCs angeführt werden, dessen Ressourcen durch die parallele Bearbeitung der übrigen Steuerungsprozesse begrenzt sind. Die geforderten Frequenzen sind jedoch mit verfügbaren Hochgeschwindigkeitskameras und einer dezentralen Bildverarbeitung erreichbar, so dass hier ebenfalls keine Limitierung für das Verfahren zu erwarten ist. Mit dem Funktionsmuster und der Messeinrichtung lassen sich die Oberflächenmessungen wie erwartet durchführen, Bild 7.23. Dieses Beispiel stellt die unbearbeitete Messung eines kleinen Gefäßsegmentes an der Oberfläche eines künstlichen Herzmodells dar. Bereits mit einer mittleren Auflösung wird deutlich, dass die Rekonstruktion der Gefäßoberfläche bei entsprechender Vergrößerung für die Planung einer Schnittlinie verwendet werden kann. Allerdings sagt dieses theoretische Ergebnis noch nicht aus, ob diese Rekonstruktion den Ansprüchen einer realen Operation entspricht.

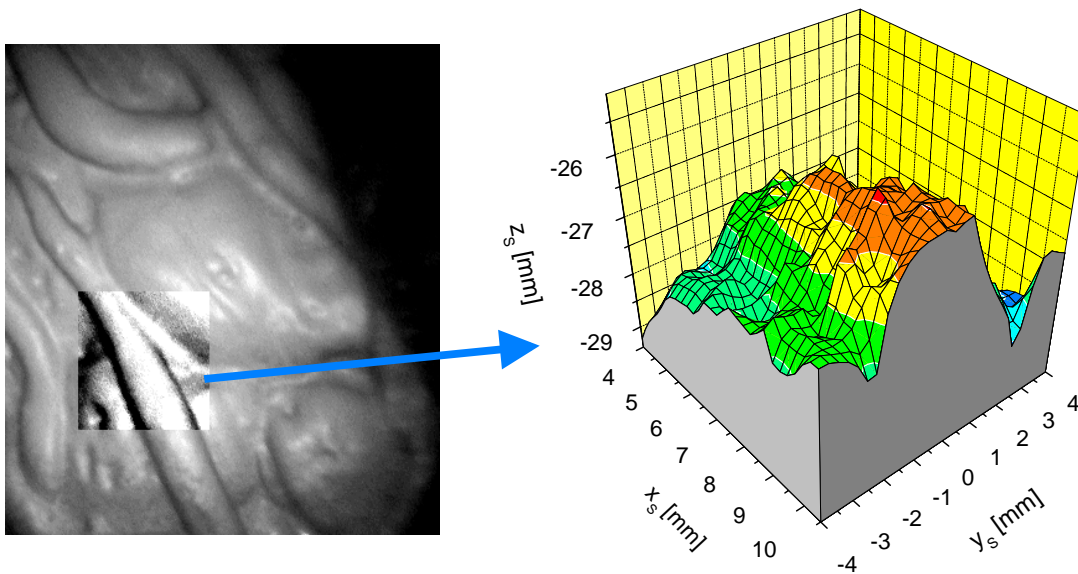


Bild 7.23: 3D-Messung einer Gefäßabzweigung am Herzmodell

Die Messungen und der Umgang mit dem bestehenden Funktionsmuster haben an verschiedenen Stellen dieser Arbeit als Verbesserungspotenzial die Integration eines Autofokus für die Laserstrahlformung aufgezeigt. Damit kann der Messbereich auf beliebige Dimensionen innerhalb der Reichweite des Lasers aufgeweitet, die Genauigkeit und die relativ niedrige Auflösung durch die großen Messflecken erhöht werden.

Die Diskussion der Ergebnisse auf Foren für die Navigation und Robotik in der Chirurgie lieferte eine grundlegende Bestätigung des Gesamtkonzepts für einen späteren Einsatz im Operationssaal. Es lassen sich jedoch auch eine Reihe von zusätzlichen Randbedingungen bzw. Kommentaren ableiten:

- Ein Einsatz lohnt sich nur für komplexe Anwendungen, z. B. Nähvorgänge, Mikrochirurgie etc.
- Eine vollständige Durchführung eines Eingriffs nach der oben beschriebenen Vorgehensweise ist nicht notwendig, da nicht alle operativen Maßnahmen die Präzision oder einen Planungsvorgang erfordern. Daher wird die kombinierte Verwendung des Bewegungsmechanismus als Manipulator und Roboter bevorzugt.
- Die Anwendung des Verfahrens setzt die Verfügbarkeit von speziell angepassten Effektoren voraus.
- Neben der Anwendung für den Robotereinsatz wird für die konventionelle MIC von entzerrten Videobildern eine Verkürzung der Einarbeitungszeit und allgemein eine sicherere Operationsdurchführung erwartet.

Trotz der in dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungen erfordert eine Aussage über den tatsächlichen Nutzen des Verfahrens im chirurgischen Einsatz eine praktische klinische Erprobung, die das Thema einer anschließenden Forschungsarbeit bilden könnte.

8 Zusammenfassung und Ausblick

Der Einsatz von Roboter- und Navigationssystemen in der Minimal Invasiven Chirurgie (MIC) ermöglicht durch die präzise Führung von Instrumenten eine schonendere chirurgische Behandlung des Patienten. Eine wesentliche Voraussetzung für den Einsatz von Robotern in der MIC besteht in der Verfügbarkeit von Messdaten für die Navigation, mit denen die Bahndaten für den Robotereinsatz in der Operativen Umgebung erzeugt werden können. Bei der Durchführung einer operativen Maßnahme, speziell in bewegtem, elastischem Gewebe, erfordert die Bahnprogrammierung des Roboters eine kontinuierliche und präzise Vermessung der geometrischen Gewebestrukturen in der Operativen Umgebung, die mit den zur Zeit eingesetzten Messeinrichtungen, d. h. Computertomographie (CT), Magnetresonanztomographie (MRT), Röntgen und Ultraschall (US), nicht erreicht wird. Zusätzlich sind für die Planung und Ausführung qualitative Daten über den Gewebetyp- und -zustand erforderlich. In dieser Arbeit wurde als Lösung eine alternative Messeinrichtung entwickelt und untersucht, die diese Anforderungen in Zukunft erfüllen kann.

Die Daten über den Gewebetyp und -zustand können heute in ausreichender Qualität nur durch das Videoendoskopbild geliefert werden. Die Minimalanforderung an ein komplementäres, quantitatives Messverfahren besteht daher in der geometrischen Vermessung der im Endoskopbild sichtbaren Gewebeoberflächen, wobei die Messergebnisse mit dem Endoskopbild registrierbar sein müssen. Als Lösungsansatz wurde von einem Abstandsmessverfahren auf Basis der Laser-Triangulation ausgegangen. Dieses Verfahren wurde im ersten Schritt für eine räumliche Vermessung der Oberflächen vor dem Endoskop modifiziert. Die Genauigkeit des Triangulationsverfahrens wird durch die Einflüsse der spezifischen Umgebungsbedingungen im Operationsfeld auf die Ausbreitung des Laserstrahls beeinträchtigt. Die Korrektur und Kompensation der Störungen, z. B. von Brechungseffekten, erforderte die Weiterentwicklung des Messverfahrens, die zu Lösungskonzepten für die Messeinrichtung und für die Integration des Sensors in die Instrumentenspitze führte. Die Auswirkungen der Sterilisationsvorgänge auf die Messgenauigkeit im Fall eines gekapselten Sensors wurden dabei durch ein Kalibrierungsverfahren kompensiert, das sich kurz vor Beginn der Operation einsetzen lässt.

Für das Lösungskonzept musste sowohl die Evaluierung der Messeigenschaften als auch die Untersuchung der Schnittstellen der Messeinrichtung zu den klinischen Abläufen der MIC durchgeführt werden. Die Evaluierung der Messeigenschaften erfolgte mit einem Versuchsaufbau unter Verwendung eines physikalischen Ersatzmodells für die Eigenschaften im Operationsfeld. Mit den Ergebnissen konnte gezeigt werden, dass sich mit wenigen Einschränkungen auch unter den Störeinflüssen der Umgebung die Genauigkeitsanforderungen in einem typischen Messbereich erfüllen lassen. Allerdings wird aus den Ergebnissen auch deutlich, dass eine weitere Optimierung der Messeigenschaften einen Eingriff in die Abläufe und eine aufwendige technische Weiterentwicklung, z. B. eine automatische Strahlfokussierung u.a., erfordert.

Die Untersuchungen der Schnittstellen der Messeinrichtung zu den klinischen Abläufen in der MIC wurden mit Hilfe eines Funktionsmusters durchgeführt. Mit dem Funktionsmuster konnte gezeigt werden, dass eine Miniaturisierung des Sensors zu keinen nachweisbaren Veränderungen der Messeigenschaften führt. Damit sind die grundlegenden Voraussetzungen für die Miniaturisierung des Sensors und die Integration in die Spitze eines MIC-Instruments erfüllt. Eine weitere Schnittstelle ergab sich aus der Integration der Messeinrichtung in die neu konzipierten Abläufe einer roboterassistierten MIC. Mit der Entwicklung einer graphischen Benutzerschnittstelle konnte die Durchgängigkeit der Abläufe eines navigierten Robotereinsatzes in der MIC prinzipiell nachgewiesen werden.

Mit der Entwicklung einer Messeinrichtung für die intraoperative Datenakquisition wurden grundlegende technische Voraussetzungen für den Einsatz von Robotern in elastischem Gewebe während der MIC geschaffen. Allerdings handelt es sich bis zu diesem Zeitpunkt um einen theoretischen Verbesserungsansatz, der im Spannungsfeld zwischen der Akzeptanz des Chirurgen, der tatsächlichen Praktikabilität im Operationssaal und nicht zuletzt unter dem Kostendruck der Gesundheitsversorgung für den klinischen Einsatz noch überprüft werden muss. Die Überführung der Ergebnisse in die klinische Anwendung, ausgehend von der Entwicklung des zulassungsfähigen medizinischen Instruments bis zur Evaluierung im klinischen Umfeld, stellt den Ausgangspunkt für weitere konkrete Forschungsaufgaben dar. Ein weiterer Forschungsbedarf ergibt sich aus der Entwicklung von Konzepten für die Nachverfolgung von Planungsergebnissen in einem dynamischen Operationsfeld. Es müssen mathematische oder auch messtechnische Wege gefunden werden, wie eine einmalig eingetragene Bahnkurve automatisch an die veränderte Oberflächengeometrie angepasst werden kann, z. B. bei der elastischen Ausdehnung der Oberfläche am schlagenden Herzen. Ein Nachteil des optischen Verfahrens ist die Beschränkung der Vermessung auf Oberflächen: Der Verbesserungsansatz besteht in der Fusion dieser Messdaten mit den Daten von CT, MRT, Röntgen oder US, wobei die Genauigkeit und die Aktualität der optischen Messergebnisse zur Aktualisierung und Fehlerkorrektur dieser statischen Daten verwendet werden könnten. Bisher existieren jedoch keine echtzeitfähigen, ausreichend präzise Verfahren zur Registrierung der unterschiedlichen Koordinatensysteme, so dass sich auch hier der Anknüpfungspunkt zu einem ausgedehnten Forschungsgebiet ergibt.

In kaum einem anderen Beruf wird die Verantwortung für das Schicksal eines Menschen so unmittelbar wahrgenommen wie in der Chirurgie. Mit zunehmender Intelligenz und Autonomie der Geräte in der Chirurgie verliert der Chirurg Schritt für Schritt die Kontrolle über die Vorgänge, ohne dabei jedoch die Verantwortung abzugeben. Die Entwicklung dieses Messverfahrens ist ein weiterer Baustein zur Realisierung der Vision eines "Surgery-by-Wire" Konzepts, das die bisherigen sozialen und ökonomischen Strukturen im Operationssaal revolutionieren könnte. Der Maßstab für die Einführung solcher Verfahren bleibt am Ende jedoch immer der Nutzen für den Patienten, wie die lange Geschichte der Medizin für den Menschen und speziell auch die Geschichte der MIC gezeigt haben.

9 Summary

Optical 3-D Measurement Device for Navigation in Robot-Assisted Keyhole Surgery

The methods implemented in keyhole surgery today ensure that operations are carried out gently and also improve surgical results cosmetically. Especially for operations in critical areas with compact, highly-sensitive tissue, e.g. in the brain or where extensive access is required such as for bypass operations in cardiac surgery, the advantages of keyhole surgery are obvious. Because the surgeon is distanced from the surgical field, has access only via one or more entry points and is also no longer able to perceive the operating area directly, he requires extensive experience and a high degree of dexterity to perform keyhole surgery manually. For some applications, requirements are so high that the advantages of keyhole surgery often cannot be exploited or only at great additional technical expense. As a result, it makes sense to implement robots or manipulators as assistants in keyhole surgical operations.

Although the first systems utilized in keyhole surgery were designed as robots and implemented as prototypes, in hospitals today it is manipulators which are used almost exclusively. Designed as master-slave systems, manipulators assist surgeons by scaling input movements and filtering out tremors. However, even here, the degree of precision which can be achieved by a surgeon through manual dexterity is limited and precise movements on path curves, e.g. when using effectors, is only possible to a certain extent. For this reason, the theory was established that manipulators should be replaced by robots except for performing simple positioning and fixing tasks. It is due to technical reasons that this development for implementing robots has not yet been realized.

When using a manipulator in keyhole surgery, the surgeon takes over all path control tasks and obtains information either from a monoscopic or stereoscopic video image whilst carrying them out. For a robot to be able to perform an automated movement, a path curve has to be planned and executed using a navigation system. However, an endoscopic image only permits visual inspection with qualitative information regarding the type and condition of tissue. Path-planning requires additional accurate, real-time geometric data from the structure of the tissue at the site of the operation.

In many applications of keyhole surgery, surgical tasks are performed in elastic soft tissue, sometimes with microscopic structures and possessing a geometry which alters constantly during the operation under the influence of effectors, pulse or gravity. Therefore, when using robots in soft tissue surgery, path-planning is required immediately before and during execution of the surgical task so that the actual geometrical structure of the soft tissue can be taken into account. The measuring systems currently available in medicine, such as computer tomography (CT), magnetic resonance tomography (MRT), 3-D x-ray or 3-D ultrasound, supply data which is either insufficiently accurate, not real-time or unsuitable for constant use during an operation. It is therefore not surprising that robots have only been used in keyhole surgery in a limited way or as part of research projects on anatomical specimens. This work is concerned with developing a measuring technique which

would supply the data required to enable robots to be used in keyhole surgery in the future.

To date, only conventional endoscopic images have been available for obtaining qualitative planning data and their repeat rate, color reproduction and resolution in soft tissue could not be replaced by any other sensors. As far as the endoscopic image at the site of operation was concerned, in order for robots to be used measurement equipment had to be capable of measuring visible surfaces with an accuracy of $<0.5\text{mm}$ and possess a frequency of $>1.7\text{Hz}$. Because of these requirements, a sensor had to be integrated into the tip of the instrument together with the endoscopic optics and the measurement results registered with the endoscopic image. In a comparison, laser triangulation was found to be the most suitable measurement method to fulfill the general requirements.

As an optical measurement method was selected, it was important to take the influence of disturbing environmental conditions on the measurement properties into account. This concerned deformations of measurement spots due to the varying inconsistent reflection properties of surfaces (e.g. colors, textures, etc.) and influences resulting from environmental conditions (e.g. illumination or geometry). Furthermore, the fact that surfaces could be moistened with body or rinsing fluids during robot use also had to be taken into consideration. Refraction effects due to flooded surfaces cause the laser beam to deflect and thus induce measurement errors. Therefore, robust measurement properties and correcting methods needed to be found for the deformations and refractive effects. The main question was whether it was possible to technically implement a triangulation method which could supply sufficiently accurate results despite these problems.

Triangulation sensors are widely used in industry to measure distances and contours. For such applications, the mathematical concept of congruent triangles is used where the distance away from the measuring point is calculated from the base of a triangle and both adjacent angles. Using this favored concept, a laser was centrally fixed into a cylindrical rotary case. The laser illuminates a beam splitter which is situated on the center line of the case in a housing at the tip. The beam splitter redirects the beam at right angles to the center line at two tilting mirrors whose axes are parallel and perpendicular to the center line and which have been placed at a defined distance in the housing. The mirrors are tilted by two separate drives so that the spots of both laser beams form a line on the surface in front of the sensor. By tilting the mirrors during the measurement, the laser spots can be made to overlap on the surface, thus permitting the vector from the sensor coordinate system to the overlapping point on the surface to be calculated from the angles and the known distance of the axes of the mirrors. Instead of using an additional detector, the CCD chip of the endoscopic camera was used to check the overlap. In this way, no extra detectors were required and the external diameter could be further reduced. An additional advantage was gained by matching up the reference point for the measurement with the pixel on the visible video image because the required registering is implicitly available in this way. When the rotary case is fixed, a line can only be measured by tilting the mirrors. The rotary case was therefore placed in an rotatable outer case, thus enabling surfaces to be scanned spatially by turning the rotary case using another drive. The endoscope or detector was placed in the outer case in such a way so that the tilting range of the laser

beams approximately matched up with the viewing angle of the endoscope optics. The smooth surface of the outer case conforms to the typical requirements for the external properties of instruments used in keyhole surgery.

Measurement accuracy is dependent upon the determination of the reference points of the laser spots on the detector and upon the degree of overlap possible. If the shape of the measurement spot is deformed on the surface of the tissue due to the beam angle, surface color, textures or other influences, the reference point can no longer be accurately determined. In such cases, either no overlapping takes place at all or false reference points are overlapped which then cause a measurement error. Also, where complex geometries are present, multiple projections (i.e. several, unconnected measuring spots/points) can be created on the detector by one single laser due to the arrangement of the mirrors and optics. If the measurement sequence is performed so that only one laser illuminates the surface at any one time, multiple measuring spots can at least be assigned to one source. Together with other general conditions such as adjoining surfaces in a cavity, a simple procedure has been developed and tested which brings two measurement spots together to form one single spot. In general, numerous solutions can be found in literature for calculating the reference point using image-processing using two main methods either based on the geometric shape of the measurement spot on the detector or on the distribution of light intensity profile across the beam width. As both methods react differently to disturbances in the operating area, the resulting distance of the reference points obtained from both methods can be used to make a qualitative estimate of the risk of error. Together with other factors, this distance is extracted to form a parameter for qualitatively assessing a measurement whose significance was proven beforehand under laboratory conditions.

It was not possible to correct refraction effects using the measuring technique described and standard image-processing methods. The beam path can no longer be described by a simple, vectorial linear equation; for each of the two mirrors, the beam path obtains instead the external form of a planar equation because refraction causes a further direction vector to be added. However, a solution is not possible simply by equating the planar equations due to the fact that, on using the general law of refraction, both the normal vector and the refraction index are unknown factors which are added. For this reason, in order to obtain further equations, the measurement is repeated using the same method as described above whilst maintaining the position of the detector but altering the direction of mirror towards the center line of the inner casing. In this way, the reference point on the detector remains the same and the measurement supplies a new system of equations. As the alteration is known and the height of the layer of water can be assumed to be constant, the linear factors can be expressed haphazardly. If in addition to this a mean water refraction factor is assumed, a solvable system of equations is formed as far as the number of equations and unknowns is concerned. Due to the mathematical terms occurring and also to the missing intersections expected from real measurements, this system of equations can only be calculated numerically. Inaccuracies occur using this method, thus requiring the calculation of a starting value of the normal vector for the approximation in order to bridge local minima. Calculation of the surface with the measurement angles proved to be a suitable method for calculating this starting value whilst however ignoring real refraction

effects. In this way a virtual surface is formed whose normal vectors provide an acceptable degree of accuracy for the numerical approximation of the real value.

Before testing its integration into clinical situations, the measurement properties needed to be verified under the special environmental conditions prevailing in keyhole surgery. To investigate this, the measurement properties were evaluated using a test set-up developed specially for this purpose. As both human and animal specimens are not suitable as geometric test bodies because of their indeterminate geometries or altered tissue characteristics, a physical artificial/dummy model was used enabling expected deformations and refraction effects to be simulated, e.g. surface colors, textures or liquids. The measurements showed that accuracy requirements were fulfilled under the artificial conditions created. The high degree of measurement sensitivity compared to inaccuracies of the mechanical and optical set-up when surfaces were flooded was classified as being critical. However, the chances are high that accuracies will be considerably increased on focusing the laser beam and improving beam guidance.

A functional model with a smaller mirror distance developed for testing the ability of the overall system to be integrated into clinical keyhole surgery operations showed no alteration in measurement results compared to those obtained from the test set-up. Unfortunately, measurement speeds could still not be obtained with the functional model despite using special drives. Today, however, solutions in the form of microscopic semiconductor mirrors are available for tilting mechanisms as are also faster image-processing systems. Once implemented, it will be possible to achieve adequate angle speeds, image rates and data-processing speeds. Miniaturization also increases sensitivity regarding mechanical, chemical or thermal influences on the sensor, such as those typically created through sterilization processes. A calibration method has been developed to solve this which can be used immediately before implementing the instrument surgically in the operating room and with which any deviations caused by sterilization can be taken into account. With this calibration method, the measurement equipment attached to the robot is guided via a line scan camera in accordance with a special procedure. The line scan camera can be connected directly to the mounting of the robot system in the operating room. In a final step, the concept of a graphic user interface was developed to depict events during robot-assisted keyhole surgery. Just as in conventional surgery, the surgeon controls each step via the computer screen displaying the endoscopic image. From the menu, he selects the effector he needs (e.g. scalpel) to carry out the next surgical step. Then he draws the (cutting) path directly on the endoscopic image and enters all the additional parameters required for the effector (cutting depth). Because of the method used described above to register the measuring points with image pixels, in future clinical applications it will be possible to calculate the robot path immediately from the direct interaction with the video image representation. In all, no arguments could be found against integrating the measuring procedure into a surgical instrument in the future.

This work has shown that there is an alternative to the current concepts and systems used in robot-assisted keyhole surgery which would enable robots to be used for soft-tissue surgery in the future. This would make robotic accuracy in the execution of complex tasks available to patients and increase the potentials of keyhole surgery. As well as developing

and testing the clinical instrument, additional research topics also arose which are prerequisites for the efficient implementation of robots in keyhole surgery, among others the investigation of methods for coping with dynamic surfaces or the development of new adapted effectors. The theoretic potential of using robots is as wide-reaching as the technical hurdles involved. This work has been an initial step in realizing the implementation of robots in keyhole surgery.

10 Literaturverzeichnis

- /ARA-99/ Arambula-Cosio F., Davies B.L.:
Automated Prostate Recognition-A key process for Robotic Prostatectomy.
Journal of Medical and Biological Engineering and Computing, Vol. 37, No. 2, 1999
- /AUT-01/ Autschbach R.:
Erfahrungen und Potenziale der Robotik in der Kardiochirurgie.
3. Symposium Neue Technologien für die Medizin, Shaker Verlag, p. 25-61, 10-11 Mai, 2001
- /BÄS-91/ Bässmann H., Besslich Ph. W.:
Bildverarbeitung ad oculos.
Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1991
- /BEI-54/ Beier W., Dörner E.:
Der Ultraschall in Biologie und Medizin.
VEB Georg Thieme, Leipzig, 1954
- /BÖT-03/ Böttger T., Rüter N.V., Stotzka R., Bendl R., Herfarth K.K.:
Registration of CT and MRI volume data of the liver.
Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2003), Elsevier Science B.V. p. 118-123, 2003
- /BUE-96-1/ Bueß G.F., van Bergen P., Kunert W., Schurr M.O.:
Die gegenwärtige und künftige Rolle der MIC in der Allgemeinchirurgie.
Das Krankenhaus 9, p. 469-475, 1996
- /BUE-96-2/ Bueß G.F., van Bergen P., Kunert W., Schurr M.O.:
Vergleichsstudie verschiedener 2-D- und 3-D-Sichtsysteme in der minimal-invasiven Chirurgie.
In: Der Chirurg (67), Springer Verlag, p. 1041-1046, 1996
- /CAV-91/ Cavaye D.M., Tabbara M.R., Kopchock G.E., Laas T.E. et. al.:
A New Technique for Intraluminal Organ Imaging: Three-Dimensional-Ultrasound. In: Laparoendoscopic Surgery, October, p. 268-269, 1991

- /CLA-01/ Clarke L., Bucholz R.D., Fuchs H., Kikinis R. et.al.:
Challenges and Opportunities in
Computer-Assisted Interventions.
White Paper, Computer Assisted Radiology and Surgery
(CARS 2001), Elsevier Science B.V., 2001
- /CUS-91/ Cuschieri A.:
Minimal Access Surgery and the Future of Interventional
Laparoscopy.
The American Journal of Surgery, Vol. 161, 1991
- /DAM-02/ Dammann F.:
Bildverarbeitung in der Radiologie.
Fortschr Röntgenstr 2002; 17, p. 541-550, 2002
- /DOO-95/ Doolin, E.J., Strande L.:
Calibration of endoscopic images.
Ann Otol Rhinol Laryngol, 104(1):19,23, 1995
- /EUL-00/ Euler E., Wirth S., Pfeifer, K.J., Mutschler W.,
Hebecker, A.:
3D-Bildgebung mit einem mobilen isozentrischen C-
Bogen.
In: electromedica 68, Heft 2, 2000
- /FAL-99/ Falk V., Autschbach R., Krakor R., Walther T. et.al.:
Computer-enhanced mitral valve surgery: toward a total
endoscopic procedure.
Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery, Vol 11,
No 3, p. 244-249, 1999
- /FED-01/ Federspil Ph., Stallkamp J., Peter K.:
Robotik : Eine neue Dimension in der HNO-Heilkunde?
In: HNO 49, Nr. 7, p. 505-513, 2001
- /FRE-97/ Freyer R., Fischer Th.:
Röntgentechnik.
Schriftenreihe Biomedizinische Technik,
Technische Universität Dresden,
Institut für Biomedizinische Technik, 1997
- /GLA-95/ Glauser D., Frankhauser F., Epitoux M., Hefti J.-L., Jaccot-
tet A.:
Neurosurgical Robot Minerva. First Results and
Current Developments.
Medical Robotics and Computer Assisted Surgery
(MRCAS), 2. Annual Symposium, Baltimore,
p. 24-30, 1995

- /GUB-97/ Guber, A., Giordano N., Loser M., Wieneke P.:
Mikroinstrumente aus Nickel-Titan-Fertigung
miniaturisierter Instrumente mittels
Mikro-Schneiderodiertchnik.
F&M Zeitschrift für Elektronik, Optik und Mikrosystemtech-
nik, Ausgabe 105/4, Carl Hanser-Verlag München, 1997
- /HAR-95/ Harris S.J., Mei, Q., Arambula-Cosio F.,
Hibberd R.D. et.al.:
A Robotic Procedure for Transurethral Resection of the
Prostate.
In: Second Annual International Symposium on Medical
Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS '95),
Baltimore, Maryland,
p. 264-271, 1995
- /HART-99/ Hartmann U., Kruggel F.:
Modelling Brain Biomechanics.
In: Navigated Brain Surgery, Hrsg: Spetzger U., Stiehl
S.H., Gilsbach J.M., Druck & Verlag Mainz, p. 183-192,
1999
- /HAY-01/ Hayashibe M., Nakamura Y.:
Laser-Pointing Endoscope System for Intra-Operative 3D-
Geometric Registration.
Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on
Robotic & Automation, p.1543-1548, 2001
- /HEC-81/ Hecke H.:
Endoscope with distance measuring device.
Richard Wolf GmbH, US-Patent Nr. US4271829, 1981
- /KAL-00/ Kalender W.A.
Computertomographie.
Publicis MCD Verlag, 2000
- /KAW-74/ Kawahara I.:
Device for Measuring Distance of an Object from the For-
ward end Portion of an Endoscope.
Olympus Optical CO, US-Patente Nr. US3817619,
US3817631, 1974
- /KEL-86/ Kelly P.J., Kall B.A., Goerss S., Earnest F.:
Computer-assisted stereotaxic laser resection of intra-
axial brain neoplasms.
Journal of Neurosurgery, Vol. 64, 1986
- /KOC-98/ Koch A.W., Ruprecht M.W., Toedter O., Häusler G.:
Optische Messtechnik an technischen Oberflächen,
expert Verlag, 1998

- /KÖC-98/ Köckerling F., Hohenberger W.:
Video-endoskopische Chirurgie: Grundlagen-Prinzipien-
Perspektiven.
Johann Ambrosius Barth Verlag, 1998
- /KRA-98/ Keine Angabe:
Krankenhaushygiene.
Hospital Hygiene, mhp-Verlag, Wiesbaden, 2. Auflage, p.
44ff, 1998
- /LAU-96/ Lauer W.:
Intelligentes Sensorsystem zum Ersatz der menschlichen
Tastwahrnehmung in der minimal invasiven Diagnostik.
Dissertation an der Fakultät für Maschinenbau der
Universität Karlsruhe, 1996
- /LIN-01/ Lindseth F., Ommedal S., Bang J., Unsgård G.,
Hernes T.A.N.:
Image Fusion of Ultrasound and MRI as an aid for asses-
sing anatomical shifts and improving overview and inter-
pretation in Ultrasound Guided Neurosurgery.
Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS), Berlin,
Germany, Elsevier Science B.V., p. 247-252, 2001
- /LUE-99/ Lueth, T. Bier, J.:
Robot-Assisted Intervention in Surgery.
In: Navigated Brain Surgery, Spetzger U., Stiehl S.H., Gils-
bach J.M. (Editors), Druck & Verlag Mainz, Druck & Verlag
Mainz, p, 219-226, 1999
- /MAR-01/ Maruyama T., Muragaki Y., Kubo O., Mochizuki M. et. al.:
Intraoperative detection of malignant gliomas using 5-Amin-
olevulinic acid induced protoporphyrin fluorescence, open-
MRI and real-time navigation system.
Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS), Berlin,
Germany, Elsevier Science B.V., p. 270-275, 2001
- /MAU-97/ Maurer R.C., Fitzpatrick J.M., Wang M.Y., Galloway R.L.:
Registration of Head Volume Images Using Implantable
Fiducial Markers.
IEEE Transaction on Medical Imaging, Vol. 16, No. 4,
1997
- /MCG-86/ McGreevy E., Stephen R.:
The Effect of Perspective Geometry on Judged Direction in
Spatial Information Instruments.
NASA-Ames Research Centre, Moffet Field, California,
Human Factors, 28(4), p. 439-456, 1986

- /MEL-98/ Melzer, A.:
Bildgesteuerte Zugangstechniken in der
Minimal Invasiven Chirurgie.
Inaugural-Dissertation an der Universität Witten/Herdecke,
Verlag Dr. Hänsel-Hohenhausen, 1998
- /MEI-99/ Mei Q., Harris S.J., Hibberd R.D., Wickham J.E.A.;
Davies B.L.:
Optimising Operation Process for Computer Integrated
Prostatectomy.
Proceedings of MICCAI'99, Springer Verlag,
p. 1042-1051, 1999
- /NEI-96/ Neider J., Davis T., Woo M.:
OpenGL Programming Guide.
Addison-Wesley, Release 1, p. 475-480, 1996
- /NIE-96/ Niemz M. H.:
Laser-Tissue-Interactions- Fundamentals and
Applications.
Springer Verlag Berlin, 1996
- /PAS-03/ Passlick B., Hatz R., Ulmer J., Thetter O.:
Videoassistierte, thorakoskopische Chirurgie/minimal-
invasive Chirurgie.
In: Manual Tumoren der Lunge und des Mediastinums,
Tumorzentrum München und
W. Zuckerschwerdt Verlag München, 2003
- /PSC-94/ Keine Angabe:
Pschyrembel - Klinisches Wörterbuch,
bearbeitet unter der Leitung von H.Hildebrandt,
Walter de Gruyter Verlag, 257. Auflage, 1994
- /RAD-01/ Radermacher K., Schkommodau E., Erbse S.,
Zimolong A. et.al.:
Planung, Chirurgierobotik, Automation und Navigation in
der orthopädischen Chirurgie.
3. Symposium Neue Technologien für die Medizin,
Shaker Verlag, p. 25-61, 10-11 Mai, 2001
- /ROC-99/ Keine Angabe:
Roche Lexikon Medizin.
Urban & Fischer Verlag München, 4. Auflage, 1999

- /ROH-99/ Rohr K., Stiehl H.S., Fornefett M., Frantz S., Hagemann A.:
Landmark-Based Elastic Registration of Human Brain Images,
In: Navigated Brain Surgery, Spetzger U., Stiehl S.H., Gilsbach J.M. (Editors), Druck & Verlag Mainz, p. 137-148, 1999
- /RUU-01/ Ruurda J.P., Broeders I.A.M.J.:
Feasibility of robot assisted laparoscopic cholecystectomy.
Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2001), Elsevier Science B.V., p. 159-164, 2001
- /SAK-95/ Sakas G., Schreyer L.-A.:
Preprocessing and Volume Rendering of 3D Ultrasonic Data.
IEEE Computer Graphics and Applications, 0272-17-16/95, 1995
- /SCHE-95/ Schenker P.S., Barlow E.C., Boswell C.D., Das H. et al.:
Development of a Telemanipulator for Dexterity Enhanced Microsurgery.
Jet Propulsion Laboratory, In: Second Annual International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS '95), Baltimore, Maryland, p. 81-88, 1995
- /SCHI-99/ Schill M., Wagner C., Männer R., Bender H.J.:
Biomechanical Modelling Techniques and their Application to the Simulation of Brain Tissue.
In: Navigated Brain Surgery, Spetzger U., Stiehl S.H., Gilsbach J.M. (Editors), Druck & Verlag Mainz, p. 193-201, 1999
- /SCHME-97/ Schmerber, S., Chen B., Lavalée S., Chirossel, J.-P. et.al.:
Markerless Hybrid Registration Method, for Computer Assisted Endoscopic RNT Surgery.
Computer Assisted Radiology and Surgery, Lemke H.U. , Vannier M.W. , Inamura K. (Editors), Elsevier Science B.V., p.799-806, 1997
- /SCHMI-94/ Schmidt K.H.:
Ein neues holographisches Ultraschall Abbildungsverfahren mit einer neuen Parallelrechnerarchitektur zur Echtzeit-Auswertung.
Dissertation an der Fakultät für Physik der Ludwig-Maximilians-Universität München, 1994

- /SCHR-99/ Schroeder H.W.S., Gaab, M. R.:
Intracranial endoscopy.
In: Neurosurgical Focus 6(4), Article 1, 1999
- /SCHU-99-1/ Schurr M.O., Arezzo A., Bueß G.F.:
Robotics and systems technology for advanced endoscopic procedures: experiences in general surgery.
European Journal of Cardio-Thoracic Surgery 16,
Elsevier Science B.V., 1999
- /SCHU-99-2/ Schurr, M.O.:
Robotik in der endoskopischen Chirurgie: Entwicklung und Erprobung des Telemanipulatorsystems ARTEMIS.
Inaugural-Dissertation an der
Chirurgischen Universitätsklinik Tübingen, 1999
- /SCHU-99-3/ Schurr M.O., Kunert W., Bueß G.F., Arezzo A.:
The Role and Future of Endoscopic Imaging Systems.
Endoscopy, 31, p. 557-562, 1999
- /SIM-95/ Simon D.J., O'Toole R.V., Blackwell M., Morgan F. et. al.:
Accuracy Validation in Image-Guided
Orthopaedic Surgery.
In: Second Annual International Symposium on Medical
Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS '95),
Baltimore, Maryland, p. 185-192, 1995
- /STA-00/ Stallkamp J., Schraft R.D., Hiller A.:
Bedeutung von Peripheriesystemen für den medizinischen
Robotereinsatz.
2. Symposium Neue Technologien für die Medizin,
Shaker Verlag, p. 179-192, 2000
- /STA-02/ Stallkamp J.:
Verfahren und Vorrichtung zur Messung und Entfernung
eines Objektes.
Deutsches Patent- und Markenamt,
Offenlegungsschrift DE 100 37 771 A1, 2002
- /STA-04-1/ Stallkamp J., Hiller A.:
Robotersystem für die transpedikuläre Fusion bei
degenerativen Wirbelsäulenerkrankungen.
In: Der enge Spinalkanal, Pfeil J., Rompe J.-D.
(Herausgeber), Steinkopff Verlag Darmstadt, p. 129-136,
2004

- /STA-04-2/ Stallkamp J.:
Sensor-Based Intra-Operative Navigation for the Robot-Assisted Keyhole Surgery.
In: Perspectives in Image-Guided Surgery, T. M. Buzug and T. C. Lueth (Editors), World Scientific Publishers, Singapore, p. 361-368, 2004
- /STA-04-3/ Stallkamp J.:
Service Roboter Visionen - Medizin.
Schraft R.D., Hägele M., Wegener K. (Herausgeber), Carl Hanser Verlag München, p. 129-141, 2004
- /STEIG-01/ Steiger H.-J., Gumprecht H.:
Chirurgische Therapie.
In: MANUAL-Hirntumoren und primäre Tumoren des Rückenmarks, Tumorzentrum München, p. 37-42, 2001
- /STEINB-93/ Steinbrecher R.:
Bildverarbeitung in der Praxis.
R.Oldenbourg Verlag München Wien, 1993
- /STEINE-94/ Steiner H, Staudach A., Spitzer D., Schaffer H.:
Three-Dimensional Ultrasound in Obstetrics and Gynaecology: Technique, Possibilities and Limitations.
Human Reproduction, Vol. 9, No. 9, p. 1773-1778, 1994
- /TAF-99/ Taffinder N., Smith S.G.T., Huber J., Russel R.C.G., Darzi A.:
The Effect of a second-generation 3D-Endoscope on the laparoscopic precision of novices and experienced surgeons.
Surgical Endoscopy, 13, p. 1087-1092, 1999
- /TEN-95/ Tendick F., Bhojrul S., Way L.W.:
Comparison of Laparoscopic Imaging Systems and Conditions Using a Knot Tying Task.
Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS), 2. Annual Symposium, Baltimore, 1995
- /TIL-03/ Tillier Y., Paccini A., Durand-Reville M., Bay F., Cheot J.-L.:
Three-dimensional finite element modelling for soft tissues surgery.
Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 1997), Elsevier Science B.V. p. 349-355, 2003
- /TRA-96/ Trapp R., Englert M., Fischer H., Neisius B. et al.:
Telemanipulator für die endoskopische Chirurgie.
Minimal Invasive Medizin 7 (2), ecomed Verlagsgesellschaft, p. 65-70, 1996

- /VAN-96/ Vannier W.V., Marsh J.L., Wang G., Christensen G.E., Kane A.A.:
Surgical Imaging Systems.
In: Surgical Technology International V.,
Universal Medical Press Inc., p. 35-42, 1996
- /VLA-99/ Vlaardingerbroek M.T. den Boer J.A.:
Magnetic Resonance Imaging.
Springer Verlag, 2. Auflage, 1999
- /VOG-95/ Voges U., Dautzenberg F., Kühnapfel u., Neisius B. et al.:
Experimenteller Telemanipulator für die Minimal Invasive
Chirurgie.
FZKA 5670, p. 106-111, 1995
- /WAP-97/ Wapler, M., Weisener, T., Urban, V.:
Precision Robot-Assisted Surgery with Motion Feedback.
International Advanced Robotic Programme (IARP),
2nd Workshop, Heidelberg, 1997
- /WEI-01/ Weishaupt D. , Köchli V.D., Marincek B.:
Wie funktioniert MRI.
Springer Verlag, 3. Auflage, 2001
- /WIE-63/ Wiedau E., Röher O.:
Ultraschall in der Medizin.
Verlag Theodor Steinkopf Dresden und Leipzig, 1963
- /WIR-98/ Wirtz C.R., Kunze, S.:
Neuronavigation: Computerassistierte Neurochirurgie.
Deutsches Ärzteblatt, Heft 39, p. 2384-2390 , 1998

Anhang A: Komponentenliste

Bezeichnung	Typ	Hersteller/ Lieferant	Bemerkung
Betriebssystem	Win2000 SP4/	Microsoft	--
Betriebssystem (Kalibrierungssystem)	Win98SE	Microsoft	--
CCD-Endoskop-Kamera	telecam SL pal	Storz	S-VHS- Kanal verwendet
Endoskop	PE-184-A	Aesculap	D/L: 2.7mm/188mm Öffnungswinkel: ca 75°
Entwicklungsumgebung	Visual C++ 6.0	Microsoft	--
Frame-Grabber	pxc200F	Imagination	PCI-Steckkarte
Kartesisches 3-Achsen Flachbett-Portal	keine Angabe	ISELautomation	Wiederholgenauigkeit: 0.01mm, Genauigkeit: 0.01mm, Steuerung von Logosol
Laser 1 (Versuchsaufbau)	LAS-635-15	StockerYale	Wellenlänge: 635nm Nennleistung: 15mW
Laser 2 (Versuchsaufbau)	LAS-685-50	StockerYale	Wellenlänge: 685nm Nennleistung: 50mW
Laser 3 (Funktionsmuster)	Z3B50p	Z-LASER	Leistung: 3mW Wellenlänge: 650nm
Messtaster	MT1271	Haidenhein	Genauigkeit: +/-0.2µm Messschritt: 0.5-0.05µm
PC	Dual Pentium III 1GHz	---	--
PC (Kalibrierungsstation)	MSV568	Digital Logic	Miniaturisierter PC aus PC104 Komponenten

Bezeichnung	Typ	Hersteller/ Lieferant	Bemerkung
Präzisionsdreh- tisch mit Schne- kenantrieb	M-037.00	Physikalische Instru- mente	Schneckengetriebeun- tersetzung: 180:1
Probenhalter	Nivelliertisch	LUX	--
Schrittmotor- Steuerung	IT116	ISEL	Serielle Schnittstelle
Spiegel	M43-878	Edmund Industrie Optik GmbH	First Surface Mirrors, Aluminiumbeschichtung
Spiegelsteuerung	MCDC2805	Faulhaber	Serielle Schnittstelle
Voice-Coil Actua- tor	LA14-24- 000A	Kimco, Magentics Div.	--
Xenon -Lichtquelle	450BV	Storz	--
Zeilenkamera	LSO7926	EURECA	Sensor: Sony, Pixelgröße: 7µm, Anzahl der Pixel: 7926
Z-Rotationsantrieb	4H5618M050 8	Nanotec	Getriebe-Schrittmotor, Übersetzung: 1:50

Anhang B: Glossar

Arbeitsraum	Der Bereich der Roboterbewegung, der am Ende der Kinematik-Kette (hier: der Instrumentenspitze) zugänglich ist
Akquisitionsrate	Hier: Geschwindigkeit, mit der Daten gemessen, verarbeitet und weitergeleitet werden
Bahngeneratoren	Hard- und Softwarekomponenten für die Berechnung einer durchgängigen Roboterbahn
Eingriffslinie	Die Linie auf der Gewebeoberfläche, die die Vorschubsbahn des Effektors für die Durchführung der invasiven Maßnahme beschreibt
Gantry	Kreisförmige Öffnung bei Computer- oder Kernspintomographen, in der der Patient während der Messung gelagert wird
invasiv	Mit chirurgischen Maßnahmen ohne natürliche Zugänge in das Gewebe eindringend
Koagulation	Gerinnung, hier: durch äußeren Hitzeeinfluss
Läsionsrisiko	Verletzungsgefahr von Gewebe
Laparoskopie	Bauchspiegelung mit endoskopischen Instrumenten
multimodale Messung	Ausnutzung von unterschiedlichen Sensoren und Einstellungen für die Gewinnung eines einzelnen Messergebnisses
Neurochirurgie	Die chirurgische Disziplin, die sich mit Erkrankungen im Kopf und an der Wirbelsäule befasst. Wenn nicht anders angegeben, sind in diesem Fall Operationen im menschlichen Gehirn gemeint
Ophthalmologie	Augenheilkunde
Pixel	Digitale Beschreibung eines Bildpunktes mit einer zweidimensionalen Koordinate
Rekonstruktion	Hier: Erstellung eines Gesamtbildes der Operativen Umgebung aus einzelnen, häufig punktuellen Informationen
Resektion, resezieren	Entfernung von kranken Organteilen /PSC-94/

Situs	Medizinisch: Lage von Organen im Körper.
Trackingsystem	System zur Vermessung der Lage eines Objektes im Raum
Trajektionslinie	Bei Minimal Invasiven Operationen die direkte Verbindung von Zugangspunkt und Zielpunkt, auf der das Endoskop im Idealfall vorgeschoben wird
Trauma	Verletzung, Gewalteinwirkung in körperlicher oder psychologischer Hinsicht /PSC-94/
Trokar	In einer Röhre steckende dicke Nadel mit Griff und dreikantiger Spitze, die nach dem Einstechen in den Körper ohne die Röhre herausgezogen wird
Voxel	Digitale Beschreibung eines Bildpunktes mit einer räumlichen Koordinate
Voxel-Array	Anordnung von Bildpunkten in einer räumlichen Struktur, in der Regel eines orthogonalen Quaders
Wirkungswinkel	Der Winkel des Effektors zur Gewebeoberfläche in der Operativen Umgebung, bei dem die gewünschte operative Wirkung erzielt wird
Zielgebiet	Beschreibt das Volumen im Körper am Ende des Zugangskanals in der MIC, das für diagnostische Zwecke beobachtet oder in dem die therapeutische Maßnahme durchgeführt wird
Zielpunkt	Definierter Punkt im Zielgebiet. Die Verbindung zwischen Zugangspunkt und Zielpunkt bildet die Trajektionslinie
Zugangspunkt	Der Punkt, an dem bei einem minimal invasiven Eingriff die Körperhülle eröffnet wird