

Hybrides Registrierungsverfahren für die navigierte Schädelbasischirurgie

Von der Fakultät für
Konstruktions-, Produktions- und Fahrzeugtechnik
der Universität Stuttgart zur Erlangung der Würde eines
Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.) genehmigte Abhandlung

Vorgelegt von

Dirk Malthan

aus Göttingen

Hauptberichter: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Prof. E.h. Dr.-Ing. E.h. Dr. h.c.

mult. E. Westkämper

Mitberichter:

Prof. Dr. med. Dr. h.c. mult. H.-P. Zenner

Tag der mündlichen Prüfung: 05. April 2011

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. mult. Dr. h.c. mult. Hans-Jörg Bullinger
und

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

Dirk Malthan



Hybrides Registrierungs- verfahren für die navigierte Schädelbasischirurgie

Nr. 516

Dr.-Ing. Dirk Malthan

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. mult. Dr. h.c. mult. Hans-Jörg Bullinger

ord. Professor an der Universität Stuttgart

Präsident der Fraunhofer-Gesellschaft, München

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

ord. Professor an der Universität Stuttgart

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

D 93

ISBN 978-3-939890-87-4

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 2011.

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

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Industrielle Fertigung und Fabrikbetrieb (IFF) der Universität Stuttgart und am Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung (IPA).

Herrn Prof. Dr.-Ing. Prof. E.h. Dr.-Ing. E.h. Dr. h.c. mult. Westkämper danke ich für seine wohlwollende Unterstützung und seine wertvollen Hinweise, die zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben. Für die Initiierung des Forschungsprojekts und für die Bereitstellung der klinischen Infrastruktur danke ich Herrn Prof. Dr. med. Dr. h.c. mult. Zenner ebenso wie für seine freundliche Übernahme des Mitberichts.

Mein Dank gilt darüber hinaus all jenen Kollegen, Projektpartnern und Freunden, die mich während meiner Arbeit in vielfacher Art und Weise unterstützt haben. In besonderem Maße danke ich Herrn Dr.-Ing. Jan Stallkamp und Herrn Prof. Dr. med. M. Marcus Massen. Die zahllosen Diskussionen und konstruktiven Verbesserungsvorschläge während der Themenfindung, der inhaltlichen Umsetzung und der Ausarbeitung des Manuskripts haben die vorliegende Arbeit erst ermöglicht.

Meiner Lebensgefährtin danke ich für das Korrekturlesen des Manuskripts, vor allem jedoch für ihre Geduld und ihre motivierende Unterstützung während aller Höhen und Tiefen bei der Entstehung der Arbeit.

Ulm, im April 2011

Dirk Malthan

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	14
1.1	Problemstellung	15
1.2	Zielsetzung und Vorgehensweise	15
2	Ausgangssituation	17
2.1	Begriffe und Definitionen	17
2.1.1	Computerassistierte Chirurgie und Navigation	17
2.1.2	Bildgebende Verfahren in der Medizin	17
2.1.3	Roboterassistierte Chirurgie	18
2.1.4	Patientenregistrierung	18
2.2	Roboterassistierte Implantation von Hörgeräten	20
3	Analyse des Registrierungsprozesses	22
3.1	Analyse der Toleranzkette	22
3.2	Integration in den Operationsprozess	24
3.2.1	Ergonomie und Anwenderführung	24
3.2.2	Zusätzliche Operationsschritte	24
3.3	Intraoperativer Zeitaufwand der Registrierung	25
3.4	Robustheit gegen Fehlereinflüsse	25
3.5	Verfahrensinhärente Qualitätskontrolle	26
3.6	Ableitung von Anforderungen	26
4	Stand der Forschung und Technik	28
4.1	Landmarkenbasierte Registrierungsverfahren	28
4.1.1	Anatomische Landmarken	28
4.1.2	Künstliche Landmarken	30
4.2	Oberflächenbasierte Registrierungsverfahren	31
4.2.1	Iterative Matching-Verfahren	31
4.2.2	Kommerziell verfügbare Systeme	33
4.3	Kombinierte Registrierungsverfahren	33
4.4	Diskussion der Registrierungsverfahren	34
4.4.1	Landmarkenbasierte Registrierungsverfahren	34

4.4.2	Oberflächenbasierte Registrierungsverfahren	34
4.4.3	Kombinierte Registrierungsverfahren	35
4.5	Bewertung des Stands der Technik	35
4.6	Ableitung der Entwicklungsschwerpunkte	37
5	Lösungsansatz für das hybride Registrierungsverfahren	39
5.1	Systemgrenzen des Verfahrens	39
5.1.1	Eingangsdaten	39
5.1.2	Ausgangsdaten des Verfahrens	41
5.2	Herleitung des Lösungsansatzes	42
5.3	Landmarken aus lokalen Topologien	42
5.4	Repräsentation und Punktbezug natürlicher Landmarken	43
5.5	Lageinvarianz der Repräsentation	44
5.5.1	Spin Images	45
5.5.2	Gauss'sche Oberflächenabbilder	46
5.5.3	Diskussion und Schlussfolgerung	46
5.6	Identifikation von natürlichen Landmarken	47
5.6.1	Strukturierung der Oberfläche	47
5.6.2	Eindeutigkeit der Oberfläche	48
5.6.3	Wahrscheinlichkeiten für Landmarken	49
5.6.4	Diskussion und Schlussfolgerung	50
5.7	Auswahl der Landmarken	50
5.7.1	n -beste Gleichverteilung der Auswahl	51
5.7.2	Monte-Carlo-Verteilung der Auswahl	51
5.7.3	Geometrische Gewichtung	52
5.7.4	Diskussion und Schlussfolgerung	55
5.8	Assoziationswahrscheinlichkeiten	56
5.8.1	Kreuzkorrelation	57
5.8.2	Absoluter und Quadratischer Fehler	57
5.8.3	Diskussion und Schlussfolgerung	58
5.9	Auswahl der Assoziationen	58
5.9.1	Anzahl der Assoziationen	59
5.9.2	Monte-Carlo-Gewichtung	61
5.9.3	Beschränkung der Auswahl	62
5.9.4	Geometrische Konsistenz	63
5.9.5	Diskussion und Schlussfolgerung	64
5.10	Berechnung der Transformationsmatrix	65
5.10.1	Transformations-Clustering	65
5.10.2	Maximum-Histogramm-Verfahren	66
5.10.3	Einpassen einer Normalverteilungs-Kurve	68
5.10.4	Iterative Nächste-Punkt-Verfahren	68
5.10.5	Diskussion und Schlussfolgerung	69

5.11 Zusammenfassung des Konzepts	70
6 Umsetzung des hybriden Registrierungsverfahrens	73
6.1 Entwicklung eines Ersatzmodells	73
6.1.1 Die Prüfoberfläche im Registrierungsablauf	73
6.1.2 Erstellung der Prüfoberfläche	75
6.1.3 Fehlereinflüsse des Modells	76
6.2 Realisierungswerkzeuge	79
6.2.1 Spin Image Center	79
6.2.2 Externe Systeme	81
6.3 Erstellung der Landmarkendatenbanken	82
6.3.1 Generierung der Spin Images	83
6.3.2 Variation des Einzugsradius	86
6.3.3 Höhe und Auflösung	90
6.3.4 Variation der Ähnlichkeitsbestimmung	92
6.4 Erstellung der Assoziationen	93
6.4.1 Gewichtung und Auswahl der Landmarken	93
6.4.2 Zuordnung von Assoziationen	95
6.5 Durchführung der Transformation	97
6.5.1 Erstellung des Transformationshistogramms	97
6.5.2 Berechnung der Transformationsmatrix	98
6.5.3 Definition der Fehlerschranken	100
6.6 Zusammenfassung und Schlussfolgerung	103
7 Evaluierung des hybriden Registrierungsverfahrens	105
7.1 Durchführung der hybriden Registrierung	106
7.1.1 Variation der Prüfoberflächen	106
7.1.2 Registrierung unveränderter Oberflächen	107
7.1.3 Einfluss von Messrauschen auf das Registrierungsverfahren	107
7.1.4 Registrierung lokal defekter Oberflächen	111
7.2 Analyse der Evaluierung	114
7.2.1 Minimale Anzahl der Bedienschritte	114
7.2.2 Robustheit gegen Fehlbedienung	115
7.2.3 Intraoperativer Zeitaufwand	116
7.2.4 Qualitätskontrolle	116
7.2.5 Robustheit gegen Artefakte	117
7.2.6 Präzision	117
7.2.7 Zusammenfassung und Diskussion	118
8 Exemplarische Integration	120
8.1 Entwicklung des Versuchsaufbaus	120
8.2 Erzeugung präoperativer Patientendaten	121

8.3 Vermessung der Patientenoberfläche	123
8.4 Durchführung der Registrierung	124
9 Zusammenfassung und Ausblick	126
10 Summary	128

Häufig verwendete Formelzeichen

Zeichen Bezeichnungen, synonym verwendete Begriffe

$\underline{x}_{\text{Pat}}$	Koordinaten eines beliebigen Punktes im Patienten-Koordinatensystem
$\underline{x}_{\text{Plan}}$	Koordinaten eines beliebigen Punktes im Planungs-Koordinatensystem
T_{Reg}	Registrierungsmatrix zur Überführung von $\underline{x}_{\text{Plan}}$ in $\underline{x}_{\text{Pat}}$
R_{Reg}	Rotationsmatrix der Registrierungsmatrix T_{Reg}
d_{Reg}	Translationsvektor der Registrierungsmatrix T_{Reg}
F_{Nav}	Geometrischer Gesamtfehler der Navigation
F_{BGV}	Geometrischer Fehler der Bildverarbeitung
F_{Plan}	Geometrischer Fehler des Planungssystems
F_{Track}	Geometrischer Fehler des Koordinatenmesssystems
T_{Temp}^*	Approximation von T_{Reg} durch Transformations-Clustering
x_i	Knotenpunkt im Polygongitter des Patienten-Koordinatensystems
x'_j	Knotenpunkt im Polygongitter des Planungs-Koordinatensystems
P_A	Wahrscheinlichkeit für eine zutreffende Punktassoziation
$P_{L,i}$	Wahrscheinlichkeit für eine korrekte Landmarken-Repräsentation von x_i
$S_{i,j}$	Maß für die Ähnlichkeit zweier Knotenpunkte x_i und x'_j
FRE	Geometrischer Fehler der Zuordnung von Registrierungsmarkern
TRE	Geometrischer Fehler der Zuordnung von Oberflächenpunkten
DE	Absoluter Abstandsfehler der geometrischen Konsistenz
RDE	Relativer Abstandsfehler der geometrischen Konsistenz

Kapitel 1

Einleitung

Die weit reichenden Fortschritte der Computer- und Telekommunikationsindustrie haben nicht nur viele Bereiche des öffentlichen Lebens beeinflusst, sondern auch das Erscheinungsbild der modernen Medizin entscheidend verändert und geprägt. Die Anwendungsgebiete dieser Technologien innerhalb der Medizintechnik sind breit gefächert und umfassen die Infrastruktur von Arztpraxen und Krankenhäusern, mobile und stationäre Patientenüberwachungssysteme, den Bereich der bildgebenden Verfahren bis hin zu computergesteuerten Geräten und aktiven chirurgischen Instrumenten. Bezüglich der technologischen Komplexität nehmen medizinische Roboter- und Telemanipulationssysteme eine Sonderstellung ein und demonstrieren in einzelnen Anwendungen unfreiwillig, dass nicht alles, was technologisch realisierbar ist, zwingend mit einer Verbesserung der Versorgung des Patienten einhergeht [57].

Dennoch hat der Einsatz von Computer- und Robotersystemen in der Medizintechnik viele Eingriffe grundlegend verändert oder überhaupt erst ermöglicht. Dies betrifft insbesondere so genannte navigierte Eingriffe: Hier wird bereits vor der Operation mit geeigneten bildgebenden Verfahren eine hochauflösende dreidimensionale Aufnahme des Patienten erstellt, die während des Eingriffs dazu eingesetzt wird, chirurgische Instrumente relativ zu anatomischen Strukturen des Patienten zu führen. Die sich daraus ergebende Möglichkeit, den Verlauf der Operation präzise zu planen und intraoperativ überwachen zu können, hat insbesondere in der Neurochirurgie und der Kopfchirurgie zu einer Verbesserung der Qualität und der Sicherheit chirurgischer Eingriffe geführt [33], [62].

Eine weitere Steigerung der Effizienz, der Präzision und der Dokumentierbarkeit medizinischer Eingriffe erwarten sich die Operateure vom Einsatz chirurgischer Robotersysteme [38]. Die Vorteile dieser Technologie werden insbesondere in der exakten zitter- und ermüdungsfreien Führung von chirurgischen Instrumenten gesehen [41]. Damit wurden unter anderem Fräsvorgänge in Knochengewebe als potenzielles Einsatzgebiet von Robotersystemen identifiziert: Durch die geometrisch definierte und invariante Lage des Knochengewebes ist der Eingriff einerseits exakt planbar, der manuelle Fräsprozess ist jedoch andererseits eine ermüdende und Kräfte zehrende

Arbeit, die für den erfahrenen Kopfchirurgen eine vergleichsweise wenig anspruchsvolle Tätigkeit darstellt.

1.1 Problemstellung

Bei navigierten Operationen kommt der Identifikation der exakten Lage des Patienten im Operationssaal eine entscheidende Bedeutung zu. Erst diese so genannte *Registrierung* der Lage des Patienten ermöglicht die Übertragbarkeit von präoperativen Planungsschritten auf die intraoperativen Verhältnisse. Die Präzision der Registrierung besitzt einen wesentlichen Einfluss auf die Genauigkeit der Operation und ist dadurch entscheidend für den Behandlungserfolg einer Therapie [60]. Für die Durchführung der Registrierung wurden in den letzten Jahren verschiedene Methoden entwickelt, die entweder auf der manuellen Zuordnung von natürlichen oder künstlichen markanten Punkten (*Landmarken*), oder aber auf einem Vergleich der geplanten und der realen Oberfläche des Patienten beruhen. Dennoch stellt die Registrierung bis heute den aufwändigsten und fehleranfälligsten Einzelschritt in der Prozesskette der navigierten Chirurgie dar [25].

Dies gilt insbesondere für die roboterassistierte Chirurgie, bei der die Bahnplanung des Roboters unmittelbar von der geometrischen Registrierung des Patienten abhängt. Damit werden extrem hohe Ansprüche an die Präzision der Registrierung gestellt, die von den verfügbaren Registrierungsverfahren mit einer erreichbaren Absolutgenauigkeit von 2-7 mm nicht befriedigt werden können [76].

Darüber hinaus werden die verbesserten Möglichkeiten zur Automatisierung der Registrierung durch den Robotereinsatz von heutigen Verfahren nicht berücksichtigt, sodass sich die Integration der Registrierung in den Operationsablauf mitunter umständlich und fehleranfällig gestaltet.

1.2 Zielsetzung und Vorgehensweise

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, ein automatisiertes Registrierungsverfahren speziell für die Anforderungen der roboterassistierten Mikrochirurgie an der lateralen Schädelbasis zu entwickeln und zu evaluieren. Hierfür werden zunächst die medizinischen und technologischen Randbedingungen identifiziert. Die verfügbaren Ansätze und Lösungen des Stands der Technik und Forschung werden demonstriert und den Anforderungen analysierend gegenüber gestellt. Basierend auf den abgeleiteten Schwachstellen der derzeit eingesetzten Methoden werden Konzepte für ein neuartiges Registrierungsverfahren für roboterassistierte Eingriffe an der Schädelbasis entwickelt.

Zur Evaluierung des Verfahrens wird zunächst ein Oberflächenmodell entwickelt, an welchem sich die grundlegenden Eigenschaften des Registrierungsverfahrens und die erreichbare Präzision untersuchen lassen. Zur Überprüfung der Integrierbarkeit

und der prinzipiellen Einsetzbarkeit unter klinischen Bedingungen wird ein Versuchsstand für Operationen an der lateralen Schädelbasis realisiert, der die Durchführung von Versuchen an einem anatomischen Präparat gestattet.

Mit der Entwicklung des Registrierungsverfahrens soll die Präzision und der Automatisierungsgrad roboterassistierter Eingriffe an der lateralen Schädelbasis verbessert werden. Dadurch wird die Traumatisierung des Patienten bei notwendigen Eingriffen minimiert; die Qualität, die Zeiteffizienz und die Dokumentierbarkeit der Operation wird gesteigert.

Kapitel 2

Ausgangssituation

2.1 Begriffe und Definitionen

Für das Verständnis der Entwicklung und Evaluierung des Registrierungsverfahrens wird die Kenntnis einiger Begriffe und Definitionen vorausgesetzt, die an dieser Stelle definiert und erläutert werden. Die Bedeutung der einzelnen Begriffe wird dabei soweit dargestellt, dass die Identifikation der Anforderungen und die Analyse der Schlussfolgerungen nachvollziehbar werden. Für weiter führende Erklärungen sei auf die Fachliteratur verwiesen.

2.1.1 Computerassistierte Chirurgie und Navigation

Unter dem Begriff der *computerassistierten Chirurgie* (auch: CAS, Computer Aided Surgery) versteht man den Einsatz von computerisierten Systemen für die Planung und Durchführung eines operativen Eingriffs [33]. Bei der medizinischen Navigation, einem Teilbereich der computerassistierten Chirurgie, erfolgt die Unterstützung des Operators durch die Einblendung eines chirurgischen Werkzeugs in das dreidimensionale Abbild des Patienten während der Operation. Hierzu wird die Position des Werkzeugs von einem geeigneten Messsystem erfasst, in den Koordinatenraum des dreidimensionalen Abbilds des Patienten transformiert und in der relativen Lage zu anatomischen Strukturen visualisiert. Auf diese Weise wird die räumliche Orientierung des Operators bezüglich der anatomischen Zielstrukturen erleichtert [61], [53].

2.1.2 Bildgebende Verfahren in der Medizin

Die Gesamtheit der apparativen Verfahren zur Erstellung zwei- oder dreidimensionaler Abbildungen von anatomischen Strukturen wird unter dem Begriff der *bildgebenden Verfahren* zusammengefasst [55]. Die bildgebenden Verfahren liefern damit die notwendige Datenbasis zur Durchführung von computerassistierten Eingriffen.

Bildgebende Verfahren werden anhand der zugrunde liegenden physikalischen Wirkprinzipien klassifiziert. Hierzu zählen etwa die Röntgenstrahlung, die Infrarotstrahlung, die radioaktive Strahlung, die Kernspinresonanz und der Ultraschall. Besonders geeignet für die computerassistierte Schädelbasischirurgie ist die hochauflösende Computertomographie (CT), mit welcher weitgehend verzeichnungsfreie dreidimensionale Daten von knöchernen Strukturen gewonnen werden können [14].

2.1.3 Roboterassistierte Chirurgie

Der Einsatz moderner bildgebender Verfahren, allen voran der Computertomografie und der Magnetresonanztomografie, bildet die Basis für den Einsatz von Robotersystemen in der Chirurgie. Zumeist wird hierbei zwischen so genannten Telemanipulationssystemen und Robotersystemen im eigentlichen Sinne des Wortes unterschieden. Während Telemanipulatoren unmittelbar oder über geeignete Algorithmen indirekt in Echtzeit durch den Chirurgen gesteuert werden, sind Robotersysteme dazu in der Lage, vorprogrammierte Bewegungsabläufe - zumeist unter direkter Kontrolle des Chirurgen - auszuführen. Für beide Varianten hat sich der Begriff der *Roboterassistierten Chirurgie (RAS)* etabliert, der in dieser Weise auch im Folgenden gebraucht und verstanden werden soll.

2.1.4 Patientenregistrierung

Arten der Registrierung

Der Begriff der Registrierung ist in der medizinischen Anwendung mit unterschiedlichen Bedeutungen belegt. Zu den beschriebenen Anwendungen von Registrierungsverfahren zählen die folgenden Szenarien:

- Die Registrierung von multimodalen Bilddaten ermöglicht die Darstellung von anatomischen Strukturen unter Verwendung mehrerer bildgebender Verfahren. So erlaubt etwa eine Überlagerung von Computertomografie-, Magnetresonanztomografie- und Positronen-Emissions-Tomografie-Daten eine aussagekräftigere Visualisierung zur Diagnose und Operationsplanung in der Neurochirurgie [23]. Gleichzeitig kann die Fusion von präoperativen Planungsdaten mit intraoperativen Sensordaten (u.B. Ultraschall) die Präzision eines navigierten Eingriffs verbessern [16]
- Die Registrierung von Zeitreihenaufnahmen eines Patienten gestattet ein quantitatives Monitoring von Krankheitsverläufen beziehungsweise einen objektiven Vergleich von Befunden vor und nach einer erfolgten Therapie.
- Die Registrierung von präoperativen Bilddaten mit realen Patienten bildet die technologische Grundlage für die Durchführung von navigierten Operationsverfahren (*image to physical registration - IP*) [45]. Hierbei wird durch eine

geeignete Transformationsmatrix T_{Reg} ein beliebiger anatomischer Punkt im Koordinatensystem der präoperativen Bildgebung x_I in den entsprechenden Punkt des Koordinatensystems des realen Patienten x_P überführt.

In dieser Arbeit wird ausschließlich die letzt genannte Form der Registrierung betrachtet werden, welche sich im dreidimensionalen Raum darstellen lässt als

$$\bar{x}_P = T_{\text{Reg}} \cdot \bar{x}_I = \begin{pmatrix} t_{0,0} & t_{1,0} & t_{2,0} \\ t_{0,1} & \cdots & \vdots \\ t_{2,0} & \cdots & t_{2,2} \end{pmatrix}_{\text{Reg}} \begin{pmatrix} x_0 \\ x_1 \\ x_2 \end{pmatrix}_I, \quad (2.1)$$

beziehungsweise in vektorieller Schreibweise mit der Rotationsmatrix R_{Reg} und dem Translationsvektor d_{Reg}

$$\bar{x}_P = R_{\text{Reg}} \cdot \bar{x}_I + d_{\text{Reg}} = \begin{pmatrix} r_{0,0} & r_{1,0} & r_{2,0} \\ r_{0,1} & \cdots & \vdots \\ r_{2,0} & \cdots & r_{2,2} \end{pmatrix}_{\text{Reg}} \begin{pmatrix} r_0 \\ x_1 \\ x_2 \end{pmatrix}_I + \begin{pmatrix} d_0 \\ d_1 \\ d_2 \end{pmatrix}_{\text{Reg}}. \quad (2.2)$$

Präzision der Registrierung

Die Qualität der Registrierung hat einen unmittelbaren Einfluss auf die Präzision des navigierten Eingriffs und damit auf das Ergebnis der Operation und auf die Traumatisierung des Patienten. Dabei ist der Begriff der *Präzision* keinesfalls eindeutig belegt und wird auch in der Fachliteratur nicht einheitlich verwendet [60].

Unter dem Begriff der *Präzision* soll im folgenden stets der absolute Fehler $\text{TRE} \in \mathbb{R}$ verstanden werden, um welcher ein beliebiger mittels Gleichung 2.1 ermittelter Punkt im Koordinatensystem des Patienten \bar{x}_P von seiner messtechnisch ermittelten Soll-Lage $\bar{x}_{P,\text{Mess}}$ abweicht. Fehler dieser Art werden in der Literatur zumeist mit dem Begriff *Target Registration Error* [45] bezeichnet.

Die Präzision lässt sich ausdrücken als die Länge des Differenzvektors \bar{x}_{Diff}

$$F_{\text{Max}} = |\bar{x}_{\text{Diff}}| = \sqrt{\bar{x}_{\text{Diff}}^T \cdot \bar{x}_{\text{Diff}}} \quad (2.3)$$

mit

$$\bar{x}_{\text{Diff}} = T_{\text{Reg}} \cdot \bar{x}_{\text{Plan}} - \bar{x}_{\text{Pat,Mess}} = \bar{x}_{\text{Pat}} - \bar{x}_{\text{Pat,Mess}}. \quad (2.4)$$

Neben der Absolutpräzision spielen Faktoren der Handhabbarkeit, der Sicherheit und der Integration der Registrierung in den Operationsablauf eine zentrale Rolle für den breiten Einsatz von roboterassistierten Eingriffen. Auch in diesen Bereichen lässt sich Optimierungspotenzial durch die Entwicklung und den Einsatz neuer Methoden identifizieren, wie in den folgenden Abschnitten dargestellt werden soll.

2.2 Roboterassistierte Implantation von Hörgeräten

Die roboterassistierte Implantation eines vollständig implantierbaren Hörgeräts bedingt die präoperative Planung der Operation, welche anhand eines hoch auflösenden Computertomografie - Bilddatensatzes des Operationsgebiets durchgeführt wird. Hierfür werden in einer vorgelagerten Operation künstliche Landmarken in die Schädelkalotte des Patienten eingebracht, welche im Bilddatensatz identifiziert und somit zur Bestimmung der intraoperativen Lage des Patienten - der Registrierung - herangezogen werden können (siehe Kapitel 3).

Der eigentliche Planungsschritt besteht in der Ausrichtung der zu implantierenden Komponenten, einem elektromechanischen Schallwandler und einem zugehörigen Elektronikmodul zur Stromversorgung und zur Steuerung des Hörgeräts in einer dreidimensionalen Darstellung des Operationsgebiets. Nach erfolgter Positionierung der Module erlaubt das hierfür eingesetzte Planungssystem die Berechnung der Trajektorien der Roboterbewegung für das Ausfräsen der Implantatlager.

Wird eine roboterassistierte Implantation eines elektronischen Hörgeräts angestrebt, ist eine geometrische Fixierung der Schädelkalotte des narkotisierten Patienten erforderlich. Hierzu werden analog zu den Methoden der Mikro-Neurochirurgie so genannte Mayfield-Klemmen eingesetzt [47], in welcher der Kopf des Patienten in kegelförmigen Klemmstiften unverrückbar eingespannt wird. Ebenso wird das Robotersystem unverrückbar mit der Mayfield-Klemme verbunden, so dass das relative Koordinatensystem zwischen Roboter und Patient während des Robotereinsatzes erhalten bleibt. Die Registrierung wird durchgeführt, indem der Operateur die Spitze des Roboters manuell zu den künstlichen Landmarken am Kopf des Patienten führt und somit deren intraoperative Position relativ zum Robotersystem identifiziert.



Abbildung 2.1: Schematische Darstellung der Implantation eines vollständig implantierbaren Hörgeräts [75]

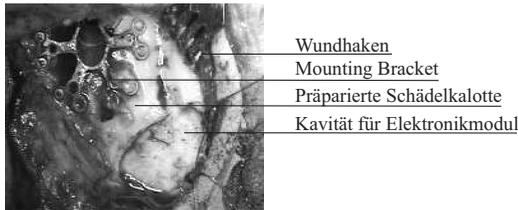


Abbildung 2.2: Implantation eines vollständig implantierbaren Hörgeräts mit freigelegter Schädelkalotte, implantiertem Mounting Bracket und gefräster Kavität zur Aufnahme des Elektronikmoduls des Hörgeräts

Aus den Koordinaten der Landmarken errechnet das Planungssystem die Transformationsmatrix T_{Reg} der Registrierung, sodass die Geometrien der Planung auf die Operation übertragen werden können.

Patient und Roboter werden anschließend mit sterilen OP-Tüchern abgedeckt, wobei das Operationsgebiet in einem Bereich von etwa 10x10 cm ausgespart wird. Nach dieser Abdeckung wird durch einen Hautschnitt das Weichteilgewebe mit dem darunter liegenden Planum mastoideum in einem Bereich von etwa 60x40 mm freigelegt und das umgebende Hautgewebe mit Wundhaken zurück gehalten. Nach sorgfältiger Blutstillung und Spülung mit isotonischer Kochsalzlösung ist der Knochen des Planum mastoideum problemlos exponiert und zugänglich.

Zur Aufnahme der Montagevorrichtung für das Implantat (*Mounting Bracket*) sowie für das zugehörige Elektronikmodul sind Kavitäten zu schaffen, welche mit einem Knochenfräser entsprechend der Planung angebracht werden. Hierbei führt der Roboter den Fräser auf den vorberechneten Trajektorien, wobei der Operateur den Prozess zu jedem Zeitpunkt überwacht. Nach dem Einsetzen des Mounting Bracket (Abbildungen 2.1, 2.2) wird das eigentliche Implantat an die Ossikelkette fixiert, dessen Tastspitze exakt in einer angebrachten Vertiefung des Gehörknöchelchens zu liegen kommt. Dies ist der mikrochirurgisch anspruchsvollste Teil der Operation, da dieser Schritt direkte Auswirkungen auf die elektro-mechanische Kopplung und damit auf die Qualität der Schallübertragung hat. Diese Kopplung der Mensch-Maschine-Schnittstelle kann nicht durch den Roboter ersetzt werden. Der Roboter kann jedoch dazu beitragen, den Kopfchirurgen von einer zuvor ermüdenden Tätigkeit beim Ausbohren des Implantatlagers zu befreien.

Schließlich wird das Elektronikmodul in die etwa 40x30 mm Aussparung eingepasst und mit Haltedrähten fixiert [18]. Nach der abschließenden Verbindung des Implantats mit dem Elektronikmodul sowie einem Funktionstest des Implantats wird der Hautschnitt geschlossen.

Kapitel 3

Analyse des Registrierungsprozesses

Der Prozess der Registrierung ist ein zentraler Bestandteil der roboterassistiert durchgeführten Operation. Aus diesem Grund sind an das Registrierungsverfahren dieselben hohen Anforderungen zu stellen, welche Entwicklungen im Bereich der Medizintechnik generell erfordern.

Die grundlegenden Anforderungen an jede medizintechnische Entwicklung wurden in [33] zusammengefasst. Demnach ist die Qualität ebenso wie die Sicherheit der medizinischen Versorgung durch eine fortlaufende Verbesserung der Diagnose- und Therapiemöglichkeiten zu steigern. Darüber hinaus muss die Prozess- und Ergebnisqualität der Erwartungshaltung und dem Anspruchsniveau der Bevölkerung gerecht werden. Schließlich sind die Ausfallzeiten des Patienten zu minimieren, sodass aufgrund der kürzeren Krankenhausaufenthalte volkswirtschaftliche positive Aspekte erzielt werden können. Eine letzte Forderung bezieht sich auf den Einsatz des medizinischen Fachpersonals, das von Routinetätigkeiten entbunden werden sollte.

Diese allgemeinen Anforderungen, welche einer jeden medizintechnischen Entwicklung zugrunde liegen, lassen sich überführen in technische Akzeptanzkriterien, die zur Bewertung der Eignung eines Registrierungsverfahrens für den Einsatz in der roboterassistierten Schädelbasischirurgie herangezogen werden können.

3.1 Analyse der Toleranzkette

Die Bedeutung der Registrierung wird deutlich durch eine Analyse der Toleranzkette eines roboterassistiert bzw. navigiert durchgeführten Eingriffs. Sie lässt F_{Nav} darstellen als die Summe der Einzelfehler F_i zu

$$F_{\text{Nav}} = \sum_i F_i = F_{\text{BGV}} + F_{\text{Plan}} + \text{TRE} + F_{\text{Track}}. \quad (3.1)$$

Die Terme F_i in Gleichung 3.1 stehen hierbei für die Verzeichnung der bildgebenden Verfahren F_{BGV} , wodurch aufgenommene Datenpunkte nicht in ihrer physikalisch korrekten Lage zueinander dargestellt werden. Die Nachbearbeitungsfehler des

Planungssystems werden durch den Term F_{Plan} repräsentiert, womit beispielsweise Rundungsfehler bei der Triangulation der Oberflächendaten beschrieben werden. Entsprechend definiert F_{Rob} die Toleranz des eingesetzten Koordinatenmesssystems. Der Fehler der durchgeführten Registrierung wird durch TRE charakterisiert.

Unter der Annahme, dass die Toleranzen des Planungssystems und des Koordinatenmesssystems typischerweise gegenüber denen der Registrierung und der bildgebenden Verfahren nach

$$F_{\text{Plan}} + F_{\text{Track}} \ll \text{TRE} + F_{\text{BGV}} \quad (3.2)$$

zu vernachlässigen sind, lässt sich die Toleranzkette 3.1 weiter vereinfachen zu

$$F_{\text{Nav}} \approx F_{\text{BGV}} + \text{TRE}. \quad (3.3)$$

Aus Gleichung 3.3 geht hervor, dass die Gesamtpräzision der roboterassistierten Chirurgie wesentlich von der Präzision der Registrierung sowie von den Verzerrungen der bildgebenden Verfahren abhängt.

Während die Abbildungspräzision aufgrund der größeren wirtschaftlichen Bedeutung der Bildgebung im Vergleich zur roboterassistierten Operation von medizintechnischen Großunternehmen forciert und dadurch stetig verbessert wird, wird die Fragestellung der Registrierung vornehmlich in Forschungsgruppen vorangetrieben. Die in Gleichung 2.3 definierte Präzision der Registrierung ist entscheidend für die Durchführung eines medizinisch sinnvollen navigierten Eingriffs. Bei roboterassistierten Eingriffen ist sie darüber hinaus Grundlage der Berechnung der automatisch angefahrenen Navigations- und Manipulationspositionen des Robotersystems. Da in diesen Fällen eine direkte Kontrolle durch den Operateur nicht gegeben ist, kommt der Registrierung eine zentrale Bedeutung nicht nur für die Qualität des Eingriffs, sondern auch für die Sicherheit des Patienten zu.

Damit ist der Registrierungsfehler einer der größten Einflussfaktoren der betrachteten Toleranzkette einer navigierten Operation. Bei Eingriffen an der lateralen Schädelbasis sollte der maximale Navigationsfehler die Schranke von

$$F_{\text{Nav}} \leq 2\text{mm}$$

nicht überschreiten. Dies ist insbesondere auf die hohe Dichte anatomisch relevanter Strukturen im Bereich der lateralen Schädelbasis zurückzuführen, wozu insbesondere der intramastoidal verlaufende N. facialis, das Bogengangssystem, die Aorta carotis, die Ossikelkette, die Dura mater und der Sinus sigmoideus zählen [65]. Eine Traumatisierung dieser Strukturen kann in schwerwiegenden Komplikationen mit Todesfolge resultieren. Die Verzeichnung der bildgebenden Verfahren F_{BGV} wird nach [45] abgeschätzt mit

$$F_{\text{BGV}} \leq 0.4\text{mm}. \quad (3.4)$$

Daraus ergibt sich nach Gleichung 3.1 eine Schranke für den Registrierungsfehler TRE von

$$\text{TRE} \leq 1,6\text{mm}. \quad (3.5)$$

3.2 Integration in den Operationsprozess

Die Registrierung kann als Bindeglied zwischen den präoperativen Planungsschritten und der Durchführung eines roboterassistierten Eingriffs angesehen werden. Von entsprechender Bedeutung ist die intuitive Einbettung des Registrierungsverfahrens in den Operationsprozess. Dabei hängt die - subjektiv wahrgenommene - Möglichkeit der Integration von zwei Faktoren ab: Dem Zeitaufwand zur Durchführung der Registrierung sowie der Notwendigkeit zusätzlicher Operationsschritte.

3.2.1 Ergonomie und Anwenderführung

Die Ergonomie und damit die Führung des Chirurgen oder Radiologen bei der Durchführung der Registrierung ist neben den rein technologischen Anforderungen eine wichtige Zielvorgabe für alle medizintechnischen Verfahren. Dies wird insbesondere vor dem Hintergrund deutlich, dass Statistiken belegen, dass zahlreiche - teilweise schwer wiegende - Behandlungsfehler durch den falschen oder missbräuchlichen Einsatz von medizintechnischen Instrumenten entstehen [52], [5].

Die computer- und roboterassistierte Chirurgie ist eines der komplexesten technologischen Verfahren, das von medizinischem Personal eingesetzt wird. Während in anderen Wirtschaftszweigen die Robotik als eigenständige Wissenschaft mit entsprechenden Ausbildungsmechanismen angesehen wird, wird von Chirurgen erwartet, diese Systeme mit geringen Vorkenntnissen einsetzen zu können. Dies gilt umso mehr vor dem Hintergrund, dass der Behandlungserfolg oder -misserfolg unmittelbar mit der Fähigkeit des Chirurgen zur Bedienung der entsprechenden Systeme zusammenhängt. Dieser Umstand wird weiterhin durch die biologische Variabilität von Patient zu Patient erschwert, der ein standardisiertes Vorgehen nur in begrenztem Umfang zulässt.

An ein Registrierungsverfahren ist danach die Forderung nach einer intuitiven und Fehler verhindernden Führung des Anwenders zu stellen. Da das Registrierungsverfahren im Regelfall in den Ablauf des Operationsszenarios eingebunden ist, ergeben sich wiederum Anforderungen bezüglich der möglichen Schnittstellen in das zur Verfügung stehende Planungs- und Navigationssystem.

3.2.2 Zusätzliche Operationsschritte

Neben dem tolerierbaren Zeitaufwand für die Durchführung der Registrierung sollte ein optimales Registrierungsverfahren für die roboterassistierte Schädelbasischirurgie ohne die Notwendigkeit, zusätzliche Operationsschritte auszuführen, auskommen. Hierunter fällt insbesondere die Implantation von präoperativ eingesetzten künstlichen Landmarken, so genannten Fiducials. Diese künstlichen Marken sind auf dem Computertomografie-Datensatz ersichtlich und erlauben eine vereinfachte Zuordnung assoziierter anatomischer Zielstrukturen.

Die Forderung nach einem Verzicht auf Fiducials hat gleichermaßen ökonomische, medizinische und ethische Gründe. Zunächst erhöhen zusätzliche Operationsschritte ganz erheblich den Zeit- und Materialbedarf für die Durchführung des Eingriffs, was letztendlich die Kosten erhöht und damit die Akzeptanz nachhaltig gefährdet.

Daneben sind weitere Operationsschritte bei der temporären Platzierung der Fiducials untrennbar mit einer erhöhten Gefährdung des Patienten verbunden, welche insbesondere durch die lokale Anästhesie sowie das Infektionsrisiko gegeben ist. Dies führt unmittelbar zu der ethischen Fragestellung, ob und in welchem Fall der Nutzen einer roboterassistiert durchgeführten Operation die Risiken des zusätzlichen Eingriffs aufwiegt und deshalb als gerechtfertigt angesehen werden kann.

3.3 Intraoperativer Zeitaufwand der Registrierung

Offenbar wirkt sich die Dauer einer Operation unmittelbar auf deren Kosten und damit auf die Akzeptanz eines neuartigen operativen Verfahrens aus. Sicherlich kann der Einsatz neuer Methoden wie der computer- und roboterassistierten Chirurgie dazu beitragen, die Qualität eines Operationsschrittes zu verbessern und die Dauer des jeweils unterstützten Prozesses zu verkürzen. Dafür darf jedoch der Zeitaufwand für die Vorbereitung der roboterassistierten Operation den erzielten Zeitgewinn nicht übersteigen.

Im betrachteten roboterassistierten Operationsszenario beträgt der anvisierte Zeitgewinn für die Schaffung des Implantatlagers durch den Robotereinsatz 10 bis 15 Minuten. Unter der Annahme, dass neben der Vorbereitung des Robotereinsatzes insbesondere die Registrierung die größten nicht-operativen zeitlichen Aufwände verursacht [25], sollte der tolerierbare Zeitaufwand zur Durchführung der Registrierung diese Zeitdauer keinesfalls übersteigen.

Diese Zeiten beziehen sich jedoch ausschließlich auf die intraoperativen Aufwände, lassen also etwaige Vorbereitungen wie die Generierung der präoperativen Daten, die Erstellung von Gesichtsmasken oder das Setzen von künstlichen Landmarken (siehe Kapitel 4) außer Acht. Da diese Aufwände im Allgemeinen unkritisch für den Verlauf der Operation an sich sind, sollen sie an dieser Stelle nicht weiter verfolgt werden.

3.4 Robustheit gegen Fehlereinflüsse

Eine allgegenwärtige Herausforderung an computerisierte Techniken zur Unterstützung von chirurgischen Operationen - und damit auch an die roboterassistierte Schädelbasischirurgie - ist die biologische Variabilität. Darunter sind an dieser Stelle insbesondere die individuellen Topologien des Operationsgebiets durch die individuelle Ausprägung anatomischer Strukturen zwischen unterschiedlichen Patienten zu verstehen. Diese Variabilität führt dazu, dass alle Komponenten der Navigation,

insbesondere jedoch das Registrierungsverfahren, eine gewisse Robustheit gegenüber einer Veränderung von Prozessparametern aufweisen müssen.

Daneben ist zu beachten, dass der Einsatz unter operativen Umgebungsbedingungen weitere Anforderungen an die Robustheit des Verfahrens stellt. So ist etwa davon auszugehen, dass die Operationsoberfläche teilweise mit OP-Tüchern abgedeckt ist und nur ein geringer Ausschnitt der wahren anatomischen Struktur offen einsehbar ist (siehe Abschnitt 2.2). Außerdem ist im Verlauf der Operation damit zu rechnen, dass große Teile der Operationsoberfläche mit Blut oder Geweberesten verdeckt sind und dass eine permanente Spülung des OP-Felds durchgeführt werden muss.

3.5 Verfahrensinhärente Qualitätskontrolle

Sowohl die Betrachtung der Ergonomie als auch die Forderung nach Robustheit gegen Fehlereinflüsse machen deutlich, dass ein optimales Registrierungsverfahren die Möglichkeit bieten sollte, quantitative Aussagen über die Erfolgswahrscheinlichkeit und die Präzision der erfolgten Zuordnung abzuleiten. Dabei sollte nach Möglichkeit eine Einschätzung des Target Registration Errors TRE ausgesprochen werden können, welche dem Operateur eine intuitive Vorstellung von der erzielten Güte der durchgeführten Registrierung vermitteln kann.

Eine Einschätzung der Güte der Registrierung ausschließlich auf der Basis des Fiducial Registration Errors FRE wird als nicht ausreichend angesehen, wie etwa [44] darstellt. So lassen sich zwar durch geometrische Betrachtungen des Operationsgebiets Rückschlüsse auf den zu erwartenden Target Registration Error ziehen [72]. Die hierfür notwendige Berechnungsvorschrift dürfte in der klinischen Praxis jedoch ohne weitere Hilfsmittel nicht auszuwerten sein. Die Bedeutung eines zuverlässig abgeschätzten Zahlenwerts für TRE wird dadurch unterstrichen.

3.6 Ableitung von Anforderungen

Aus den analysierten Randbedingungen des Operationsprozesses lassen sich Anforderungen an die Durchführung der Registrierung ableiten. Diese sind zusammenfassend in Tabelle 3.1 dargestellt.

Die zentrale Anforderung an die Registrierung in der lateralen Schädelbasischirurgie ergibt sich aus der Betrachtung der notwendigen Präzision des Verfahrens. Das Operationsgebiet zeichnet sich durch eine extrem hohe Dichte an anatomisch relevanten Strukturen aus, die bei dem Eingriff nicht traumatisiert werden dürfen. In einem Bereich von ca. 1,5 cm etwa liegen der Gesichtsnerv, der Hörnerv, das Gleichgewichtsorgan und die Hirnhaut in unmittelbarer Nachbarschaft [65]. Aus diesem Grund scheint die eingangs erwähnte Forderung nach einem maximalen TRE von 1.6 mm gerechtfertigt.

Anforderung	Beschreibung
Minimale Bedienschritte	Die Anzahl der notwendigen manuellen Schritte bis zur erfolgreichen Registrierung ist minimal.
Robustheit gegen Fehlbedienung	Das Registrierungsverfahren erkennt falsche Eingaben und reagiert entsprechend.
Geringer Zeitaufwand	Der intraoperative Zeitaufwand übersteigt nicht 10 Minuten.
Inhärente Qualitätskontrolle	Das Registrierungsverfahren erkennt Verarbeitungsfehler und reagiert entsprechend.
Robustheit gegen Artefakte	Das Registrierungsverfahren erkennt fehlerhafte Punktbeziehungen und kann diese eliminieren.
Registrierungsfehler	Das Registrierungsverfahren erreicht einen prinzipiellen TRE von besser als 1,6 mm.

Tabelle 3.1: Zusammenfassung der zentralen Anforderungen

Daneben stellt das Operationsgebiet der lateralen Schädelbasis hohe Anforderungen an die Fähigkeit des Verfahrens, teilweise verdeckte Oberflächen verarbeiten zu können. Dies wird darauf zurückgeführt, dass bei der Registrierung an der freigelegten Knochenoberfläche mit Artefakten durch Blut, Spülflüssigkeiten und Gewebereste sowie durch Abdeckungen mit OP-Tüchern zu rechnen ist. Hieraus wird die Anforderung abgeleitet, dass für eine erfolgreiche Registrierung ein Anteil von bis zu 50% der erfassten Oberfläche keine Beziehung zum präoperativ gewonnenen Datensatz aufweisen muss.

Die weiteren Anforderungen bezüglich der Ergonomie, des Zeitbedarfs und der inhärenten Fehlerkontrolle ergeben sich unmittelbar aus den grundsätzlichen Anforderungen an Verfahren in der Medizintechnik, wie sie beispielsweise von [33] zusammen gestellt werden.

Kapitel 4

Stand der Forschung und Technik

Für die Durchführung der Registrierung in der roboterassistierten Chirurgie sind verschiedene Verfahren bekannt, welche in der Regel auf Registrierungsverfahren für navigiert durchgeführte Eingriffe beruhen und jeweils mit spezifischen Vor- und Nachteilen verbunden sind. Generell kann zwischen landmarkenbasierten und oberflächenbasierten Formen der Registrierung unterschieden werden.

4.1 Landmarkenbasierte Registrierungsverfahren

Da die Lage eines beliebigen Körpers im Raum durch genau drei Punkte beschrieben werden kann, genügt für die Durchführung der Registrierung im einfachsten Fall die Zuordnung von drei Punkten des Patienten, den so genannten Landmarken, zu den entsprechenden drei Punkten des präoperativ aufgenommenen Bildmaterials (siehe Abbildung 4.1). Dies gilt unter der Einschränkung, dass beide zu registrierende Körper geometrisch identisch sind, also keine Verzerrung oder Skalierung stattfindet. Für diesen Fall, der auch als *rigide* Transformation bezeichnet wird, lässt sich die Registrierungsmatrix als Kombination einer Translation und einer Rotation darstellen (siehe Gleichung 2.2).

Algorithmen für die Berechnung der daraus resultierenden Registrierungsmatrix sind in geschlossener Form darstellbar und gehen zumeist auf unterschiedliche Beschreibungen der Zuordnung von Punktwolken, wie etwa [69], [29], [3] oder [70] zurück, die von Eggert et al. [15] vergleichend gegenüber gestellt und verfeinert wurden. Heute sind die jeweiligen Algorithmen Bestandteil von allgemein verfügbaren Software-Bibliotheken, wie etwa des Visualization Toolkits [68], welche derzeit von der Firma Kitware, Inc. [31] vertrieben wird.

4.1.1 Anatomische Landmarken

Üblicherweise werden für die Zuordnung typische Merkmale des Patienten, so genannte anatomische Landmarken wie z.B. das Nasion, herangezogen. Dazu identifi-

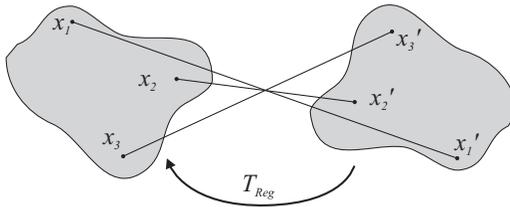


Abbildung 4.1: Berechnung der Transformationsmatrix T_{Reg} aus den Punktbeziehungen dreier Punkte

ziert der Benutzer durch das Planungssystem vorgegebene Landmarken des Patienten unter Verwendung eines Koordinatenmesssystems. In der Regel kommen hier so genannte Trackingsysteme, zumeist auf optischer, seltener auf elektromagnetischer Basis zum Einsatz. Im Fall der roboterassistierten Operation kann das Koordinatenmesssystem mit dem Robotersystem gleichgesetzt werden.

Ein verbreitetes kommerziell verfügbares System ist der *SoftTouch Registration Pen* der Firma BrainLab AG, Deutschland (siehe Abbildung 4.2) in Verbindung mit dem Navigationssystem *VectorVision*. Hierbei wird ein anatomischer Punkt im Datensatz der präoperativen Bildgebung markiert und dessen Entsprechung manuell am Patienten mit dem Pen markiert. Die Position des Pens wird durch ein stereoskopisches Kamerasystem erfasst und dadurch in geometrische Beziehung zum Koordinatenpunkt des Planungssystems gebracht. Selbstverständlich sind Systeme dieser Art auch dazu geeignet, mit künstlichen Landmarken zu arbeiten.



Abbildung 4.2: SoftTouch Registration Pen (Quelle: BrainLAB AG [6])

4.1.2 Künstliche Landmarken

Viele vergleichende Studien berichten von einer Steigerung der Präzision und Zuverlässigkeit des Verfahrens, wenn anstelle von anatomischen Landmarken künstliche Landmarken, so genannte Fiducials, verwendet werden [76]. Dabei ist jedoch zu beachten, dass das Einbringen von künstlichen Landmarken mit einem zusätzlichen Zeit- und Kostenaufwand einhergeht [8]. Die Fiducials werden bereits vor der präoperativen Bildgebung fest invasiv (Registrierungsschrauben) oder nicht-invasiv (Registrierungsrahmen oder adhäsive Marker, so genannte Fiducials) mit dem Patienten verbunden. Eine Variante des Einsatzes von künstlichen Landmarken ist der Einsatz einer Gebiss-Schiene, anhand derer die Registrierung direkt oder über einen Referenzrahmen durchgeführt wird [63], [74].

Intraoperativ werden die Abbilder der Landmarken im Volumendatensatz ausgewählt und den Landmarken des Patienten zugewiesen. Dabei erfolgt die Auswahl der Landmarken zumeist durch den Operateur, was mit Zeitverlust und möglichen Fehlerquellen einhergeht [20]. Aus diesem Grund gibt es vermehrt Ansätze, die Auswahl der Fiducials aus den Volumendatensätzen zu automatisieren [71], womit die Qualität und die Präzision des Verfahrens verbessert werden konnte. Gleichzeitig wird von einer signifikant reduzierten Fehlerrate berichtet [34].

Im Vergleich zwischen invasiv fixierten Fiducials (z.B. Registrierungsschrauben) und nicht-invasiv befestigten Fiducials (z.B. Klebepunkte oder Headsets) gilt die invasive Befestigung als präziser und zuverlässiger. Dennoch sehen einige Vergleiche die nicht-invasiven Methoden für spezielle Anwendungen im Vorteil [76], [2], was auf die einfachere Handhabung zurückzuführen ist.

Registrierungsverfahren, die auf der Zuordnung von Fiducials beruhen, erreichen in der Literatur eine Präzision von 2mm - 7mm [1], [21], [27], [44], [59]. Die berichteten großen Abweichungen sind hierbei in erster Linie durch unterschiedliche Messverfahren zu erklären. Darüber hinaus ist zu bemerken, dass Verfahren mit ei-

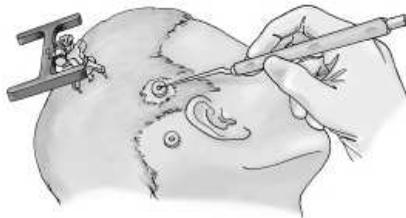


Abbildung 4.3: Funktionsweise des Systems LandmarX der Firma Medtronic Xomed (Quelle: Medtronic Xomed [50])

nen geringeren Fehler zumeist invasive Fiducials verwenden, während die größten Abweichungen bei geklebten Hautmarkern zustande zu kommen scheinen. Allerdings ist diese Einschätzung nicht vollständig konsistent. So versprechen etwa kommerzielle Produkte auf der Basis adhäsiver Fiducials, wie etwa *Medtronic LandmarX* (siehe Abbildung 4.3), eine Präzision im Sinne des TRE von 1,1 mm [50].

4.2 Oberflächenbasierte Registrierungsverfahren

Neben der Zuweisung einzelner Landmarken werden zunehmend Registrierungsverfahren entwickelt, welche intraoperativ die Hautoberfläche des Patienten mit den präoperativen Bilddaten vergleichen und zur Deckung bringen [8]. Hierzu werden beispielsweise Laser-Abstandsmesser mit Koordinatenmesssystemen verbunden, mit denen der Operateur eine möglichst große Zahl an einzelnen Oberflächenpunkten des Patienten aufnimmt. Aus der entstehenden Punktwolke kann anschließend eine polygonale Oberfläche berechnet werden, die nach unterschiedlichen Kriterien, wie etwa der Berechnung des kleinsten quadratischen Fehlers zwischen den Oberflächen, zur Planungsoberfläche in Bezug gesetzt wird.

4.2.1 Iterative Matching-Verfahren

Für die Zuordnung der sich entsprechenden Oberflächen existieren verschiedene Verfahren. Die meisten der beschriebenen Verfahren basieren auf dem Iterativen Closest Points (ICP) Verfahren, welches nahezu zeitgleich von Besl et al. [4] und Chen et al [12] beschrieben wurde. Das Verfahren beruht - wie der Name nahe legt - auf einer iterativen Durchführung von Translationen und Rotationen, welche den quadratischen Abstand zwischen den Knotenpunkten der Oberfläche sukzessive minimieren.

Oftmals werden die oberflächenbasierten Registrierungsverfahren als angenehmer in der Handhabung, jedoch auch als unzuverlässiger und ungenauer angesehen

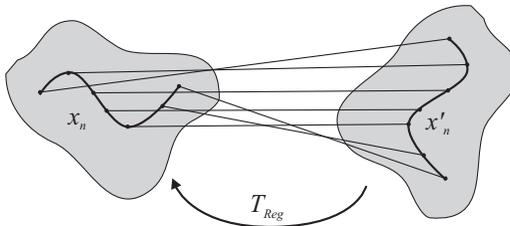


Abbildung 4.4: Berechnung der Transformationsmatrix T_{Reg} aus dem minimalen Abstand zweier Oberflächen



Abbildung 4.5: Funktionsweise des Systems Z-Touch der Firma BrainLAB AG (Quelle: BrainLAB AG [6])

[8], [26], [59]. Es wird jedoch die Hoffnung geäußert, dass mit dem Fortschreiten der technischen Entwicklung die bestehenden Nachteile der markerlosen Registrierung zugunsten der Vorteile in den Schatten treten könnten [34]. Als zentrale Vorteile gegenüber der markerbasierten Registrierung werden hier neben der potenziellen Zeitersparnis die geringere Strahlenbelastung und die Verwendbarkeit von unveränderten Bilddaten genannt.

Eines der wesentlichen Probleme beim praktischen Einsatz des ICP-Verfahrens für die Registrierung der Patientelage besteht darin, dass ICP-Verfahren nicht ohne Vorpositionierung auskommen. Dies bedeutet, dass ICP-Verfahren oftmals nur als Verfeinerung eines vorgelagerten manuellen oder automatischen Registrierungsprozesses zum Einsatz kommen [40]. Der Grund hierfür liegt in der Eigenschaft des ICP-Verfahrens begründet, in den lokalen Minima der quadratischen Gütefunktion zu konvergieren und somit ungültige Transformationsmatrizen zu berechnen. Eine weitere Problematik des ICP-Verfahrens besteht darin, dass fehlerhafte Messwerte, wie sie bei der geometrischen Erfassung des Situs unweigerlich auftreten, Eingang in die Berechnung der Transformationsmatrix finden und die Ergebnisse verfälschen. Auch wenn Ansätze zur automatisierten Zurückweisung von fehlerhaften Messwerten vorgeschlagen wurden [8], so gelten Verfahren auf der Basis künstlicher Fiducials noch immer als zuverlässiger.

Der erreichbare Target Registration Error TRE wird sehr heterogen in einem Bereich zwischen 1 bis 10 mm angegeben [76], wobei als wesentlicher Einflussfaktor der Gewebeshift genannt wird. Hierunter versteht man die Verformung der gescannten Hautoberfläche, die etwa durch die unterschiedliche Lage des Patienten oder einen

veränderten Muskeltonus zwischen dem Zeitpunkt der präoperativen Bildgebung und dem Zeitpunkt des intraoperativen Scans hervorgerufen wird. Neuere Entwicklungen berichten von der Registrierung anhand der anatomischen Form des Ohres für Eingriffe in der Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie [42]. Hierbei soll eine Steigerung der Genauigkeit auf bis zu 0.9 ± 0.2 mm erreicht werden, wobei jedoch die Verformung des Ohres bei der präoperativen Bildaufnahme weiterhin zu erheblich größeren Fehlern und bis zum Versagen des Verfahrens führen.

4.2.2 Kommerziell verfügbare Systeme

Ein verbreitetes kommerzielles System, welches das oberflächenbasierte Registrierungsverfahren nutzt, ist das System *Z-Touch* der BrainLab AG, Deutschland [6] (siehe Abbildung 4.5). Dieses besteht aus einem stereoskopischen Kamerasystem, welches einen auf die Körperoberfläche projizierten Punkt erfasst. Die Projektion des Punktes geschieht durch ein handgehaltenes Gerät, dessen Position wiederum vom Kamerasystem bestimmt wird. Auf diese Weise wird eine Punktwolke in genau bekannter örtlicher Relation zum Kamerasystem aufgenommen, aus dessen Zuordnung zum präoperativ erstellten Datensatz letztlich die gesuchte Transformationsmatrix berechnet werden kann. Ähnliche Systeme sind etwa von der Firma Medtronic Xomed, USA, oder Northern Digital, Canada kommerziell verfügbar.

4.3 Kombinierte Registrierungsverfahren

Zur Steigerung der Präzision und der Zuverlässigkeit der Registrierung werden bisweilen Kombinationen unterschiedlicher Verfahren eingesetzt. Diese Verfahren beruhen im allgemeinen auf einer Vor-Registrierung zur Bestimmung der ungefähren Lage des Patienten, sowie einer geeigneten nachgelagerten Registrierung, welche den exakten Wert der Transformationsmatrix bestimmt. Streng genommen ist dabei jedes ICP-basierte Verfahren als kombiniertes Verfahren zu betrachten, da in jedem Fall eine Vorpositionierung zu erfolgen hat.

Dementsprechend werden vereinzelt Verfahren beschrieben, die eine automatische oder semiautomatische Bestimmung der Lage des Patienten ermöglichen. Diese Verfahren benötigen im allgemeinen keine Benutzereingaben, liefern jedoch andererseits zumeist nur Schätzwerte der Transformationsmatrix. So stellen Maier et al in [39] ein Verfahren vor, das auf der Betrachtung von Gauss'schen Abbildern der Körperoberfläche des Patienten beruht, welche über eine Streifenprojektion erfasst wird. Gauss'sche Abbilder sind aus der Objekterkennung bekannt und werden dort etwa zur Merkmalsextraktion [11] oder zur Erkennung von Symmetrien [64] eingesetzt.

Weitere mathematische Verfahren zur Abschätzung der geometrischen Lage zweier Freiformflächen zueinander basieren auf der Berechnung lokaler differenzieller Geometrien [66] oder einer speziellen Form hiervon, der so genannten Spin Images

[17]. Darüber hinaus sind Methoden beschrieben, die auf der Betrachtung statistischer Eigenschaften von Oberflächenpunkten [56] beruhen. Zum heutigem Zeitpunkt sind jedoch keine Registrierungsverfahren in der computerassistierten Chirurgie bekannt, welche diese theoretischen Ansätze nutzen.

4.4 Diskussion der Registrierungsverfahren

4.4.1 Landmarkenbasierte Registrierungsverfahren

Die erreichbare absolute Präzision der diskreten Registrierungsverfahren ist unmittelbar abhängig von der Sorgfalt der Durchführung. Eine fehlerhafte - oder auch nur ungenaue - Auswahl der Registrierungs-Landmarken resultiert in einem bestenfalls suboptimalen Planungs-Koordinatensystem und damit in einem Registrierungsfehler, der sich zur bereits vorhandenen Fehlerkette addiert. Oftmals ist darüber hinaus die Einbringung von Registrierungsmarkern notwendig, wodurch weitere Bedien- und Operationsschritte entstehen und nicht zuletzt der Patient eine weitere Traumatisierung erfährt.

Die erreichbare Genauigkeit einer Registrierung anhand von anatomischen Landmarken andererseits wird begrenzt durch die oftmals mehrdeutige Struktur der anatomischen Landmarken, die eine Identifikation im Planungssystem und am Patienten in der geforderten Präzision nicht erlaubt [10]. Besonders schwerwiegend ist, dass bei einer Zuordnung nur weniger Landmarken keine ausreichende Datenbasis zur Verfügung steht, die eine zuverlässige und quantifizierbare Entscheidung über die Qualität der erfolgten Registrierung zulassen würde.

4.4.2 Oberflächenbasierte Registrierungsverfahren

Die Registrierung durch den Vergleich von Oberflächen ist dazu geeignet, viele der genannten Nachteile zu umgehen. Durch die große Anzahl von Messpunkten kann theoretisch sehr zuverlässig entschieden werden, ob eine Registrierung in ausreichender Genauigkeit durchgeführt werden konnte. Dabei wird jedoch zum einen davon ausgegangen, dass eine überwiegend große Zahl an Messpunkten die korrekte, unveränderte Oberfläche wiedergibt. Zum anderen benötigen Registrierungsverfahren auf Basis des Oberflächenmatchings markante Topologien, um eine zufrieden stellende Aussage über den Zusammenhang zwischen den Oberflächen treffen zu können. Beide Bedingungen sind im praktischen Einsatz und insbesondere während einer Operation nicht selbstverständlich, sodass diese Registrierungsverfahren heute zumeist unmittelbar vor der Operation anhand der Hautoberfläche des Patienten durchgeführt werden. Dadurch wird aber andererseits die erreichbare Präzision der Registrierung verschlechtert, da die Haut als Weichgewebe zeitlichen und lagebedingten topologischen Schwankungen unterworfen ist.

4.4.3 Kombinierte Registrierungsverfahren

Registrierungsverfahren, welche mehrere Verfahren für eine Grob- und Feinregistrierung verwenden, erscheinen überaus vielversprechend. Zum derzeitigen Kenntnisstand haben kombinierte Verfahren jedoch noch keine kommerzielle Bedeutung in der roboterassistierten Chirurgie erlangt. Eine Einordnung der erreichbaren Präzision ist aus diesem Grund nicht möglich, dürfte jedoch im Bereich des ICP-Verfahrens liegen, welches für die Berechnung der Transformationsmatrix Verwendung findet. Aus diesem Grund kann bei entsprechend mit Artefakten behafteten Oberflächen eine drastische Einschränkung der Anwendbarkeit des Verfahrens unter Operationsbedingungen angenommen werden. Der Vorteil, der sich aus der Verwendung der Grobregistrierung ergibt, liegt in einer möglichen Vermeidung der manuellen Vorpositionierung.

4.5 Bewertung des Stands der Technik

Stellt man die in Kapitel 3 analysierten Anforderungen eines Registrierungsverfahrens für die roboterassistierte Schädelbasischirurgie den dargestellten Möglichkeiten aktueller Methoden gegenüber, lassen sich Erkenntnisse über deren Eignung im skizzierten Anwendungsgebiet gewinnen. Wie insbesondere die Diskussion in Abschnitt 4.4 zeigte, sind alle Verfahren mit mehr oder minder gravierenden Nachteilen behaftet, die einen direkten Einsatz in der roboterassistierten Chirurgie verbieten oder zumindest deutlich erschweren (siehe Tabelle 4.1).

Die größte Einschränkung der landmarkenbasierten Verfahren besteht sicherlich darin, dass der zur Durchführung der Registrierung notwendige Aufwand die Anforderung nach einer minimalen Anzahl von Bedienschritten verletzt. So sind in der Regel zwei unterschiedliche CT-Aufnahmen anzufertigen, welche einerseits eine optimale Identifikation der Landmarken ermöglichen, andererseits die anatomischen Strukturen des Operationsgebiets qualitativ hochwertig darstellen. Dadurch werden die Kosten und die Strahlenbelastung für den Patienten erhöht. Bei der Einbringung von künstlichen Landmarken ist darüber hinaus eine vorgelagerte Operation mit weiteren Folgen für die Wirtschaftlichkeit und Verträglichkeit indiziert. Die Zuweisung der Landmarken erfolgt intraoperativ durch den Chirurgen und bedingt weitere Bedienschritte, die ihrerseits als kritisch für die Präzision des Verfahrens anzusehen sind. Demgegenüber erscheinen die oberflächenbasierten Verfahren einfacher in der Handhabung und erfüllen die Anforderung minimaler Bedienschritte. Bei Verwendung von kombinierten Verfahren könnte darüber hinaus der Schritt einer manuellen Vorpositionierung entfallen, was die Anzahl der Bedienschritte weiter reduziert.

Die Robustheit gegen Fehlbedienung hängt mit der Anzahl und der Komplexität der Bedienschritte zusammen, sodass in dieser Disziplin die landmarkenbasierten Verfahren das gesteckte Ziel nicht erreichen können. Eine ungünstige Platzierung oder eine ungenaue Auswahl der Landmarken kann dazu beitragen, den Target Re-

Anforderung	Landmarken	Oberfläche	Kombiniert
Minimale Bedienschritte	⊖ Zusätzliche OP, manuelle Zuweisung	⊕ Manueller Laserscan des Patienten	⊖ Zusätzlicher Arztbesuch, Anfertigung des Birds
Robustheit gegen Fehlbedienung	⊖ Manuelle Zuweisung, Geometrische Wahl	⊕ Hoch durch Qualitätskontrolle	⊖ Verschiebung oder Verlust des Birds
Geringer Zeitaufwand	⊖ Zusätzliche OP	⊕ ca. 5 Minuten	⊖ Zusätzlicher Arztbesuch
Inhärente Qualitätskontrolle	⊖ Fiducial Registration Error	⊖ Registration Error außerhalb des Situs	⊖ Fiducial Registration Error
Robustheit gegen Artefakte	⊕ Sehr hoch	⊖ Sehr gering	⊕ Sehr hoch
Registrierungsfehler	⊖ < 2.0 mm bei optimaler Anwendung	⊖ < 2.0 mm, schlechter durch Gewebe-Shift	⊖ < 2.0 mm bei optimaler Anwendung

Tabelle 4.1: Bewertung verfügbarer Registrierungsverfahren bezüglich der gestellten Anforderungen

gistration Error (TRE) auf ein Vielfaches des ermittelten Grenzwertes zu erhöhen. Dabei bleibt dieser Fehler unter Umständen unentdeckt, da die Planungssysteme im Allgemeinen nur den Fiducial Registration Error (FRE) angeben, der nur mittelbar dazu geeignet ist, Rückschlüsse auf den wichtigeren TRE zu ziehen. Die oberflächenbasierten und die kombinierten Verfahren können die Anforderungen erfüllen, da eine Fehlbedienung durch die geringe Zahl an Bedienschritten sowie die Berechnung eines Wertes für TRE deutlich unwahrscheinlicher ist.

Auch die Anforderungen an einen geringen Zeitaufwand erfüllen die landmarkenbasierten Verfahren nicht. Dies liegt zunächst - je nach gewähltem Verfahren - in den Aufwänden zur Durchführung der vorgelagerten Operation, dem Anfertigen eines Registrierungsrahmens oder dem Anbringen von adhäsiven Fiducials begründet. Ebenso fallen jedoch auch die Durchführung einer zweiten CT-Aufnahme sowie letztlich die intraoperative Zuweisung der Landmarken ins Gewicht. Demgegenüber erscheinen oberflächenbasierte und kombinierte Verfahren besser dazu geeignet, die Anforderungen zu erfüllen. Zwar liegt der intraoperative Aufwand in vergleichbaren Dimensionen, die präoperativen Vorbereitungen gehen jedoch erheblich schneller vonstatten.

Die verfahrensinhärente Qualitätskontrolle ist eine Anforderung, welche die au-

tomatische Aufdeckung einer ungenügend genauen Registrierung ermöglicht. Wie dargestellt, kann auf Basis weniger zugewiesener Landmarken allenfalls eine grobe Schätzung des wichtigen TRE abgegeben werden. Die übliche Angabe des FRE ist zwar ein Indikator für die Konsistenz der zugewiesenen Landmarken, kann jedoch die Angabe des TRE keinesfalls ersetzen, sodass die Anforderung als nicht erfüllt gelten kann. Oberflächenbasierte und kombinierte Verfahren besitzen prinzipiell die Fähigkeit, eine Aussage über den TRE zu treffen. Problematisch ist jedoch auch hier, dass die Registrierung aufgrund der am Situs zu erwartenden Artefakte in der Regel an der Stirn durchgeführt wird, was zu nicht erfassbaren Ungenauigkeiten an der lateralen Schädelbasis führt.

Die Robustheit gegen topologische Artefakte ist die Domäne der landmarkenbasierten Verfahren. Durch die Zuweisung von bekannten Markern spielt die Topologie zwischen den für die Registrierung verwendeten Markern keine Rolle. Auf diese Weise lässt sich eine Registrierung direkt am Situs durchführen, was prinzipiell zu einer erhöhten Präzision des Verfahrens führt. Auch während der Durchführung der Operation kann anhand der Marker eine erneute Registrierung durchgeführt werden, falls dies erforderlich werden sollte. Der Anforderung an eine hinreichend hohe Robustheit wird das Verfahren damit in optimaler Weise gerecht. Demgegenüber sind die oberflächenbasierten, jedoch auch die kombinierten Verfahren nur sehr bedingt dazu in der Lage, Artefakte zu kompensieren. Wie dargestellt existieren zwar Ansätze, einzelne Ausreißer in der erfassten Oberflächentopologie als solche zu identifizieren und von der Berechnung der Transformationsmatrix auszuschließen. Diese Verfahren eignen sich aber nicht für größere zusammenhängende Areale mit mittelwertbehafteten Artefakten, wie sie etwa bei der Abdeckung mit OP-Tüchern oder der Verunreinigung der Oberfläche durch Blut, Spülflüssigkeiten oder Gewebereste auftreten.

Die erreichbare Präzision der verfügbaren Verfahren wird in der Literatur überaus heterogen beschrieben. Dies hängt mit der Schwierigkeit zusammen, ein einheitliches Messverfahren etwa für die Bestimmung des TRE zu definieren. Generell kann wohl davon ausgegangen werden, dass der Fehler am Situs einen Wert von 2.0 mm mit beiden Verfahren nicht deutlich überschreitet. Dieser Wert liegt zwar einerseits über der analysierten Toleranzschränke von 1.6 mm, sollte jedoch einen sinnvollen klinischen Einsatz der etablierten Verfahren dennoch ermöglichen.

4.6 Ableitung der Entwicklungsschwerpunkte

Die Bewertung des Stands der Technik zeigt auf, dass für die Durchführung der Registrierung bei der roboterassistierten Schädelbasischirurgie weder landmarkenbasierte noch oberflächenbasierte Verfahren den Anforderungen genügen.

Die am schwersten wiegenden Defizite stellen dabei der große zeitliche wie wirtschaftliche Aufwand und - bei vorgelagerter Operation - wohl auch die ethische

Problematik für die Vorbereitung der Registrierung beim Einsatz eines landmarkenbasierten Verfahrens dar. Darüber hinaus erscheint eine manuelle Zuordnung von Landmarken im Rahmen einer ansonsten roboterassistierten Operation als wenig elegantes Verfahren, das sich reibungslos in den Operationsprozess einbetten ließe. Zusätzlich verhindert die hohe Empfindlichkeit von oberflächenbasierten Verfahren den Einsatz bei der direkten Registrierung der Situsoberfläche.

Wünschenswert ist vor diesem Hintergrund ein Registrierungsverfahren, das die Vorteile der beleuchteten Verfahren miteinander verbindet, ohne jedoch die spezifischen Nachteile zu übernehmen. Konkret kann damit das Ziel formuliert werden, ein Verfahren zu entwickeln, das die

- Robustheit gegen Artefakte der landmarkenbasierten Ansätze und die
- Effizienz bei der Anwendung der oberflächenbasierten Verfahren

miteinander kombiniert. Dabei soll die Präzision des Verfahrens keinesfalls unter derjenigen der beschriebenen und etablierten Verfahren liegen und im Optimalfall einen TRE besser als 1.6 mm erreichen.

Kapitel 5

Lösungsansatz für das hybride Registrierungsverfahren

In den voran gegangenen Kapiteln 3 und 4 wurden die Anforderungen an moderne Registrierungsverfahren dem Stand der Technik und Forschung gegenüber gestellt. Im Rahmen dieses Kapitels soll ein Verfahren hergeleitet werden, das die erkannten Beschränkungen durch den Einsatz von Elementen etablierter Registrierungsverfahren, gezielten Modifikationen der konventionellen Technik und neuen Herangehensweisen kombiniert.

Für die Konzeption des Registrierungsverfahrens erscheint es zweckmäßig, zunächst eine Untergliederung der zu erzielenden Funktionalität in einzelne Teilfunktionen durchzuführen. Diese Teilfunktionen sollen in einem nachfolgenden Schritt weitgehend unabhängig voneinander betrachtet, optimiert und schließlich zu einem optimierten Verfahren rekombiniert werden.

5.1 Systemgrenzen des Verfahrens

Die Systemgrenzen spannen den Rahmen für die Konzeption auf, indem sie die Eingangsdaten ebenso wie die Ausgangsdaten exakt spezifizieren. Das zu entwickelnde Registrierungsverfahren kann somit als System mit einer zu definierenden Übertragungsfunktion angesehen werden, welches die Eingangsdaten in die entsprechenden Ausgangsdaten transformiert. Die Rahmenbedingungen werden zum einen vorgegeben durch das realisierte Operationsszenario, zum anderen durch zweckmäßige Einschränkungen bei der Betrachtung des Ablaufs der Registrierung.

5.1.1 Eingangsdaten

Die während des Operationsprozesses zur Verfügung stehenden Eingangsdaten ergeben sich unmittelbar aus der während der Operation zur Verfügung stehenden

Infrastruktur. Sie werden im weiteren Verlauf der Konzeption als gegeben angesehen und sollen nicht weiter hinterfragt werden. Die Akquisition der Eingangsdaten wird in Kapitel 7 angedeutet. An dieser Stelle soll die Struktur der Verwendung findenden Eingangsdaten insoweit erklärt werden, als sie für das Verständnis der nachfolgenden Abschnitte notwendig erscheinen.

Volumendaten des Felsenbeins

Für die Konzeption des Registrierungsverfahrens wird zunächst die Annahme getroffen, dass ein dreidimensionaler Volumendatensatz des Patienten zur Verfügung steht. Dieser Datensatz wird präoperativ durch den Einsatz der etablierten Technik der Computertomografie erstellt. Betrachtungen bezüglich der Toleranzen dieser Datensätze wurden bereits in Abschnitt 2 dargestellt.

Das für die Registrierung an der lateralen Schädelbasis interessierende Volumen (Volume Of Interest - VOI) beinhaltet die anatomischen Strukturen des Felsenbeins, des Mastoids sowie der Schädelkalotte in den umliegenden Regionen. Die Volumenelemente (Voxel) des Datensatzes repräsentieren mit ihren - zumeist in einer Grauskala dargestellten - Werten die korrespondierenden Dichten der entsprechenden anatomischen Strukturen [9].

Aus mathematischer Sicht kann der Eingangsdatensatz des volumetrischen Abbilds der Schädelbasis als dreidimensionale Dichtefunktion ϱ_{CT} mit

$$\varrho_{CT} = \varrho_{CT}(x_1, x_2, x_3) \in \mathbb{R}^+. \quad (5.1)$$

dargestellt werden. Dabei werden die Volumenindizes \bar{x} als diskret gleichverteilt im VOI angesehen mit dem Laufindex $\bar{k} < \bar{k}_{VOI} \in N^+$ und dem geometrischen

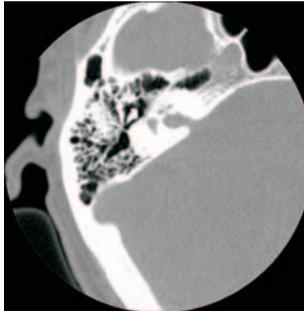


Abbildung 5.1: Darstellung einer Schicht der dreidimensionalen Computertomografie - Aufzeichnung der menschlichen lateralen Schädelbasis

Abstand benachbarter Voxel $\Delta\bar{x}$ zu

$$\bar{x} = \bar{k}\Delta\bar{x}, 0 < \bar{x} < \bar{x}_{\text{VOI}}. \quad (5.2)$$

Oberflächendaten des Operationsgebiets

Analog zu den Volumendaten der lateralen Schädelbasis stehen im Operationsszenario geometrische Informationen der Oberflächentopologie des Operationsgebiets zur Verfügung. Diese werden während des Operationsprozesses durch Lasertriangulation erfasst und in geeigneter Weise in ein polygonales Gittermodell der Oberfläche umgewandelt. Im Rahmen dieser Untersuchung werden die Ausgangsdaten der Topologieerfassung als gegeben angesehen. Insbesondere die Rekonstruktion der Artefakt behafteten Oberflächendaten soll an dieser Stelle nicht näher betrachtet werden.

Nach entsprechender Vorverarbeitung stehen die topologischen Informationen der Operationsoberfläche in Form einer zweidimensionalen Höhenmatrix

$$z(x_1, x_2) = \begin{pmatrix} z_{0,0} & z_{1,0} & z_{n,0} \\ z_{0,1} & \ddots & \vdots \\ z_{2,0} & \cdots & z_{n,n} \end{pmatrix} \quad (5.3)$$

zur Verfügung. Da, bedingt durch die Aufnahmetechnik des Laserscanners, Hinterschnidungen prinzipiell nicht erfassbar sind, kann diese Darstellung ohne Einschränkung der Allgemeinheit in den folgenden Abschnitten verwendet werden.

Entsprechend der Dichtematrix 5.2 sind die Knoten (Vertices) des polygonalen Oberflächengitters diskret und gleichförmig verteilt mit dem Laufindex $\bar{k} < \bar{k}_{\text{Top}} \in N^+$ und dem geometrischen Abstand benachbarter Vertices $\Delta\bar{x}$ zu

$$\bar{x} = \bar{k}\Delta\bar{x}, 0 < \bar{x} < \bar{x}_{\text{Top}}. \quad (5.4)$$

Die Durchführung der Datenakquisition, die Vorverarbeitung der topologischen Rohdaten sowie die Umwandlung der verarbeiteten Informationen in das Oberflächengitter werden in Kapitel 7 beschrieben.

5.1.2 Ausgangsdaten des Verfahrens

Der Systemausgang des Registrierungsverfahrens wird beschrieben durch die Transformationsmatrix der Registrierung T_{Reg} entsprechend Abschnitt 2.1.4.

Die Transformationsmatrix setzt die Eingangsdaten Volumendatensatz und Oberflächengitter in eine geometrische Beziehung zueinander. Dies geschieht in dem Sinne, dass jeder Punkt im Volumendatensatz x_V des Operationsgebiets ein-eindeutig auf den anatomisch korrespondierenden Punkt im Oberflächendatensatz x_O abgebildet wird. Entsprechend Gleichung 2.1 gilt mit $x_I = x_V$ bzw. $x_P = x_O$

$$\bar{x}_O = T_{\text{Reg}} \cdot \bar{x}_V \quad (5.5)$$

mit

$$T_{\text{Reg}} = \begin{pmatrix} t_{0,0} & t_{1,0} & t_{2,0} \\ t_{0,1} & \ddots & \vdots \\ t_{2,0} & \cdots & t_{2,2} \end{pmatrix}_{\text{Reg}}. \quad (5.6)$$

5.2 Herleitung des Lösungsansatzes

Wie in Kapitel 4 dargestellt, lassen sich Registrierungsverfahren prinzipiell in die beiden Klassen der oberflächenbasierten Registrierungsverfahren und der punkt- bzw. landmarkenbasierten Registrierungsverfahren einteilen. Bei der Analyse der gestellten Anforderungen wird deutlich, dass beide Verfahrensklassen spezifische Vorteile bieten, deren geeignete Rekombination und Weiterentwicklung im Rahmen eines neuartigen Algorithmus vielversprechend erscheinen.

Die Analyse nach Kapitel 3 zeigt weiter, dass landmarkenbasierte Registrierungsverfahren gegenüber den oberflächenbasierten Verfahren den Vorteil der größeren Robustheit gegenüber Änderungen der Oberflächentopologie bieten. Eine korrekte Identifikation korrespondierender Landmarken vorausgesetzt, ist das Verfahren sogar vollständig unabhängig von der sichtbaren bzw. erfassbaren Oberfläche. Aus diesem Grund erscheint es Nahe liegend, zur Durchführung der Registrierung - also die Berechnung der Transformationsmatrix T_{Reg} - auf die Zuordnung assoziierter Landmarken zurück zu greifen.

Die zu untersuchende Problemstellung lässt sich durch diese Überlegung darauf eingrenzen, geeignete Landmarken in den zur Verfügung stehenden Datensätzen zu identifizieren und einander zuzuordnen. Dabei sollte berücksichtigt werden, dass für eine nicht unerhebliche Zahl von Landmarken keine Entsprechung im korrespondierenden Datensatz gefunden werden kann. Dies kann beispielsweise durch Messartefakte, die durch Blut, Spülflüssigkeiten und Abdeckungen hervorgerufen wurden, aber auch durch nicht übereinstimmende Bereiche zwischen dem gesamteten Volumen des CT-Datensatzes und dem laserbasierten Scan der Patientenoberfläche geschehen.

Im Rahmen dieser Untersuchung soll daher ein kombiniertes Registrierungsverfahren entwickelt werden, das die Vorzüge der bekannten Ansätze vereint und auf diese Weise auch bei komplexen Fragestellungen wie der intraoperativen Registrierung an der lateralen Schädelbasis eingesetzt werden kann.

5.3 Landmarken aus lokalen Topologien

Im medizinischen Sinne können natürliche Landmarken als lokal begrenzte Regionen mit einer charakteristischen Topologie aufgefasst werden. Im Bereich der lateralen Schädelbasis zählen hierzu beispielsweise das Mastoid - ein schwammartiger Fortsatz am hinteren Felsenbein, der Gehörgang sowie Fugen zwischen den Schädelplatten der

Schädelkalotte. Die natürlichen Landmarken werden unter anderem von Chirurgen bei der Planung der jeweiligen Eingriffe herangezogen und geben eine verlässliche Orientierung innerhalb des Operationsgebiets in den Grenzen der biologischen Varianz von Patient zu Patient. Die Ausdehnung der Verwendung findenden natürlichen Landmarken ist heterogen und reicht je nach Körperregion und Einsatzzweck von wenigen Millimetern (z.B. Gehörgang) bis hin zu mehreren Zentimetern (z.B. Nasion). An der lateralen Schädelbasis kann von Strukturen ausgegangen werden, deren geometrische Abmessungen 10 mm nicht überschreiten [65].

Unter Berücksichtigung der Anforderung, auf künstliche Landmarken bei der Registrierung zu verzichten, erscheint es zweckmäßig, natürliche Landmarken anhand der entsprechenden Oberflächentopologie zu identifizieren und korrespondierende Landmarken einander zuzuordnen. Dieses Verfahren bildet das Vorgehen eines Chirurgen ab, der sich bei der Orientierung im Operationsgebiet auf die vorhandenen natürlichen Landmarken stützt und über deren Entsprechung in den präoperativ gewonnenen Bilddaten navigiert.

5.4 Repräsentation und Punktbezug natürlicher Landmarken

Die Durchführung der Registrierung unter Verwendung von künstlichen Landmarken stellt einen geometrischen Bezug zwischen unterschiedlichen Repräsentationen derselben anatomischen Strukturen her. Dabei ist es zweckmäßig, die lokalen Oberflächentopologien in Bezug zu demjenigen Punkt \bar{x}_L zu setzen, der im Koordinatensprung der umgebenden Oberfläche liegt. Damit können die lokalen Oberflä-

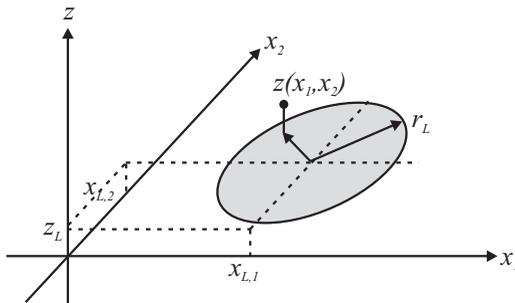


Abbildung 5.2: Repräsentation der lokalen Oberflächentopologie um die Koordinaten der betrachteten Landmarke \bar{x}_L

chentopologien mit dem Bezugspunkt der geometrischen Koordinate der Landmarke \bar{x}_L und dem maximalen Abstand r_L zwischen der Koordinate des betrachteten Oberflächenpunkts (\bar{x}) und der jeweiligen Bezugslandmarke analog zu Gleichung 5.3 dargestellt werden als

$$z(\bar{x}) = \begin{pmatrix} z_{0,0} & z_{1,0} & z_{n,0} \\ z_{0,1} & \ddots & \vdots \\ z_{2,0} & \cdots & z_{n,n} \end{pmatrix}, \|\bar{x} - \bar{x}_L\| < r_L. \quad (5.7)$$

Abbildung 5.4 verdeutlicht diese Beziehung. Aus Gründen der Übersichtlichkeit ist die Oberflächentopologie als Ordinaten der betrachteten Punkte \bar{x} nicht dargestellt. Durch diese Darstellung lässt sich das Registrierungsverfahren auf bekannte Ansätze der Zuordnung sich entsprechender geometrischer Punkte zurückführen, welche unter dem Begriff der landmarkenbasierten Registrierung in Abschnitt 4.1 eingehend vorgestellt wurden. Dies betrifft insbesondere die Berechnung der Transformationsmatrix der Registrierung T_{Reg} aus den vorhandenen Punktbeziehungen.

5.5 Lageinvarianz der Repräsentation

Die Zielsetzung, sich entsprechende Landmarken bzw. lokale Oberflächentopologien in Beziehung zueinander zu setzen, erfordert eine lageinvariante Darstellung assoziierter Landmarken. Dies wird deutlich vor dem Hintergrund, dass die Registrierung ohne weitere Vorkenntnisse über die Orientierung von CT-Datensatz und Patient zu derselben Transformationsmatrix T_{Reg} führen muss.

Zur Erzielung einer lageinvarianten Darstellung der lokalen Oberflächentopologien ist es zunächst zweckmäßig, die lokale Oberflächentopologie einer beliebigen Landmarke ohne die Gleichanteile der jeweiligen Koordinaten darzustellen. Dies

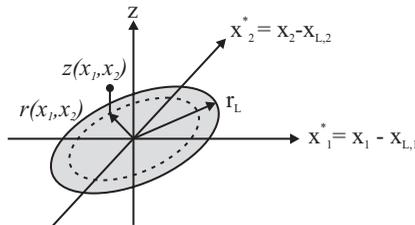


Abbildung 5.3: Repräsentation der lokalen Oberflächentopologie nach der Verschiebung des Koordinatensystems

kann unter Verwendung der Gleichung 5.7 durch eine geeignete Transformation

$$\bar{x}^* := \bar{x} - \bar{x}_L \text{ bzw. } z^*(\bar{x}) := z(\bar{x}) - z_L \tag{5.8}$$

geschehen, womit sich die Landmarke \bar{x}_L in den Ursprung des Koordinatensystems verschieben lässt (siehe Abbildung 5.5).

5.5.1 Spin Images

Gegenüber der Invarianz bezüglich der Translation stellt die Invarianz bezüglich der Rotation erheblich größere Anforderungen. Zur Lösung dieser Aufgabenstellung existieren mehrere Ansätze. So beschreibt Johnson [17] ein Verfahren, das auf der Umwandlung der topologischen Informationen bezüglich der Normalebene eines betrachteten Punkts und dessen Abstand r zum Normalenvektor n beruht. Die Vorgehensweise ist in Abbildung 5.5.1 dargestellt. Hierbei wird für jeden Knotenpunkt i des Oberflächengitters dessen Abstand z_i zur Normalebene sowie dessen auf die Ebene projizierte Entfernung r_i in einem neuen Koordinatensystem, das aus den Koordinaten z und r aufgespannt wird, eingetragen. Werden alle umliegenden Oberflächenpunkte i auf diese Weise in das Koordinatensystem eingetragen, entsteht für jeden Oberflächenpunkt i ein charakteristisches lageinvariantes Punktmuster, das Johnson als *Spin Image* bezeichnet und für allgemeine Aufgabenstellungen des Oberflächenmatchings verwendet. Allerdings geht Johnson davon aus, dass im Regelfall alle Punkte des Oberflächengitters in Beziehung zum jeweils betrachteten Oberflächenpunkt gesetzt werden. Da die Ordinate z der Knotenpunkte des Oberflächengitters auf die vom Normalenvektor n aufgespannte Ebene bezogen

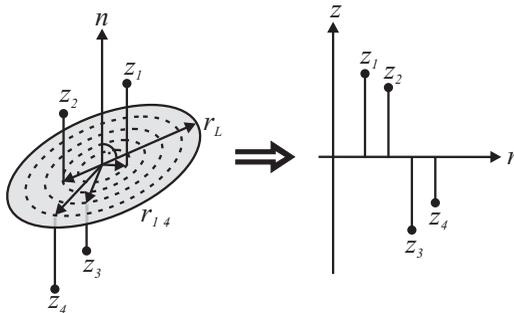


Abbildung 5.4: Lageinvariante Darstellung umliegender Knotenpunkte eines Oberflächengitters mit *Spin Images* nach Johnson

und Winkelinformationen nicht berücksichtigt werden, kann das entstehende Spin Image als lageunabhängiger Fingerabdruck der betrachteten natürlichen Landmarke angesehen werden.

5.5.2 Gauss'sche Oberflächenabbilder

Eine weitere beschriebene Variante zur lageunabhängigen Charakterisierung von Oberflächen wurde von Maier et al [39] vorgestellt. In der Arbeit wird eine automatische Grobregistrierung auf der Basis von Gauss'schen Bildern der Patientenoberfläche erstellt. Hierbei werden die Normalenvektoren im Umkreis eines Oberflächenpunkts für die Berechnung einer Dichteverteilung des betrachteten Punkts herangezogen.

Die Gauss'schen Bilder werden durch ein kubisches Gitter auf einen einzelnen Wert diskretisiert und dienen als Vergleichsmaßstab für die Suche von assoziierten Landmarken.

5.5.3 Diskussion und Schlussfolgerung

Für die gestellte Aufgabe der automatisierten Zuordnung natürlicher Landmarken erscheint das von Johnson [17] vorgestellte Verfahren der Spin Images nach Abschnitt 5.5.1 geeignet. Die Gründe hierfür liegen in der Möglichkeit, die dreidimensionale Oberflächentopologie in der Nachbarschaft eines beliebigen Oberflächenpunkts als zweidimensionales lageinvariantes Bitmuster, also als Grafik, darzustellen. Dies wiederum erlaubt eine Weiterverarbeitung der entstandenen Bilder mit den gängigen Werkzeugen der Bildverarbeitung wie Filterung, Korrelationsanalysen und verwandten Methoden. Nachteilig bei dem beschriebenen Verfahren erscheint jedoch die Begrenzung auf die Darstellung der Knotenpunkte der Oberfläche, was sich in einer nicht erwünschten Abhängigkeit der erstellten Spin Images von der Auflösung des Oberflächengitters widerspiegelt. Darüber hinaus geht Johnson von der Verwendung des gesamten Oberflächengitters für die Berechnung der Spin Images aus, was insbesondere bei fehlerbehafteten Oberflächen wie im Fall der Registrierung medizinischer Bilddaten zu Problemen führt. Maier et al weisen in [39] andererseits darauf hin, dass veränderte Oberflächentopologien bei der Verwendung von Gauss'schen Abbildern für die Registrierung ausgeschlossen werden sollten. Diese Feststellung steht im Gegensatz zu der Anforderung, auch durch Blut, Spülflüssigkeiten und Abdeckungen veränderte Oberflächen automatisiert zu registrieren.

Daraus folgt, dass sowohl für die Erstellung, als auch für die Interpretation der Spin Images weiterführende Untersuchungen notwendig sind. Die prinzipielle Methodik, durch eine Reduzierung der Dimensionalität und den Bezug auf die Oberflächennormale eine Lageinvarianz zu erzielen, soll jedoch weiter verfolgt werden.

5.6 Identifikation von natürlichen Landmarken

Im Gegensatz zu den in Kapitel 4 vorgestellten Algorithmen der oberflächenbasierten Registrierungsverfahren wurde der Ansatz verfolgt, als lokale Oberflächentopologien repräsentierte natürliche Landmarken automatisiert zu erfassen und einander zuzuordnen. Diese Vorgehensweise setzt eine geeignete Methodik voraus, natürliche Landmarken als solche zu identifizieren. Das Ziel dieses Abschnitts besteht folglich darin, eine geeignete Metrik herzuleiten, welche die Wahrscheinlichkeit beschreibt, dass ein Knotenpunkt x_i eine für die Registrierung nutzbare natürliche Landmarke darstellt. Diese Zielsetzung ist in Abbildung 5.5 visualisiert.

Dabei stellt sich zunächst die Herausforderung, eine gültige Definition des unscharfen Begriffs *natürliche Landmarke* zu formulieren. Wie bereits in Abschnitt 5.3 beschrieben, kann die Definition einer natürlichen Landmarke aus medizinischer Sicht an die physiologische Funktion der jeweils betrachteten Struktur gekoppelt werden. Zugunsten von mathematisch formulierbaren Charakteristika soll diese Definition in den folgenden Betrachtungen jedoch keine Rolle spielen.

5.6.1 Strukturierung der Oberfläche

Eine natürliche Landmarke zeichnet sich im Allgemeinen durch eine hinreichend eindeutige und markante Struktur der Oberfläche aus. Hierzu kann beispielsweise eine lokale topologische Erhebung oder Absenkung zählen. Mathematisch kann ein derartiges Merkmal als eine entsprechend große Änderung der Steigung eines bestimmten Bereichs des Oberflächengitters beschrieben werden. Dabei überschreitet der Betrag der zweiten Ableitung der Oberflächenfunktion $z(\bar{x})$ einen definierten Schwellenwert. Dies kann ausgedrückt werden durch

$$\left| \frac{\partial^2 z(\bar{x})}{\partial \bar{x}^2} \right| \leq \varepsilon_{\text{Max}}, \quad (5.9)$$

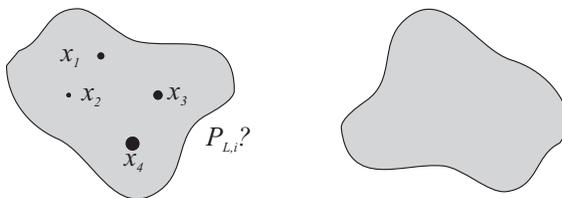


Abbildung 5.5: Schematische Zielsetzung der Herleitung einer Landmarkenwahrscheinlichkeit $P_{L,i}$.

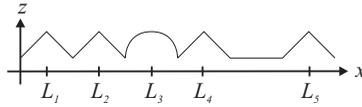


Abbildung 5.6: Symbolhafte Darstellung identifizierter Landmarken beim Ansatz Oberflächenstruktur. Dargestellt sind ein zweidimensionaler Schnitt durch die Oberfläche, sowie die möglicherweise identifizierten Landmarken L_1 bis L_5

wobei ε_{Max} den zu überschreitenden Schwellenwert darstellt. Durch eine geeignete Wahl von ε_{Max} kann der Grad der Strukturierung der Oberflächenstruktur definiert werden, ab dem ein Bereich x der Oberfläche als natürliche Landmarke angesehen werden soll.

Dieser Ansatz findet in abgewandelter Form Einsatz bei der Topologie erhaltenden Reduktion von Knoten in einem polygonalen Oberflächengitter. Hierbei wird ein Knotenpunkt im Gitter verworfen, falls der durch die Reduktion entstehende Fehler einen zulässigen Minimalwert unterschreitet.

5.6.2 Eindeutigkeit der Oberfläche

Unabhängig von absoluten Merkmalen der betrachteten Oberfläche, wie etwa der lokalen Krümmung entsprechend dem voran gegangenen Abschnitt 5.6.1, kann eine Definition auch durch einen Vergleich mit benachbarten Strukturen erfolgen. Diesem Ansatz liegt die Annahme zugrunde, dass sich eine natürliche Landmarke unter anderem durch eine hinreichend eindeutige Topologie der Oberfläche auszeichnet. Das bedeutet, dass sich die betrachtete Oberflächenstruktur an möglichst wenig anderen Stellen der Oberfläche wiederholen sollte.

Eine mögliche Metrik für die Eindeutigkeit der Oberfläche um einen betrachteten Oberflächenpunkt x_0 lässt sich aus den zuvor beschriebenen Spin Images nach Ab-

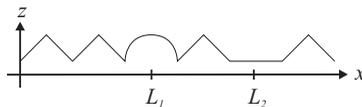


Abbildung 5.7: Symbolhafte Darstellung identifizierter Landmarken beim Ansatz Oberflächenstruktur. Die in Grafik 5.6.1 identifizierten potenziellen Landmarken L_1 , L_2 , L_4 und L_5 werden nicht mehr erfasst, da sich entsprechende Strukturen zu häufig vertreten sind. Statt dessen wird die unstrukturierte Oberfläche bei L_2 detektiert

schnitt 5.5.1 herleiten. Wie dargestellt, kann durch das Verfahren die lokale relative Topologie um einen Knotenpunkt unabhängig von dessen Lage im Koordinatenraum als zweidimensionale Matrix dargestellt werden. Diese Darstellung erlaubt es, die topologischen Unterschiede zwischen jeweils zwei beliebigen Knotenpunkten x_0 und x_i der Oberfläche zu bestimmen. Dies kann beispielsweise durch die absolute Differenz ΔM_i der jeweiligen Matrices $M(x_0)$ bzw. $M(x_i)$ mit

$$\Delta M_i = |M(x_0) - M(x_i)| \quad (5.10)$$

geschehen. Weitere Metriken, die an dieser Stelle zum Einsatz kommen können, werden in Abschnitt 5.8 eingehend vorgestellt. Entsprechend dem dargestellten Ansatz wird ein durch seine Oberflächentopologie beschriebener Knotenpunkt x_0 des Oberflächengitters genau dann als eine natürliche Landmarke angesehen, wenn die Anzahl n der Punkte x_i , die eine minimale Ähnlichkeit ε_{Max} zu x_0 aufweisen, eine gewisse Schranke n_{Max} nicht überschreitet, also

$$\sum_{i=0}^{i_{\text{Max}}} s_i < n_{\text{Max}} \quad \text{mit } s_i = \begin{cases} 1, & \Delta M_i < \varepsilon_{\text{Max}} \\ 0, & \text{sonst} \end{cases} \quad (5.11)$$

gilt. Weitere Metriken können etwa durch die Berechnung des quadratischen Fehlers oder durch eine Kreuzkorrelation definiert werden.

5.6.3 Wahrscheinlichkeiten für Landmarken

Die Entscheidung, ob ein betrachteter Oberflächenpunkt x_i Bestandteil einer natürlichen Landmarke ist oder nicht, wird im Regelfall nur unsharp zu formulieren sein. Aus diesem Grund scheint es für die weiteren Betrachtungen vorteilhaft, eine Größe $P_{L,i}$ einzuführen, welche die Wahrscheinlichkeit widerspiegelt, dass ein betrachteter Oberflächenpunkt x_i eine natürliche Landmarke repräsentiert.

Basierend auf diesen Überlegungen lassen sich die Gleichungen 5.11 bzw. 5.9 mit einer Skalierungsfunktion f allgemeiner formulieren zu

$$P_{L,i} = f \left(\left| \frac{\partial^2 z(\bar{x})}{\partial \bar{x}^2} \right| \right), \quad P_{L,i} \in [0, 1], \quad (5.12)$$

bzw.

$$P_{L,i} = f \left(\sum_{i=0}^{i_{\text{Max}}} \Delta M_i \right), \quad P_{L,i} \in [0, 1]. \quad (5.13)$$

Für die Gleichungen 5.12 bzw. 5.13 und insbesondere für die Skalierungsfunktion f lassen sich weitere Berechnungsvorschriften ableiten, die Bestandteil eingehender Untersuchungen im Kapitel 6 sein werden. In welcher Weise sich die Landmarken-Wahrscheinlichkeit $P_{L,i}$ in einer Vorschrift für die Auswahl der zu verfolgenden Landmarken umsetzen lässt, ist Gegenstand der weiteren konzeptionellen Untersuchungen.

5.6.4 Diskussion und Schlussfolgerung

Die beschriebenen Lösungsansätze sind gleichermaßen dazu geeignet, potenzielle natürliche Landmarken zu identifizieren. Während das mit Gleichung 5.9 beschriebene Verfahren mit einer lokalen Betrachtung der Oberflächentopologie auskommt, ist die Bestimmung der Eindeutigkeit einer Oberfläche entsprechend Gleichung 5.11 mit einer Betrachtung der gesamten Oberfläche und somit mit erheblich höherem Berechnungsaufwand verbunden.

Der erhöhte Rechenaufwand, der für die Betrachtung der gesamten Oberfläche kalkuliert werden muss, relativiert sich bei der Analyse des Operationsablaufs. So fällt ein hoher Rechenaufwand insbesondere dann ins Gewicht, wenn er während einer aktiven Phase der Operation statt findet, die Operation also bis zum Abschluss der Berechnungen unterbrochen werden muss. Dies ist bei der Identifikation der natürlichen Landmarken nicht der Fall: Die aufwändige Bestimmung potenzieller Landmarken findet unmittelbar nach der Erstellung der CT-Aufnahme statt. Da diese Aufnahmen im Allgemeinen bis zu mehreren Tagen im Vorfeld der geplanten Operation angefertigt werden, spielt der Rechenaufwand eine untergeordnete Rolle. Im Gegenteil kann der operationskritische Rechenaufwand während der laufenden Operation minimiert werden, indem bereits im Vorfeld die aussichtsreichsten Landmarken erfasst werden. Die intraoperative Zuordnung der natürlichen Landmarken beschränkt sich dadurch im Idealfall auf wenige Assoziationen, sodass ein erhöhter präoperativer Aufwand gerechtfertigt erscheint.

Der in Abschnitt 5.6.2 beschriebene Ansatz der Eindeutigkeit entspricht in einem höheren Maße der intuitiven Vorgehensweise bei der Identifikation von natürlichen Landmarken in einer konventionell durchgeführten Operation. Diese orientiert sich insbesondere an *eindeutigen*, nicht jedoch notwendigerweise an *strukturierten* Oberflächenmerkmalen. So sind durchaus Situationen vorstellbar, bei der einem lokalen unstrukturierten Oberflächenabschnitt die Bedeutung einer wichtigen natürlichen Landmarke zukommt.

Diese Betrachtungen legen es nahe, für die Konzeption des Registrierungsverfahrens den Ansatz der Eindeutigkeit weiter zu verfolgen. Dies gilt umso mehr, da die Krümmung der Oberfläche, wie in Abschnitt 5.6.1 dargestellt, durch die Polygonreduktion der CT-Oberfläche implizit Berücksichtigung findet.

5.7 Auswahl der Landmarken

In Abschnitt 5.6 wurde konzeptionell erarbeitet, auf welche Weise sich die Wahrscheinlichkeit, dass ein Knotenpunkt x_0 der Oberflächentopologie eine natürliche Landmarke repräsentiert, bestimmen lässt. In den folgenden Betrachtungen soll diskutiert werden, welche Möglichkeiten auf der Basis dieser Überlegungen zur Verfügung stehen, um die optimalen weiter zu verfolgenden Knotenpunkte auszuwählen, aus denen letztlich die Punktbeziehung zwischen Patienten- und Planungskoordinata-

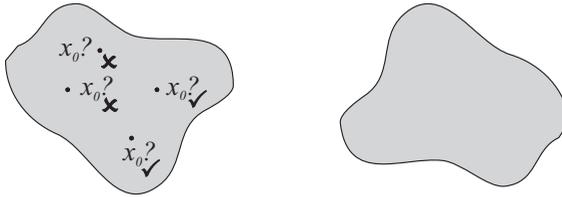


Abbildung 5.8: Schematische Zielsetzung der Auswahl der Landmarken des Planungsdatensatzes x_i

tensystem hergestellt wird (siehe Abbildung 5.8).

5.7.1 n -beste Gleichverteilung der Auswahl

Eine nahe liegende Möglichkeit, die Landmarkenwahrscheinlichkeit $P_{L,i}$ in die Auswahl der zu verfolgenden Landmarken einzubeziehen, besteht in der Auswahl der n höchstwertigen Knotenpunkte.

Hierbei werden die Knotenpunkte x_i entsprechend der in Abschnitt 5.6.3 definierten Landmarken-Wahrscheinlichkeit $P_{L,i}$ absteigend sortiert. In Abhängigkeit der Anzahl n der zu verfolgenden Landmarken wird für diejenigen Landmarken mit den höchsten Werten für $P_{L,i}$ die wahrscheinlichste Assoziation identifiziert (siehe Abbildung 5.9).

Diese Vorgehensweise egalisiert die Differenzen in den Wahrscheinlichkeiten der n besten Knotenpunkte, was zu einem geringeren Berechnungsaufwand bei der Auswahl der jeweiligen Landmarken führt.

5.7.2 Monte-Carlo-Verteilung der Auswahl

Den Begriff *Monte-Carlo-Methode* beschreibt Wood in [73] als die Annäherung einer Lösung eines numerischen Problems durch ein Verfahren, welches stochastische Ele-

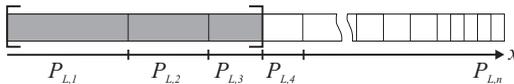


Abbildung 5.9: Veranschaulichung der Auswahl der potenziellen Landmarken nach dem Verfahren einer n -beste-Gleichverteilung. Der Anschaulichkeit wegen sind in der Darstellung die Werte für $P_{L,i}$, i absteigend sortiert.

mente einbezieht, die im ursprünglichen Problem gar nicht vorhanden sind. Die Auswahl der wahrscheinlichsten Landmarken, bzw. deren Repräsentation durch die entsprechenden Knotenpunkte x_i , lässt sich durch eine derartige Monte-Carlo-Methode durchführen. Hierbei wird die Lösung des numerischen Problems der wahrscheinlichkeitsproportionalen Selektion der jeweiligen Knotenpunkte durch die Definition einer gleichverteilten Zufallsvariable X nach

$$X \in \left(0, \sum_{i=0}^{i_{\text{Max}}} P_{L,i} \right), X \text{ gleichverteilt} \tag{5.14}$$

angenähert. Geometrisch lässt sich dieser Sachverhalt darstellen durch eine Anordnung aller Wahrscheinlichkeiten $P_{L,i}$ auf einer entsprechend gewählten Achse x . Durch die Zufallsvariable X wird aus den auf der Achse angeordneten x_i das Element x_0 selektiert, welches die Koordinaten von X umfasst. Abbildung 5.10 verdeutlicht den Zusammenhang grafisch.

$$\sum_{i=0}^{i_0} P_{L,i} < X < \sum_{i=0}^{i_0+1} P_{L,i}. \tag{5.15}$$

Gleichung 5.15 gibt diese Beziehung wieder, wobei auf die notwendige Fallunterscheidung an den Definitionsrändern der Zufallsvariable X aus Gründen der Übersichtlichkeit verzichtet wird. Durch das Monte-Carlo-Verfahren wird die Häufigkeit der Auswahl einer Landmarke x_i durch seine Wahrscheinlichkeit $P_{L,i}$ angenähert. Bei einer hinreichend großen Anzahl an Zufallsexperimenten wird der Erwartungswert

$$E \left(\sum_{i=0}^{i_0} P_{L,i} < X < \sum_{i=0}^{i_0+1} P_{L,i} \right) = P_{L,i_0} \tag{5.16}$$

gegen den analytisch bestimmten Wert P_{L,i_0} streben.

5.7.3 Geometrische Gewichtung

In den bisherigen Überlegungen wurde nicht berücksichtigt, dass die geometrische Lage der zugeordneten Landmarken eine erhebliche Rolle bei der erzielbaren absoluten Genauigkeit der Registrierung spielt. Dieser Sachverhalt wurde von mehreren

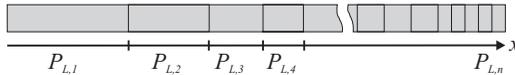


Abbildung 5.10: Veranschaulichung der Auswahl der potenziellen Landmarken nach dem Monte-Carlo-Verfahren. Der Anschaulichkeit wegen sind in der Darstellung die Werte für $P_{L,i}$ absteigend sortiert.

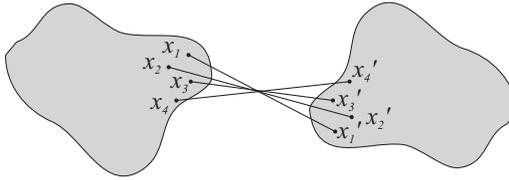


Abbildung 5.11: Suboptimale Anordnung der Landmarken einseitig des zu erwartenden Operationsgebiets.

Gruppen eingehend diskutiert. So lässt sich der in Abschnitt 2.1.4 definierte erzielbare Target Registration Error TRE in Abhängigkeit zu der Platzierung der Landmarken nach [72] abschätzen. Hieraus ist ersichtlich, dass eine ungleichmäßige Verteilung der Landmarken entsprechend Abbildung 5.11 zu einem gesteigerten TRE im Operationsgebiet führen kann. Andererseits kann durch eine entsprechende Auswahl der Landmarken und der zugehörigen Assoziationen sichergestellt werden, dass innerhalb des zu erwartenden Operationsgebiets ein minimaler Fehler erreicht wird. Abbildung 5.12 verdeutlicht diesen Zusammenhang.

Über die Auswahl der Landmarken entsprechend ihrer Landmarken-Wahrscheinlichkeiten hinaus erscheint ein Mechanismus, der eine entsprechende geometrische Verteilung der ausgewählten Landmarken sicherstellt, notwendig. Hierbei bieten sich prinzipiell zwei unterschiedliche Vorgehensweisen an. Zum einen besteht die Möglichkeit, die Auswahl-Wahrscheinlichkeiten $P_{L,i}$ nach jeder Wahl einer Landmarke x_i unter Berücksichtigung der getroffenen Auswahl neu zu berechnen. Zum anderen bietet sich eine Nach-Selektion an, welche die Auswahl der Landmarken als solche nicht direkt beeinflusst, die weitere Verfolgung der jeweiligen Landmarken jedoch im Bezug auf Ihre geometrische Position zulässt oder verbietet.

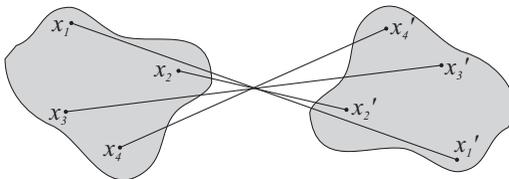


Abbildung 5.12: Optimale Platzierung der Landmarken gleichverteilt um das zu erwartende Operationsgebiet.

Nachselektion ausgewählter Landmarken

Eine Nachselektion der bereits ausgewählten Landmarken bietet sich in Abhängigkeit der geometrischen Position bereits ausgewählter Landmarken an. Eine mögliche Berechnungsvorschrift hierfür ergibt sich aus der Betrachtung des minimalen Abstands

$$d_{\text{Min}} = \min(|x_0 - x_{i,\text{sel.}}|) \geq \varepsilon_{\text{Max}} \quad (5.17)$$

der geprüften Landmarke x_0 zu den bereits ausgewählten Landmarken $x_{i,\text{sel.}}$. Unterschreitet dieser Ausdruck eine definierte Schranke ε_{Max} , so wird die Landmarke x_0 verworfen und nicht zur Berechnung möglicher Punktassoziationen herangezogen. Auf diese Weise wird gewährleistet, dass ausschließlich Landmarken x_i , welche einen gewissen Mindestabstand zueinander aufweisen, zur Bestimmung der Transformationsmatrix der Registrierung T_R Verwendung finden. Eine ungünstige Konditionierung der Landmarken entsprechend Abbildung 5.11 wird dadurch vermieden.

Modifikation der Auswahl-Wahrscheinlichkeiten

Eine weitere Möglichkeit, die Auswahl der für die Berechnung der Transformationsmatrix verwendeten Landmarken durchzuführen, besteht in der Modifikation der Auswahl-Wahrscheinlichkeiten $P_{L,i}$. Im Gegensatz zur im vorigen Abschnitt dargestellten Methode wird hierbei bereits die Auswahl der jeweiligen Landmarken beeinflusst, indem die Wahrscheinlichkeiten $P_{L,i}$ nach jeder erfolgreichen Auswahl einer Landmarke x_0 durch eine Modifikationsfunktion angepasst werden. Dies kann in der Form

$$\forall P_{L,i} : P_{L,i} := p(d)P_{L,i} \text{ mit } d = x_i - x_0. \quad (5.18)$$

mit der Modifikationsfunktion $p(d) \in [p_{\text{Min}}, 1]$ dargestellt werden. Für $p(d)$ kann eine beliebige Funktion angenommen werden, welche dem Abstand d zweier Punkte im Raum einen Wert aus ihrem Definitionsbereich zuordnet (siehe Abbildung 5.13). Für den Fall einer Rechteckfunktion mit der Breite ε_{Max} aus Gleichung 5.17 und der

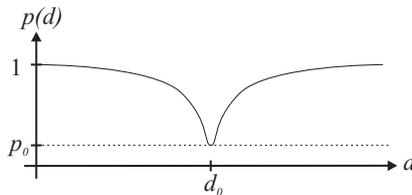


Abbildung 5.13: Modifikation der Auswahl-Wahrscheinlichkeit $P_{L,i}$ in Abhängigkeit vom Abstand d zweier Landmarken x_i und x_0 .

Höhe 1 entspricht die Auswirkung von 5.18 der zuvor beschriebenen Nachselektion, wobei jedoch das Berechnungsverfahren deutlich voneinander abweicht.

5.7.4 Diskussion und Schlussfolgerung

Die Auswahl aussichtsreicher Landmarken aus dem Quelldatensatz ist eine notwendige Voraussetzung, um eine exakte Registrierung bei einem verhältnismäßig moderaten Berechnungsaufwand zu erzielen. Für die Auswahl sind zwei Faktoren von Bedeutung: Zum einen die Wahrscheinlichkeit, dass ein betrachteter Knotenpunkt x_i eine natürliche Landmarke im Sinne des Operationsvorgangs repräsentiert. Zum anderen muss sichergestellt sein, dass die ausgewählten Landmarken bezüglich ihrer geometrischen Verteilung hinreichend gut konditioniert sind, also im Optimalfall gleichverteilt um das zu erwartende Operationsgebiet liegen.

Um eine möglichst exakte Approximation der Wahrscheinlichkeitsverteilungen durch die Auswahl der jeweiligen Landmarken zu erzielen, erscheint die in Abschnitt 5.7.2 diskutierte Monte-Carlo-Methode am aussichtsreichsten. Im Gegensatz zur Methode der n -beste-Gleichverteilung nach Abschnitt 5.7.1 werden hier potenziell auch Knotenpunkte berücksichtigt, die eine eher geringere Landmarken-Wahrscheinlichkeit $P_{L,i}$ aufweisen. Auf diese Weise wird die Robustheit des Verfahrens erhöht, da scheinbar charakteristische Landmarken nicht zwangsweise im Zieldatensatz präsent sein müssen. Dies ist insbesondere bei verrauschten, fehlerbehafteten Daten mit hoher Wahrscheinlichkeit zutreffend. Für die weitere Konzeption soll daher das Verfahren der Monte-Carlo-Auswahl verfolgt werden.

Bei der Auswahl ist sicherzustellen, dass eine - bezüglich der geometrischen Lage - ausreichend heterogene Auswahl an potenziellen Landmarken für den Aufbau der Punktbeziehungen erstellt wird. Hier erscheint die Modifikation der Auswahl-Wahrscheinlichkeiten geeigneter als die nachträgliche Filterung bereits ausgewählter potenzieller Landmarken. Die Erklärung hierfür ist zunächst in der größeren Flexibilität zu suchen, welche durch den Einsatz der Modifikationsfunktion $p(d)$ erzielt wird. Durch eine entsprechende Wahl kann sehr exakt beeinflusst werden, auf welche Weise die bereits getroffene Auswahl von Punktbeziehungen Einfluss auf die Wahl weiterer Knotenpunkte erhält. Bei der dargestellten Methode bleibt der Rechenaufwand im Laufe der Registrierung konstant. Demgegenüber zieht die nachträgliche Filterung zahlreiche überflüssige Rechenschritte bis hin zu einer potenziellen Deadlock-Situation nach sich, sobald eine gewisse Zahl an Landmarken bei entsprechendem gewähltem ε_{Max} in Gleichung 5.17 ausgewählt wurde. Die weitere Konzeption wird daher auf der Modifikation der Wahrscheinlichkeiten basieren.

5.8 Assoziationswahrscheinlichkeiten

In den voran gegangenen Abschnitten wurde dargestellt, welche Möglichkeiten für die Auswahl von aussichtsreichen Landmarken aus dem Quelldatensatz der Planungsdaten bestehen. Zur Durchführung der Registrierung, bzw. zur Bestimmung der Transformationsmatrix T_R , ist es nun notwendig, Beziehungen zwischen assoziierten Punkten im Planungs- sowie im Patientenkoordinatensystem herzustellen (siehe Abbildung 5.14). Analog zu den Betrachtungen in Abschnitt 5.6.3 erscheint es zweckmäßig, die Wahrscheinlichkeit P zu betrachten, mit der ein ausgewählter Knotenpunkt x_i im Koordinatensystem des Planungsdatensatzes einen assoziierten Knotenpunkt x_j im Koordinatensystem des Patientendatensatzes repräsentiert. Hierfür soll in den folgenden Abschnitten die Notation $P_{A_{i,j}}$ verwendet werden.

Wie mehrfach angesprochen, wird in der Konzeption des Registrierungsverfahrens davon ausgegangen, dass sich entsprechende Knotenpunkte im Planungskoordinatensystem x_i und im Patientenkoordinatensystem x_j durch hinreichend ähnliche lokale Oberflächentopologien charakterisiert werden. Es ist somit sinnvoll, die Assoziationswahrscheinlichkeit $P_{A_{i,j}}$ zwischen zwei Punkten x_i und x_j in Beziehung zu einem Ähnlichkeitsmaß $S_{i,j}$ der lokalen Topologie zwischen den betrachteten Punkten zu setzen. Mit einer Skalierungsfunktion f lässt sich dies formalisieren als

$$P_{A_{i,j}} = f(S_{i,j}), \quad f \in [0, 1]. \quad (5.19)$$

Bereits in Abschnitt 5.5.1 wurde vorgestellt, auf welche Weise sich lokale Oberflächentopologien lageinvariant repräsentieren lassen. Die dort erläuterte Vorgehensweise, lokale Oberflächentopologien durch Spin Images [17] darzustellen, ermöglicht an dieser Stelle, die Ähnlichkeit $S_{i,j}$ zwischen den lokalen Oberflächentopologien an den Stellen x_i bzw. x_j durch ihre zweidimensionalen Spin Images zu beschreiben.

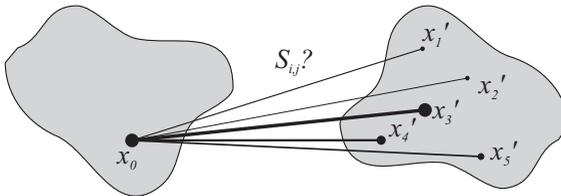


Abbildung 5.14: Schematische Zielsetzung der Bestimmung des Ähnlichkeitswerts $S_{i,j}$ jeweils zweier Knotenpunkte x_0 und x'_j

5.8.1 Kreuzkorrelation

Die Kreuzkorrelation ist eine der verbreitetsten Methoden, um die Ähnlichkeit zweier Signale und deren (im Normalfall zeitliche) Verschiebung zueinander zu bestimmen. Im zweidimensionalen Fall findet oftmals der normalisierte zentrierte Kreuzkorrelationskoeffizient ρ Verwendung, dessen Berechnung in Gleichung 5.20 in allgemeiner Form dargestellt wird.

$$\rho(x, y) = \frac{\sum_{u=-N}^N \sum_{v=-M}^M (f(x' + u, y' + v) - \bar{f}) \cdot (g(x + u, y + v) - \bar{g})}{\sqrt{\sum_{u=-N}^N \sum_{v=-M}^M (f(x' + u, y' + v) - \bar{f})^2 \cdot \sum_{u=-N}^N \sum_{v=-M}^M (g(x + u, y + v) - \bar{g})^2}} \quad (5.20)$$

Hierbei sind die Ausschnitt-Dimensionen mit $x = 2N + 1$ bzw. $y = 2M + 1$ dargestellt. Die Grauwerte der zu vergleichenden Bilder - in der digitalen Bildverarbeitung zumeist als *Templates* und *Patches* bezeichnet - werden durch f bzw. g , deren Mittelwerte durch \bar{f} bzw. \bar{g} dargestellt.

Der allgemeine Kreuzkorrelationskoeffizient nach Gleichung 5.20 wird verwendet, um neben dem Maximum des Koeffizienten auch die Translation (x, y) zu bestimmen, bei der das Ähnlichkeitsmaximum auftritt. Für die Bestimmung der Ähnlichkeit zweier Spin Images mit der Auflösung $N \times M$ vereinfacht sich Gleichung 5.20 zu

$$\rho = \frac{\sum_{u=0}^N \sum_{v=0}^M (f(u, v) - \bar{f}) \cdot (g(u, v) - \bar{g})}{\sqrt{\sum_{u=0}^N \sum_{v=0}^M (f(u, v) - \bar{f})^2 \cdot \sum_{u=0}^N \sum_{v=0}^M (g(u, v) - \bar{g})^2}} \quad (5.21)$$

Der Kreuzkorrelationskoeffizient ρ nimmt Werte zwischen 1 und -1 an, welche mit einer vollständigen Übereinstimmung zwischen den betrachteten Bildern bzw. einer vollständigen Negierung der Bilder assoziiert sind. Die Definition des Ähnlichkeitsmaßes $S_{i,j}$ zweier lokaler Topologien um die Punkte x_i und x_j kann daher auf den Kreuzkorrelationskoeffizienten ρ mit

$$S_{i,j} = \max(\rho_{i,j}, 0) \in [0, 1] \quad (5.22)$$

zurückgeführt werden. Dabei ist es sinnvoll, die an dieser Stelle nicht relevanten negativen Anteile auszublenden.

5.8.2 Absoluter und Quadratischer Fehler

Weitere gebräuchliche Methoden für die Bestimmung der Ähnlichkeit zweier zweidimensionaler Bitmaps sind die Summe der absoluten Differenzen sowie die Summe der quadrierten Differenzen.

In der Notation des vorigen Abschnitts 5.8.1 können diese Metriken bezogen auf die maximal mögliche Differenz d_{Max} dargestellt werden als

$$\delta_{\text{Abs}} = \frac{\sum_{u=0}^N \sum_{v=0}^M |f(u, v) - g(u, v)|}{\delta_{\text{Abs,Max}}} \quad \text{mit } \delta_{\text{Abs,Max}} = NM \sqrt{f_{\text{Max}} g_{\text{Max}}} \quad (5.23)$$

bzw. als

$$\delta_{\text{Quad}} = \frac{\sum_{u=0}^N \sum_{v=0}^M (f(u, v) - g(u, v))^2}{\delta_{\text{Abs,Max}}} \quad \text{mit } \delta_{\text{Abs,Max}} = NM f_{\text{Max}} g_{\text{Max}} \quad (5.24)$$

mit f_{Max} , g_{Max} als den maximalen Funktionswerten der Bildfunktionen $f(u, v)$ bzw. $g(u, v)$. Hieraus ergibt sich eine mögliche Definition des Ähnlichkeitsmaßes der lokalen Oberflächentopologien $S_{i,j}$ zu

$$S_{i,j} = 1 - \delta_{\text{Abs}} \text{ bzw. } S_{i,j} = 1 - \delta_{\text{Quad}}. \quad (5.25)$$

5.8.3 Diskussion und Schlussfolgerung

In den voran gegangenen Abschnitten wurden verschiedene Metriken vorgestellt, um die Ähnlichkeit zwischen zwei Spin Images, und damit zwischen zwei lokalen Oberflächentopologien zu bestimmen.

Im Rahmen der Konzeption des Registrierungsverfahrens erscheinen die vorgestellten Metriken als gleichwertig, wenngleich eine entsprechende Abhandlung von Johnson [17] das Verfahren der Kreuzkorrelation als gegeben annimmt. Im weiteren Verlauf der Konzeption sollen daher alle betrachteten Verfahren verfolgt und als Optimierungsparameter im Rahmen der Realisierung in Kapitel 6 diskutiert werden.

5.9 Auswahl der Assoziationen

Wie eingangs gezeigt wurde, kann aus etablierten Punktbeziehungen zwischen assoziierten Punkten im Koordinatensystem des Planungsdatensatzes x_i und deren Entsprechungen im Koordinatensystem des Patientendatensatzes x_j unmittelbar eine lineare Transformationsmatrix T_{Reg} bestimmt werden, welche die Koordinatensysteme ineinander überführt. Damit wird offensichtlich, dass die Auswahl derjenigen Assoziationen, welche für die Berechnung der Transformationsmatrix Verwendung finden, einer der entscheidenden Teilschritte bei der Durchführung der Registrierung ist.

In den nachfolgenden Abschnitten soll analysiert werden, auf welche Weise die Auswahl der weiter zu verfolgenden Assoziationen durchgeführt werden kann. Diese schematische Zielsetzung verdeutlicht Abbildung 5.15.

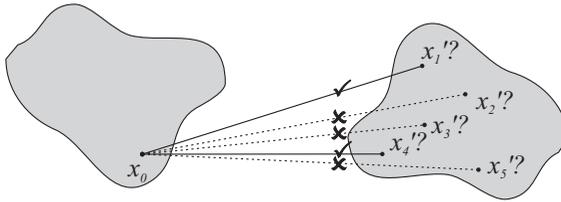


Abbildung 5.15: Schematische Zielsetzung der Auswahl der Assoziationen zwischen Knotenpunkten des Planungsdatensatzes x_i und den entsprechenden Punkten des Patientendatensatzes x'_j .

5.9.1 Anzahl der Assoziationen

Für die eindeutige Berechnung der Transformationsmatrix T_{Reg} ist es ausreichend, eine minimale Anzahl von $n_A = 3$ korrekten Punktbeziehungen zu etablieren. Eine Vielzahl von Gründen sprechen jedoch für die Einbeziehung einer größeren Anzahl von Punktbeziehungen $n_A \gg 3$, die im folgenden diskutiert werden.

Diskretisierungsfehler

Die für die Bestimmung der Punktbeziehungen herangezogenen Datensätze sind diskreter Natur. Dies bedeutet, dass aufgrund der Diskretisierung eine geometrisch exakte Zuordnung zwischen einem Knotenpunkt x_i und seiner Entsprechung x'_j nicht möglich ist. Abbildung 5.16 zeigt diesen Zusammenhang in grafischer Form. Die geometrische exakte Assoziation von Knotenpunkt x_1 wird durch den angenommenen Knotenpunkt im kontinuierlichen Raum $x'_{1,K}$ repräsentiert. Im dargestellten Fall wird aufgrund der Diskretisierung des Patientendatensatzes jedoch derjenige

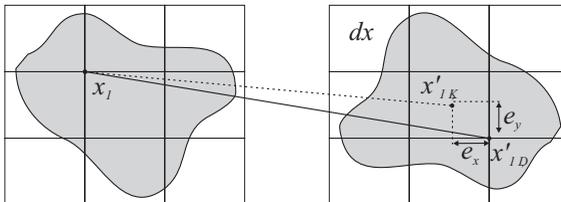


Abbildung 5.16: Darstellung des geometrischen Fehlers durch die Diskretisierung des Patientendatensatzes

Knotenpunkt $x'_{1,D}$ zugeordnet, welcher der exakten Entsprechung $x'_{1,K}$ geometrisch am nächsten kommt. Hierbei entsteht ein zweidimensionaler Diskretisierungsfehler (e_x, e_y) , der durch das Diskretisierungsraster dx abgeschätzt werden kann mit

$$e < \frac{dx}{2}. \tag{5.26}$$

Wird die diskretisierte Position $x'_{D,j}$ als gleichverteilte Zufallsvariable aufgefasst, so ergibt sich für deren Erwartungswert der Ausdruck

$$E(x'_{j,D}) = x'_{j,K}, \tag{5.27}$$

was bedeutet, dass für eine hinreichend große Anzahl n_A der Diskretisierungsfehler vernachlässigbar wird.

Fehlerhafte Zuordnungen

Ein weiterer Faktor, der die notwendige Anzahl von Punktbeziehungen n_A zur Durchführung einer Registrierung beeinflusst, ist die Wahrscheinlichkeit einer fehlerhaften Zuordnung nicht assoziierter Landmarken bzw. Knotenpunkten x_i und $x_{i,E}$, wie sie in Abbildung 5.17 dargestellt ist. Durch diese irrtümliche Zuordnung sich nicht entsprechender Knotenpunkte wird eine fehlerhafte Transformationsmatrix T_{Reg} berechnet, die keinerlei Bezug zur korrekten eindeutigen Lösung besitzt. Für den entstehenden Fehler (e_x, e_y) kann in diesem Fall keine obere Schranke angegeben werden. Weitere Überlegungen müssen sich demnach darauf konzentrieren, durch entsprechende Maßnahmen fehlerhafte Zuordnungen als solche zu detektieren und in geeigneter Weise zu unterdrücken.

Unabhängig von diesen Überlegungen wird offensichtlich, dass bezüglich der potenziellen fehlerhaften Zuordnungen die Anzahl der zu betrachtenden Punktbeziehungen n_A hinreichend groß gewählt werden muss, um eine statistische Signifikanz

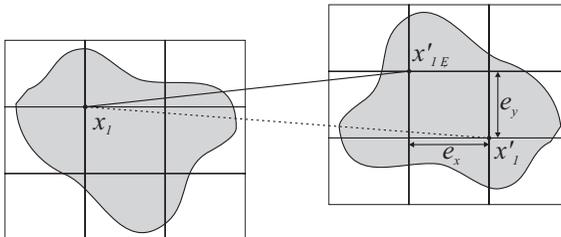


Abbildung 5.17: Darstellung des geometrischen Fehlers durch die irrtümliche Zuordnung von nicht assoziierten Landmarken.

zu erzielen. Wie in den folgenden Abschnitten diskutiert wird, sind damit Verfahren anzustreben, die durch eine iterative Berechnung der Transformationsmatrix T_{Reg} und entsprechende Konvergenzkriterien fehlerhafte Zuordnungen unterdrücken.

5.9.2 Monte-Carlo-Gewichtung

Aus den voran gegangenen Überlegungen wird deutlich, dass einer wirksamen Vorauswahl potenzieller Assoziationen eine große Bedeutung zukommt. Wird berücksichtigt, dass für die eindeutige Berechnung einer linearen Transformationsmatrix $n_A = 3$ Punktbeziehungen benötigt werden, so ist die Wahrscheinlichkeit P_R , eine gültige Registrierungsmatrix zu berechnen, offensichtlich

$$P_R = P_A^3. \tag{5.28}$$

Hierbei stellt P_A die Wahrscheinlichkeit dar, dass eine betrachtete Assoziation tatsächlich zutrifft, also dieselbe Landmarke in zwei Koordinatenräumen miteinander verknüpft. Dies bedeutet, dass selbst bei einer beispielhaften Annahme von $P_A = 0.75$ die Wahrscheinlichkeit für die Erstellung einer zutreffenden Transformationsmatrix auf deutlich unter 50% sinkt.

Die Auswahl der für die Berechnung der Transformationsmatrix der Registrierung verwendeten Assoziationen kann analog zu der in Abschnitt 5.7 beschriebenen Auswahl der Landmarken geschehen. An die Stelle der bereits betrachteten Eindeutigkeit $P_{L,i}$ eines Knotenpunkts tritt hierbei das Maß für die Ähnlichkeit $S_{i_0,j}$ zwischen dem als Landmarke angenommenen Knotenpunkt x_{i_0} und seiner potenziellen Entsprechung x'_j (siehe Abbildung 5.19). Wie beschrieben werden die möglichen Assoziationen eines betrachteten Knotenpunkts x_{i_0} entsprechend ihres Ähnlichkeitswerts $S_{i_0,j}$ auf einer gedachten Achse aufgetragen. Eine Zufallsvariable X_A mit

$$X_A \in \left(0, \sum_{i=0}^{i_{\text{Max}}} S_{i_0,j} \right), X_A \text{ gleichverteilt} \tag{5.29}$$

wählt aus den möglichen Assoziationen $S_{i_0,j}$ die jeweils zu betrachtende Punktbeziehung aus.

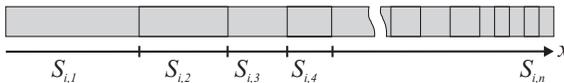


Abbildung 5.18: Gewichtung der Auswahl zu verfolgender Landmarken $S_{i_0,j}$.

5.9.3 Beschränkung der Auswahl

Die Betrachtung der Wahrscheinlichkeiten P_A zur Erstellung einer gültigen Punktbeziehung legt die Schlussfolgerung nahe, dass eine ausschließliche statistische Auswahl der zu verfolgenden Assoziationen anhand ihres Ähnlichkeitswerts $S_{i,j}$ gemäß Abschnitt 5.9.2 nicht ausreicht, um eine gültige Transformationsmatrix T_{Reg} zu generieren: Selbst für den Fall, dass eine Korrelation von $\rho = 1.0$ entsprechend Gleichung 5.21 eine absolute Übereinstimmung zwischen den lokalen Topologien der betrachteten Landmarken x_{i_0} und x'_{j_0} anzeigt, wäre die Wahrscheinlichkeit, diese Assoziation auszuwählen, lediglich

$$P_A = \frac{S_{i_0,j_0}}{\sum_j S_{i_0,j}} \ll 1, \tag{5.30}$$

und damit im Regelfall zu gering, um eine Transformationsmatrix erstellen zu können.

***n*-beste-Auswahl**

Aus diesem Grund ist eine Einschränkung auf wenige Assoziationen notwendig, aus denen wiederum eine Auswahl entsprechend Abschnitt 5.9.2 erfolgen kann. Abbildung 5.19 verdeutlicht diesen Zusammenhang. Hierbei werden aus der Menge der möglichen Landmarken x_j ausschließlich diejenigen n Knotenpunkte betrachtet, deren Ähnlichkeit zur Ausgangs-Landmarke x_{i_0} $S_{i_0,j}$ über der der jeweils folgenden Landmarken liegt.

$S_{i,j}$ -Beschränkung

Eine Variante der n -besten-Auswahl besteht darin, keinen absoluten Wert für die Anzahl n der wahrscheinlichsten Landmarken anzunehmen, sondern alternativ oder zusätzlich eine Schranke

$$S_{i,j} < S_{i,j,Min} \tag{5.31}$$

zu definieren, ab der eine Assoziation verworfen wird. Dies geschieht zunächst unabhängig von der Anzahl der auf diese Weise ermittelten potenziellen Entsprechungen x'_j .

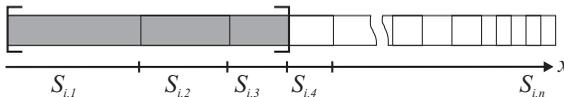


Abbildung 5.19: Gewichtung der Auswahl zu verfolgender Landmarken $S_{i_0,j}$

5.9.4 Geometrische Konsistenz

Bei rechenintensiven Algorithmen wie der Registrierung zweier dreidimensionaler Datensätze ist es von Bedeutung, Berechnungsaufwände, die absehbar nicht zum gewünschten Ergebnis führen, so früh wie möglich im Berechnungsprozess zu identifizieren und zu eliminieren.

Im betrachteten Fall der Zuordnung sich entsprechender Punkte x_i und x'_j ist ein hilfreiches Kriterium für die frühzeitige Detektion von auszusondernden Assoziationen die geometrische Konsistenz.

Der Begriff der *geometrischen Konsistenz* geht auf die Empfehlungen von Johnson zurück, der unter diesem Begriff ein Maß für die geometrisch hinreichend ähnliche Lage der Modell- und Bildpunkte zueinander versteht. Aufgrund der Komplexität und des damit einhergehenden Berechnungsaufwands dieses Verfahrens soll für die weiteren Betrachtungen ein vereinfachtes Modell für die geometrische Konsistenz eingeführt werden. In besonderem Maße eignet sich hierfür der Vergleich der absoluten Differenz der Summen der euklidischen Abstände der betrachteten Punkte jeweils eines Datensatzes, welche im folgenden als Abstandsfehler DE (*Distance Error*) bezeichnet werden soll (siehe Abbildung 5.20). Für den Abstandsfehler DE ergibt sich

$$DE = \left| \sum_{i,j=1}^{3,i \neq j} |x_i - x_j| - \sum_{i,j=1}^{3,i \neq j} |x'_i - x'_j| \right|. \quad (5.32)$$

In dem entsprechend Gleichung 5.32 definierten Abstandsfehler DE spielt der absolute Abstand der betrachteten Punkte x_i bzw. x'_j keine Rolle, sodass weit auseinander liegende natürliche Landmarken x_i bzw. deren Entsprechungen x'_j benachteiligt werden. Dies erscheint umso schwer wiegender, als dass sich Landmarken mit einem großen geometrischen Abstand zueinander vorteilhaft auf die Genauigkeit der Registrierung auswirken, wie bereits in Abschnitt 5.7.3 dargestellt wurde. Es ist demnach sinnvoll, den Abstandsfehler auf den zu erwartenden Abstand der Landmarken zu

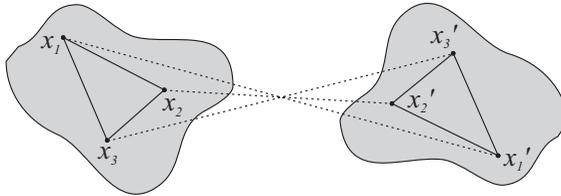


Abbildung 5.20: Betrachtung des Abstandsfehlers DE als die absolute Differenz der Abstandssummen

beziehen. Damit ergibt sich für den so definierten Relativen Abstandsfehler RDE

$$\text{RDE} = \frac{\left| \sum_{i,j=1}^{3,i \neq j} |x_i - x_j| - \sum_{i,j=1}^{3,i \neq j} |x'_i - x'_j| \right|}{\sum_{i,j=1}^{3,i \neq j} |x_i - x_j|}, \quad (5.33)$$

welcher ein notwendiges und einfach zu berechnendes Maß für die korrekte Durchführung der Registrierung anhand der ausgewählten Punktbeziehungen darstellt.

5.9.5 Diskussion und Schlussfolgerung

Die voran gegangenen Abschnitte beschäftigten sich mit der Fragestellung, auf welche Weise die Auswahl von zu verfolgenden Assoziationen zwischen sich entsprechenden Punkten im Patientenkoordinatensystem x_i und im Planungskoordinatensystem x_j bei bekannter topologischer Ähnlichkeit zwischen diesen Punkten $S_{i,j}$ erfolgen kann.

Dabei wurde deutlich, dass durch Diskretisierungsfehler und die hohe Wahrscheinlichkeit von nicht zutreffenden Zuordnungen eine große Zahl an Punktbeziehungen ausgewertet werden muss, um hinreichend zuverlässige Resultate zu erzielen. Dies wiederum verlangt nach effektiven Möglichkeiten, aussichtsreiche Punktbeziehungen früh im Berechnungsprozess zu identifizieren bzw. in sich nicht konsistente Punktbeziehungen frühzeitig zu verwerfen.

Mit der Betrachtung der geometrischen Konsistenz wurde ein Verfahren vorgestellt, das diese frühe Aussonderung fehlerhafter Punktbeziehungen ermöglicht. Die vorgestellte Methode soll in der Realisierung des Registrierungsverfahrens umgesetzt und dessen Wirkung im Detail untersucht werden.

Neben der geometrischen Konsistenz wurden mit der Monte-Carlo-Methode, der n -besten-Auswahl sowie der $S_{i,j}$ -Beschränkung alternative statistische Verfahren hergeleitet, welche die Auswahl weiter beeinflussen können. Dabei erscheint das Monte-Carlo-Verfahren, welches bei der Auswahl der Landmarken x_i eine wichtige Rolle spielt, jedoch an dieser Stelle nicht optimal. Die Gründe hierfür liegen darin, dass bei der Auswahl von Landmarken x_i in der Tat eine prinzipiell zufällige Auswahl statt findet, die durch die Betrachtung der Landmarkenwahrscheinlichkeit $P_{L,i}$ eine gewisse Lenkung erfährt. Der Sachverhalt bei der Auswahl der Punktbeziehungen x'_j stellt sich grundlegend abweichend dar: Hier ist exakt eine Zuordnung richtig, wohingegen alle anderen nicht zur gewünschten Registrierungsmatrix T_{Reg} führen.

Mit dieser Überlegung wird deutlich, dass der Beschränkung der Auswahl eine entsprechende Bedeutung zukommt. Im optimalen Fall sollte bereits die Wahl von $n = 1$ zu hinreichend guten Ergebnissen führen. Durch die zu erwartenden Fehler in den lokalen Topologien durch Rauschen, Diskretisierung, Verzeichnungen und ähnliche Effekte erscheint eine Wahl von $n > 1$ bei einer entsprechenden Beschränkung

des minimalen Ähnlichkeitswerts $S_{i,j,\text{Min}}$ sinnvoll. Beide Ansätze zur Beschränkung der Auswahl sollen daher im Rahmen der Realisierung verfolgt und analysiert werden.

5.10 Berechnung der Transformationsmatrix

Die Berechnung der rigiden Transformationsmatrix T_{Reg} , welche das Planungskoordinatensystem in das Patientenkoordinatensystem überführt, stellt den Abschluss des Registrierungsverfahrens dar. Ausgangspunkt für die Bestimmung einer eindeutigen Registrierungsmatrix sind die Assoziationen zwischen sich entsprechenden Punkten x_i und x'_j , deren Herleitung in den voran gegangenen Abschnitten eingehend erläutert wurde. Die Zielsetzung dieses Abschnitts, die Berechnung der Registrierungsmatrix aus den vorliegenden Punktbeziehungen, stellt Abbildung 5.21 grafisch dar. Wie angesprochen wurde, kann aus jeweils drei identifizierten Punktbeziehungen unmittelbar die Transformationsmatrix berechnet werden. Unter der Annahme, dass bei der Zuordnung sich entsprechender Punkte x_i und x'_j keine Fehler auftreten, also stets $P_A = 1.0$ gilt, beschränkt sich die Berechnung der Transformationsmatrix tatsächlich auf eine einfache Matrix-Multiplikation. Im vorliegenden Fall ist jedoch davon auszugehen, dass aufgrund der beschriebenen Fehler korrekte Zuordnungen eher die Ausnahme als die Regel sind.

Die Berechnung der Transformationsmatrix beruht unter diesen Voraussetzungen darauf, die ausgewählten Punktbeziehung in einer Weise zusammenzustellen, sodass ein eindeutiges Ergebnis für die Transformationsmatrix T_{Reg} berechnet werden kann.

5.10.1 Transformations-Clustering

Die Zielsetzung, Punktbeziehungen so zusammenzustellen, dass eine eindeutige Transformationsmatrix T_{Reg} berechnet werden kann, lässt sich am effektivsten durch die

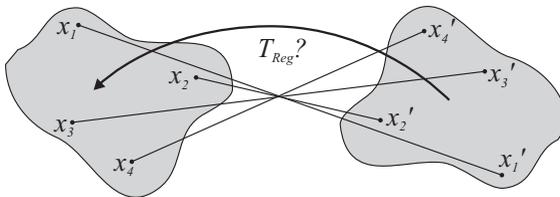


Abbildung 5.21: Berechnung der Transformationsmatrix T_{Reg} aus den etablierten Punktbeziehungen

Berechnung von *vorläufigen* Transformationsmatrizen erreichen. Hierzu wird für jeweils drei entsprechend der voran gegangenen Überlegungen ausgewählte Punktbeziehungen je eine temporäre Transformationsmatrix T_{Temp} mit

$$T_{\text{Temp}} = \begin{pmatrix} t_{0,0} & t_{1,0} & t_{2,0} \\ t_{0,1} & \ddots & \vdots \\ t_{2,0} & \cdots & t_{2,2} \end{pmatrix}_{\text{Temp}} \quad (5.34)$$

erstellt. Unter der idealisierenden Annahme, dass keinerlei Fehlereinflüsse auf die Registrierung einwirken, ist T_{Temp} invariant gegenüber den ausgewählten Punktbeziehungen, wobei numerische Rundungsfehler nicht betrachtet werden sollen. Andererseits wird erwartet, dass die Elemente $t_{i,j}$ von T_{Temp} in erster Näherung zufällig gleichverteilt sind, sofern die topologischen Ähnlichkeiten jeweils zweier Landmarken nicht berücksichtigt und die zuvor beschriebenen Ansätze außer Acht gelassen werden.

Für den allgemeinen Fall kann davon ausgegangen werden, dass bei hinreichend großer Anzahl von temporären Transformationsmatrizen eine signifikante Häufung der Elementen $t_{i,j}$ von T_{Temp} jeweils um den Wert $t_{i,j}^*$ mit der höchsten Wahrscheinlichkeit eintreten wird. Sofern sich die voran gegangenen Überlegungen als zutreffend erweisen, sollte diejenige von diesen Elementen $t_{i,j}^*$ gebildete Matrix T_{Temp}^* die gesuchte Transformationsmatrix T_{Reg} beliebig gut approximieren. Damit gilt

$$\lim_{n_a \rightarrow \infty} T_{\text{Temp}}^* = \lim_{n_a \rightarrow \infty} \begin{pmatrix} t_{0,0}^* & t_{1,0}^* & t_{2,0}^* \\ t_{0,1}^* & \ddots & \vdots \\ t_{2,0}^* & \cdots & t_{2,2}^* \end{pmatrix}_{\text{Temp}} = T_{\text{Reg}}. \quad (5.35)$$

5.10.2 Maximum-Histogramm-Verfahren

Wie in Gleichung 5.35 dargestellt wurde, kann die gesuchte Transformationsmatrix T_{Reg} in guter Näherung aus den signifikanten Häufungen der temporären Matrizen T_{Temp} gebildet werden. Offen geblieben ist jedoch die Frage, auf welche Weise der exakte Wert für diese Häufung bestimmt werden kann.

Ein nahe liegender Ansatz ist die Darstellung der Häufigkeitsverteilung in einem Histogramm (siehe Abbildung 5.22). Die Anzahl der Klassen k kann beispielsweise nach der Sturges-Regel zu

$$k = 1 + \log_2 n_A \quad (5.36)$$

gewählt werden. Bei hinreichend großem k und damit hinreichend kleiner Klassenbreite h kann der Wert für $t_{i,j}^*$ unmittelbar aus dem Maximalwert $\hat{t}_{i,j}$ des Histogramms ermittelt werden.

Der maximal sich hieraus ergebene Diskretisierungsfehler $\Delta t_{i,j}$ kann dabei abgeschätzt werden durch die Breite der jeweils zum Einsatz kommenden Klassenbreite h zu

$$\Delta t_{i,j} < h, \quad (5.37)$$

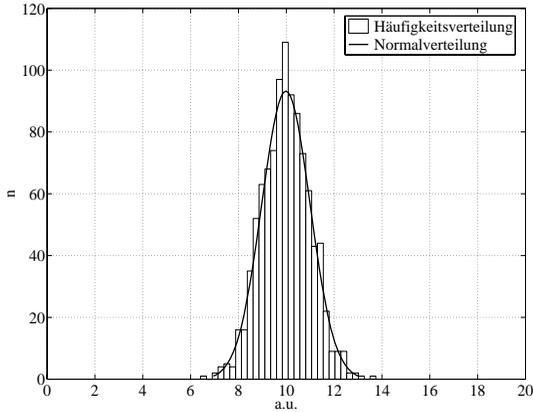


Abbildung 5.22: Exemplarische Darstellung der erwarteten Häufigkeitsverteilung eines Elements $t_{i,j}$ und eingepasste Kurve der Normalverteilung

sodass der Diskretisierungsfehler bei hinreichend kleiner Klassenbreite vernachlässigt werden kann.

Gewichtung der Transformationen

Bei dem dargestellten Transformations-Clustering geht jede berechnete vorläufige Transformationsmatrix T_{Temp} mit dem Faktor $k_T = 1.0$ in die Berechnung des Transformations-Histogramms ein, obwohl aus den voran gegangenen Berechnungen Informationen über die Güte jeder Transformationsmatrix T_{Temp} vorliegen. Es ist daher zweckmäßig, eine Berechnungsvorschrift für die Güte der gefundenen Matrizen zu entwickeln und eine Gewichtung entsprechend dieser Gütefunktion durchzuführen.

Für das Gewicht einer Transformationsmatrix T_{Temp} kann in Anlehnung an die durchgeführten Betrachtungen zur Auswahl einzelner Punktbeziehungen der Ausdruck

$$k_T = \frac{dS}{\text{FRE}_{\text{Min}} + \text{FRE}} \quad (5.38)$$

gefunden werden. Hierbei steht der Parameter d entsprechend Gleichung 5.32 für den zu maximierenden Abstand der zur Berechnung der Transformation herangezogenen

Punkte

$$d = \sum_{\substack{3,i \neq j \\ i,j=1}} |x_i - x_j|. \quad (5.39)$$

Der Parameter S repräsentiert das Produkt der in Abschnitt 5.8 eingeführten Ähnlichkeitswerte der betrachteten Punktbeziehungen.

$$S = \prod_{i,j=1}^3 S_{i,j}. \quad (5.40)$$

Negativ wirkt sich insbesondere der bei der Berechnung der Transformation bestimmte Fiducial Registration Error FRE 2.1.4 aus, der in Gleichung 5.38 sinnvollerweise auf einen zu erwartenden minimalen Fehler FRE_{Min} bezogen wird.

5.10.3 Einpassen einer Normalverteilungs-Kurve

Durch die im Abschnitt 5.9.1 erläuterten Fehlerquellen kann die Bestimmung der Registrierungsmatrix T_{reg} anhand von drei ausgewählten Punktbeziehungen als n_A fach wiederholtes Zufallsexperiment X mit dem Erwartungswert $\mu_X = T_{\text{reg}}$ sowie einer gewissen Streuung σ_X angesehen werden.

Es liegt daher nahe, eine Normalverteilung zugrunde zu legen und die korrespondierende Normalverteilungskurve in das entstehende Histogramm einzupassen (siehe Abbildung 5.22). Für diese Aufgabe sind einige Methoden beschrieben, welche in allgemeiner Form von einer Abschätzung des Modells durch die Bildung von Abstandsquadraten der Datenpunkte und der Minimierung der entstehenden Summe (SAQ) ausgehen. Die Methoden unterscheiden sich primär durch die Lösung dieses Optimierungsproblems; häufige Verwendung finden die Verfahren nach Simplex-Methode [13] oder die Levenberg-Marquardt-Methode [37] [43].

5.10.4 Iterative Nächste-Punkt-Verfahren

Neben der Berechnung der Transformationsmatrix T_{Reg} unmittelbar aus den Matrix-Komponenten ausgewählter vorläufiger Transformationsmatrizen T_{Temp} besteht die Möglichkeit, aus einer Anzahl von Punktbeziehungen $n_A > 3$ die optimale Transformationsmatrix im Sinne der Minimierung der Fehlerquadrate zu berechnen.

Diese Verfahren beruhen im Allgemeinen auf den bereits im Kapitel 4 diskutierten Iterativen Closest Point (ICP) Algorithmen [12] [4]. Derzeit existieren zahlreiche Untervarianten dieses Verfahrens. Ein Vergleich der vier wichtigsten Verfahren [3], [28], [29] und [69] in [15] legt aber nahe, dass für die Durchführung der Registrierung bei hinreichend unkritischen Ausgangsdaten alle Algorithmen geeignet sind. Deshalb soll in der weiteren Betrachtung das Verfahren nach [3] stellvertretend für diese Klasse der Algorithmen betrachtet werden.

Als Eingangsdaten für den Algorithmus können diejenigen Punkte selektiert werden, deren Transformationsmatrix innerhalb eines gewissen Toleranzbereichs ε_t um das Maximum des Komponentenhistogramms $\hat{t}_{i,j}$ liegen. Hierfür gilt

$$|\hat{t}_{i,j} - t_{i,j}| < \varepsilon_t \quad \forall i, j \in T_{\text{Temp}}. \quad (5.41)$$

Der Parameter ε_t ist entsprechend des maximal zulässigen TRE zu bestimmen und soll in Kapitel 6 analysiert werden.

5.10.5 Diskussion und Schlussfolgerung

Die angestellten Betrachtungen machen deutlich, dass über eine Auswahl in sich konsistenter Punktbeziehungen hinaus eine Gruppierung der aus den Punktbeziehung resultierenden Transformationsmatrizen erfolgen muss. Hierfür bietet sich die Betrachtung des Histogramms der Komponenten $t_{i,j}$ der vorläufigen Transformationsmatrizen T_{Temp} entsprechend Abschnitt 5.10.2 an.

Dabei ist von Bedeutung, die hergeleiteten Analysen über die Qualität einer Punktbeziehung - und damit der hierauf basierenden Transformationsmatrix - in die Betrachtungen einzubeziehen. Die dargestellte Gewichtung der Transformationsmatrizen bzw. ihrer Komponenten $t_{i,j}$ ist demnach ein notwendiger Bestandteil der Realisierung des Konzepts.

Ausgehend von diesen Überlegungen ist die Frage zu klären, welches Verfahren für die Berechnung der endgültigen Registrierungsmatrix T_{Reg} umgesetzt werden sollte. Die in Abschnitt 5.10.4 dargestellten Ansätze zahlreicher Gruppen zur Bestimmung der optimalen Transformationsmatrix auf der Basis von korrespondierenden Punktmengen erscheinen - bei entsprechend konditionierten Punktbeziehungen - als mächtiges Hilfsmittel, diese Aufgabe zu bewerkstelligen. Im Gegensatz zu dem Verfahren der Einpassung einer Normalverteilungskurve handelt es sich bei dem Iterativen Closest Points Algorithmus um ein etabliertes Verfahren, welches auch derzeit bei vielen ähnlich gelagerten Problemstellungen zum Einsatz kommt (siehe hierzu auch Kapitel 4). Darüber hinaus ist bei der Einpassung einer Normalverteilungskurve zu prüfen, ob eine entsprechende Verteilung angenommen werden kann, was etwa mit einem χ^2 -Test nach [24] geschehen kann. Dies erscheint umso wichtiger, als dass die Transformationsmatrix T_{Reg} u.a. eine Rotation eines rigidem Körpers beschreibt. Da die entsprechenden Komponenten $t_{i,j}$ der Matrix auf diese Weise miteinander verbunden sind, erscheint die Gültigkeit der Annahme einer Normalverteilung insbesondere für diese Komponenten fraglich. Für die Realisierung wird daher das Verfahren der korrespondierenden Punkte nach [3] verfolgt, wobei der Parameter des Toleranzbereichs ε_t entsprechend Gleichung 5.41 zu bestimmen sein wird.

5.11 Zusammenfassung des Konzepts

Die Berechnung der Registrierungsmatrix T_{reg} bildet den Abschluss des Konzepts zur hybriden Registrierung von Patientenoberflächen in der Roboter- und Computerassistierten Chirurgie. Der basierend auf dem Stand der Forschung und Technik hergeleitete Ablauf des Registrierungsverfahrens ist als Ablaufdiagramm in Abbildung 5.23 dargestellt. Aus Gründen der Vollständigkeit und zum Verständnis der nachfolgenden Schritte ist die Vorverarbeitung der akquirierten Daten im Ablauf enthalten. Diese Prozessschritte wurden im Rahmen des erarbeiteten Konzepts nicht hergeleitet, sind jedoch entscheidend für die Einordnung der erzielten Ergebnisse und somit Bestandteil der Realisierung und Evaluierung.

Ausgehend von der polygonalen Oberfläche der CT-basierten Planungsdaten wurde die Entscheidung getroffen, lokale Topologien unter Verwendung der Methode der so genannten Spin Images [17] zu charakterisieren. Diese Darstellung ermöglicht eine lageinvariante Beschreibung der betrachteten Punkte in Form einer zweidimensionalen Grauwerteskala. Durch eine Kreuzkorrelation aller Punkte der erstellten Polygonoberfläche kann eine Aussage darüber getroffen werden, wie häufig bzw. selten eine betrachtete Oberflächentopologie im Datensatz erscheint. Dies bildet die Grundlage zur Bestimmung potenzieller Landmarken, die unter Verwendung des stochastischen Monte-Carlo-Verfahrens und einer nachgelagerten Modifikation der Landmarken-Wahrscheinlichkeiten zur Sicherstellung der geometrischen Konditionierung ausgewählt werden.

Für die auf diese Weise selektierten Quellpunkte werden - ebenfalls durch Kreuzkorrelation - assoziierte Zielpunkte im Datensatz des intraoperativen Laserscans identifiziert. Hierfür wurden analog zum Planungsdatensatz Spin-Images für die Repräsentation der lokalen Oberflächentopologien erstellt. Aus den potenziellen Punktbeziehungen werden jeweils diejenigen n mit den höchsten Werten für die Kreuzkorrelation ausgewählt. Hierbei werden jedoch Punktbeziehungen zurückgewiesen, die anhand der fehlenden geometrischen Konsistenz als fehlerhaft klassifiziert werden können.

Aus jeweils drei auf diese Weise erstellten Punktbeziehungen werden in einem weiteren Schritt vorläufige Transformationsmatrizen berechnet und entsprechend ihrer Korrelationswerte und der geometrischen Konsistenz bewertet. Aus den Komponenten der Transformationsmatrizen wird ein 9-dimensionales Histogramm gebildet und das Maximum bestimmt. Für alle Punktbeziehungen, deren Transformationsmatrizen innerhalb eines definierten Toleranzbereichs um dieses Maximum liegen, wird über ein Iteratives Closest-Points-Verfahren die endgültige Transformationsmatrix berechnet.

Zur Beurteilung der Güte der Registrierung werden Methoden der Nachrichtentechnik entliehen, indem das Signal-Rausch-Verhältnis SNR der Registrierung zwischen dem Maximum des Transformationshistogramms als Signal und nicht verwendeten Komponenten als Rauschen definiert wird. Zusätzlich wird der Fehler des

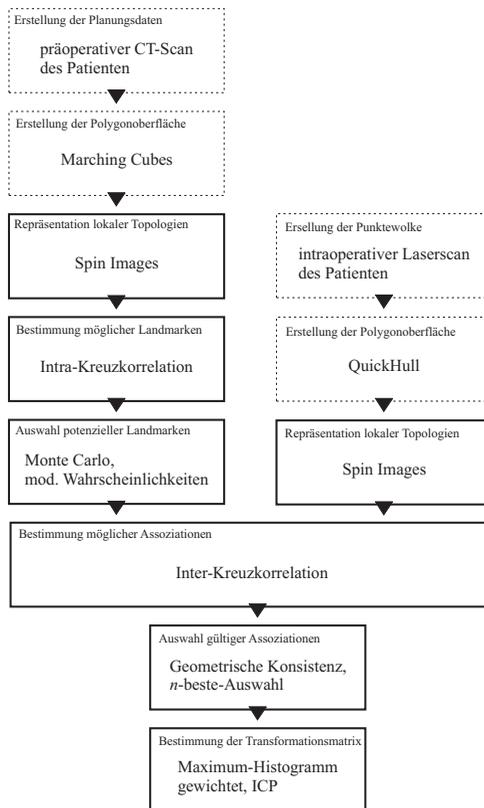


Abbildung 5.23: Übersicht des hergeleiteten Konzepts des Ablaufs der hybriden Registrierung

ICP-Algorithmus ausgewertet, der als Fiducial Registration Error FRE Aussagen über die Konsistenz der ausgewerteten Punktbeziehungen macht. Beide Werte zusammen erlauben eine zuverlässige Bewertung des Erfolgs der Registrierung.

Kapitel 6

Umsetzung des hybriden Registrierungsverfahrens

Basierend auf dem in Kapitel 5 hergeleiteten Vorgehensmodell des hybriden Registrierungsverfahrens wird in diesem Kapitel die realisierende Umsetzung des vorgeschlagenen Konzepts diskutiert. Das Ziel der Realisierung besteht darin, ein algorithmisch durchgängiges Verfahren der Registrierung zu entwickeln, welches in einem weiteren Schritt im Rahmen eines realitätsnahen Modellszenarios evaluiert werden kann. Hierzu zählt insbesondere die programmiertechnische Ausformulierung des Konzepts, die Definition von Schlüsselparametern und die Verifizierung des prinzipiellen Lösungsansatzes.

6.1 Entwicklung eines Ersatzmodells

Die Realisierung des hybriden Registrierungsverfahrens wird anhand eines synthetisch erzeugten Modelldatensatzes vorgenommen, welcher eine eindeutige Bestimmung von Einflussfaktoren und Parametern erlaubt. Eine Integration in den Ablauf der Operation findet dabei nicht statt, sodass die Prozessschritte der Datenaufbereitung an dieser Stelle nicht betrachtet werden sollen. Diese Aspekte werden in Kapitel 7 eingehend beleuchtet.

6.1.1 Die Prüfoberfläche im Registrierungsablauf

Die Umsetzung des Konzepts erfolgt anhand eines spezifisch geformten Ersatzmodells, welche den anatomischen Eigenschaften des Einsatzgebietes an der lateralen Schädelbasis nachgebildet ist.

In dem gewählten Realisierungsszenario tritt die Generierung dieser synthetischen Prüfoberfläche damit an die Stelle des präoperativen CT-Scans des Patienten und der nachfolgenden Berechnung der Polygonoberfläche durch das *Marching Cubes*-Verfahren. Ebenso wird der im realen Einsatz geplante intraoperative Laser-Scan

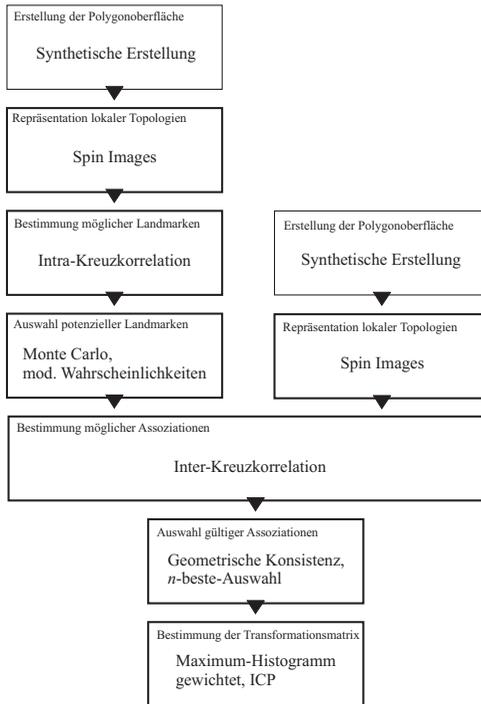


Abbildung 6.1: Erstellung der synthetischen Prüfoberfläche im Ablauf des Registrierungsverfahrens während der Umsetzung.

der Operationsoberfläche und die nachfolgende Triangulation durch das *Quick Hull*-Verfahren ersetzt. Für den Ablauf der Registrierung während der Entwicklungsphase ergibt sich damit in Anlehnung an Abbildung 5.23 die Grafik entsprechend Abbildung 6.1.

Nach der Erstellung der Prüfoberfläche werden während der Realisierung unmittelbar die Spin Images erstellt. Anschließend wird weiter verfahren wie in Kapitel 5 beschrieben. Diese Vorgehensweise ermöglicht sowohl die effiziente Bestimmung optimaler Parameterkonstellationen, als auch eine reproduzierbare Charakterisierung des Registrierungsverfahrens, ohne dabei die Aufwände der prä- und intraoperativen Datenakquisition zu benötigen. Die Frage, in wiefern eine Übertragbarkeit des ge-

wählten Szenarios auf die Einsatzbedingungen an der lateralen Schädelbasis zulässig ist, ist dabei im Rahmen der Evaluierung zu prüfen.

6.1.2 Erstellung der Prüfoberfläche

Die Geometrie der Prüfoberfläche repräsentiert die geometrischen Verhältnisse des Operationsgebiets an der lateralen Schädelbasis (siehe Abbildung 2.2). Dabei wird auf eine exakte Nachbildung des Operationsgebiets bewusst verzichtet, um die einzelnen Aspekte des vorgeschlagenen Registrierungsverfahrens eindeutig analysieren zu können.

Die Topologie der lateralen Schädelbasis zeichnet sich einerseits aus durch unspezifische Rundungen mit großen Radien (z.B. das Planum mastoideum), welche für landmarkenbasierte Registrierungsverfahren zumeist keinerlei verwendbare Wiedererkennungspunkte darstellen. Daneben existieren kleinere lokale Deformationen wie Mulden und Erhebungen im Bereich weniger Millimeter (z.B. die Spina supra-meatum), sowie lang gezogene, in der Breite jedoch eng begrenzte Furchen (z.B. die Fissura tempora mastoidea), welche beispielsweise durch Nahtstellen der Schädelplatten entstanden sind [65]. Die Topologie der Prüfoberfläche trägt diesen Umständen Rechnung, indem eine in keiner Achse symmetrische geschwungene Grundform überlagert wurde mit kleineren Störungen, die als potenzielle Landmarken Einsatz finden. Dabei repräsentieren die unterschiedlichen Landmarken die unterschiedlichen anatomischen Gegebenheiten und wurden wie folgt gewählt (siehe Abbildung 6.2):

- Landmarken 1a/b: Identische, näherungsweise kreisrunde Erhebungen mit Radius $r \approx 1,5\text{mm}$

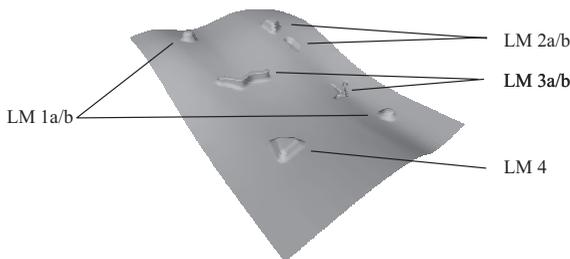


Abbildung 6.2: Synthetische Prüfoberfläche (ca. 5000 Dreiecke) mit Darstellung potenzieller Landmarken.

- Landmarken 2a/b: Abgerundete Erhebung und benachbarte Vertiefung mit einer Kantenlänge von jeweils $l \approx 3,0\text{mm}$
- Landmarken 3a/b: Langgezogene, schwach verrundete Erhebung bzw. Vertiefung mit einer mittleren Breite von $b \approx 1,5\text{mm}$ und einer Höhe von $h \approx 1,5\text{mm}$
- Landmarke 4: Zu Landmarke 2a geometrisch identische Erhebung, jedoch gedreht um $\alpha \approx 20^\circ$ und ohne benachbarte Vertiefung

Die Abmessungen des Operationsgebiets hängen von Art und Umfang der Freilegung des Schädelknochens und damit letztlich vom geplanten Eingriff ab [22]. Entsprechend des betrachteten Operationsablaufs nach Abschnitt 2.2 wird für die Prüfoberfläche von einer maximal frei liegenden Knochenoberfläche von näherungsweise $60 \times 40\text{ mm}$ ausgegangen. Die Abmessungen der Prüfoberfläche wurden entsprechend gewählt.

Zur Erstellung der Prüfoberfläche wurde das 3D-Konstruktionswerkzeug *Solid-Works* verwendet. Nach der Konstruktion eines Prüfkörpers wurde die Oberfläche des Körpers als Stereolithografie (STL)-Datei exportiert, wodurch die Weiterverarbeitung in einer Vielzahl von Modellierungswerkzeugen und -bibliotheken ermöglicht wird. Das entstandene Modell der Prüfoberfläche umfasst nach geeigneter formerhaltender Polygonreduktion ca. 5000 Polygone.

6.1.3 Fehlereinflüsse des Modells

Wie in den voran gegangenen Abschnitten beschrieben, ersetzt die Prüfoberfläche für die Phase der Realisierung des Registrierungsverfahrens sowohl die präoperative Bildgebung, als auch die Erfassung der Patientenoberfläche mittels Lasertriangulation (vergleiche Abbildung 6.1). Beide Verfahren sind mit unterschiedlichen Messfehlern und -artefakten behaftet, die beim Einsatz der Prüfoberfläche nachgebildet werden sollten. Erst durch diese Nachbildung der zu erwartenden Messfehler können die Stabilität und die Robustheit des Registrierungsverfahrens optimiert und charakterisiert werden.

Globale Fehlereinflüsse

Für die weiteren Betrachtungen werden zwei unterschiedliche Fehlereinflüsse näher betrachtet. Es wird davon ausgegangen, dass die Messverfahren der Lasertriangulation sowie des CT-Scans über einen globalen normalverteilten und mittelwertfreien Messfehler verfügen, dessen Amplitude von der eingesetzten Technik und von den Umgebungsbedingungen der Datenakquisition abhängt. Dieser Messfehler wird in der Prüfoberfläche durch die Addition einer normalverteilten, mittelwertfreien Zufallsgröße $z_{\text{Err, glob}}$ auf jeden Knoten der Polygonoberfläche simuliert. Entsprechend Gleichung 5.3 ergibt sich damit die Beschreibung der fehlerbehafteten Topologie zu

$$z(x_1, x_2) = \begin{pmatrix} z_{0,0} & z_{1,0} & z_{n,0} \\ z_{0,1} & \ddots & \vdots \\ z_{2,0} & \cdots & z_{n,n} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} z_{\text{Err}0,0} & z_{\text{Err}1,0} & z_{n,0} \\ z_{\text{Err}0,1} & \ddots & \vdots \\ z_{\text{Err}2,0} & \cdots & z_{\text{Err}n,n} \end{pmatrix}. \quad (6.1)$$

Abbildung 6.3 gibt einen visuellen Eindruck von der entstehenden Prüfoberfläche bei Addition des Fehlerrauschens mit ansteigender Amplitude. Die Modifikation der Oberfläche wurde durch das Werkzeug Spin Image Center nach Abschnitt 6.2.1 durchgeführt.

Lokale Fehlereinflüsse

Neben den globalen Fehlereinflüssen kann davon ausgegangen werden, dass - insbesondere bei der Erfassung der Patientenoberfläche durch den Laserscanner - nur lokale Teile der gemessenen Oberfläche mit einem mittelwertbehafteten Rauschen versehen sind, welches bis zur vollständigen Unkenntlichkeit der Messoberfläche reichen kann. Wie in Kapitel 3 dargestellt, lassen sich diese Einflüsse auf die (teilweise) Abdeckung der Operationsoberfläche, verursacht beispielsweise durch Knochenmehl, Blut, Gewebereste oder Spülflüssigkeiten, zurückführen. Diese Situation wurde bereits in der prinzipiellen Auslegung des Registrierungsverfahrens diskutiert und führte zu dem gewählten Registrierungsansatz. Die Robustheit des Verfahrens auf diese

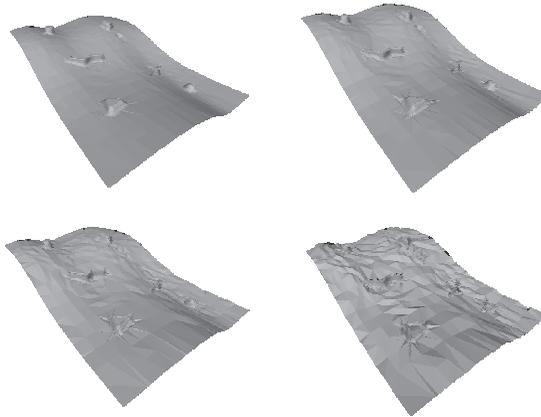


Abbildung 6.3: Prüfoberfläche mit normalverteiltem weißen Rauschen auf allen Knotenkoordinaten ($z_{\text{Err, glob}} = 0.1 - 2.5\text{mm}$)

Art von Fehlereinflüssen stellt eine der wesentlichen Unterscheidungen zu bekannten Registrierungsverfahren dar.

Die Simulation des selektiven Fehlereinflusses wird erreicht durch die Addition einer normalverteilten, jedoch mittelwertbehafteten Zufallsgröße $z_{\text{Err},\text{lok}}$ auf ausgewählten Knoten der Polygonoberfläche. Dabei werden ausschließlich diejenigen Knoten verändert, deren Abstand d zu einem zuvor gewählten Punkt auf der Oberfläche einen Wert von d_{Max} überschreitet. Auf diese Weise lassen sich einzelne Landmarken gezielt von den beschriebenen Fehlereinflüssen ausnehmen, was bei der Charakterisierung des Verfahrens eine Rolle spielen wird. In Analogie zu Gleichung 6.1 lässt sich die Funktion für die auf diese Weise modifizierte Oberfläche formulieren zu

$$z(x_1, x_2) = \begin{pmatrix} z_{0,0} & z_{1,0} & z_{n,0} \\ z_{0,1} & \ddots & \vdots \\ z_{2,0} & \cdots & z_{n,n} \end{pmatrix} + \delta \begin{pmatrix} z_{\text{Err},0,0} & z_{\text{Err},1,0} & z_{n,0} \\ z_{\text{Err},0,1} & \ddots & \vdots \\ z_{\text{Err},2,0} & \cdots & z_{\text{Err},n,n} \end{pmatrix} \quad (6.2)$$

mit

$$\delta = \begin{cases} 1, & d < d_{\text{Max}} \\ 0, & d \geq d_{\text{Max}} \end{cases} \quad (6.3)$$

Wie zuvor zeigt Abbildung 6.4 die entstehenden Prüfoberflächen bei Addition des lokalen Fehlerrauschens mit ansteigender Amplitude. Die Modifikation der Oberflä-

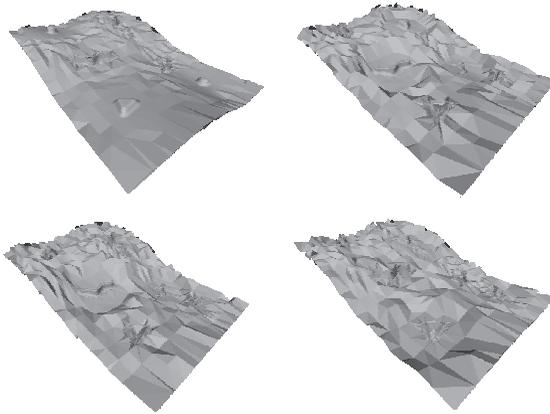


Abbildung 6.4: Prüfoberfläche mit mittelwertbehaftetem normalverteiltem Rauschen auf partiellen Knotenkoordinaten ($\sigma = 1.0\text{-}10.0\text{mm}$)

che wurde wiederum durch das Werkzeug Spin Image Center nach Abschnitt 6.2.1 durchgeführt.

6.2 Realisierungswerkzeuge

6.2.1 Spin Image Center

Im Rahmen der Untersuchung des Registrierungsverfahrens wurde mit dem *Spin Image Center* ein Softwaresystem entwickelt, das die Versuchsplanung, die Vorverarbeitung der Polygondatensätze, die Durchführung der Registrierung sowie die Evaluierung der erzielten Ergebnisse übernimmt. Das entstandene Programm basiert auf den Microsoft Foundation Classes (MFC) in der Version 8.0 und wurde unter dem Microsoft Visual Studio 2005 in C++ entwickelt. Dabei wurden externe Bibliotheken, insbesondere für die Visualisierung der Oberflächen, eingesetzt (siehe nachfolgender Abschnitt 6.2.2).

Die Oberfläche des Programms Spin Image Center ist unterteilt in sechs Aufgabenbereiche. Der Aufgabenbereich *Projekt* ermöglicht die Zusammenfassung aller Daten wie Polygonoberflächen, Parametersätzen und Ergebnissen in einer einheitlichen Beschreibung. Dabei können Projekte zu Projektlisten kombiniert werden, die anschließend im automatisierten Batch-Betrieb vom Programm ausgewertet werden. Die Daten der Polygonoberflächen des Modells (z.B. erstellt durch einen CT-Scan des Patienten) und des Abbilds (z.B. erstellt durch eine Lasertriangulation des Operationsgebiets) werden als so genannte *Sets* im gleichnamigen Aufgabenbereich des Programms übergeben und dem erstellten Projekt hinzugefügt. Im Aufgabenbereich *Spin Images* werden alle Funktionen für die Erstellung der Spin Images zusammengefasst. Hierzu zählen die während der Konzeption in Kapitel 5 beschriebenen Parametereinstellungen für Ausdehnung, Einzugsbereich und Auflösung der Spin Images. Der *Preprocessor* (ohne Abbildung) erlaubt eine Vorverarbeitung der Polygonoberflächen, was insbesondere für die Addition der Fehlereinflüsse nach Abschnitt 6.1.3 von Bedeutung ist. Die Korrelation zwischen den Polygonoberflächen werden im Aufgabenbereich *Korrelation* berechnet und ausgewertet. Neben der Auswahl des Korrelationsmodus entsprechend Abschnitt 5.8 können die Assoziationswahrscheinlichkeiten grafisch dargestellt werden, was einen ersten Eindruck von der Güte der Registrierung erlaubt. Dabei zeigt das linke Fenster die Grafik der Intrakorrelation, das rechte die Grafik der Interkorrelation für den jeweils gewählten Oberflächenpunkt. Die *Assoziationen* werden im gleichnamigen Aufgabenbereich gebildet. Die eingeführten Parameter lassen sich unmittelbar einstellen und für die automatisierte Registrierung speichern. Die Schaltfläche *Transform* führt letztlich die Berechnung der Registrierung durch, wobei der Verlauf der Registrierung als Grafik des Transformationsclusterings in Echtzeit visualisiert wird.

Nicht dargestellt ist der Aufgabenbereich *Visualisierung*, der Parameter zur Anzeige der Polygonoberflächen sowie die Visualisierungsansicht selbst enthält.

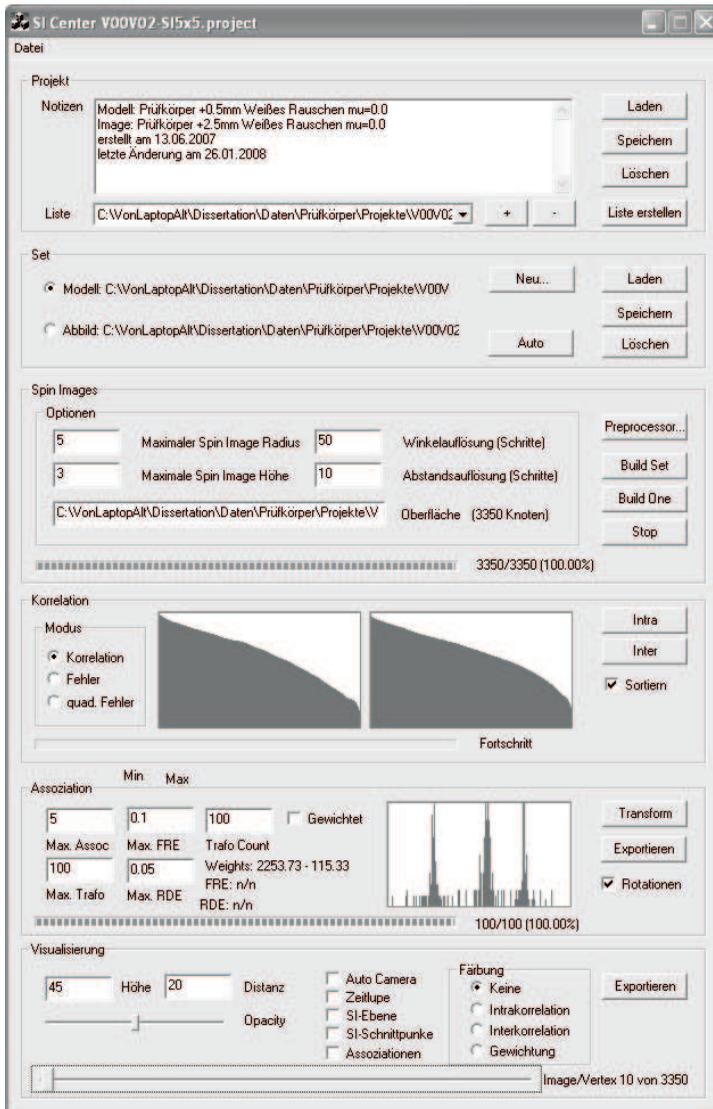


Abbildung 6.5: Screenshot des für die Realisierung des hybriden Registrierungsverfahrens eingesetzten Werkzeugs SICenter

6.2.2 Externe Systeme

Visualization Toolkit VTK

Die Visualisierung sowie die Vorverarbeitung der polygonen Rohdaten im entwickelten System Spin Image Center geschieht unter Verwendung des Visualization Toolkits (VTK) in der Version 4.0. VTK ist eine C++ Open-Source Klassenbibliothek, die ursprünglich von der Forschungsabteilung des Unternehmens General Electric [19] um den ursprünglich patentierten Marching Cubes Algorithmus entwickelt wurde. Heute umfasst die Klassenbibliothek in der aktuellen Version 5.2 mehr als 350.000 Zeilen Quellcode in über 700 Klassen [58]. VTK gilt als der de-facto-Standard für dreidimensionale wissenschaftliche Visualisierungen, insbesondere im medizinischen Umfeld. Die Entwicklung wird vom Unternehmen Kitware, Inc. [31] koordiniert.

Über die reine Visualisierung hinaus bietet VTK Bibliotheken zur Analyse und Modifikation von polygonalen Daten. Hierzu zählen beispielsweise die

- Berechnung von Normalenvektoren auf jedem Oberflächenpunkt, die
- Bestimmung von Schnittpunkten zwischen Geraden und Oberflächen, die
- Ermittlung von Schnittkurven zwischen Oberflächen, die
- Polygonreduktion und -glättung, sowie die
- Erstellung von Oberflächendaten aus Volumendaten.

Diese Funktionen werden in Spin Image Center zur Vorbereitung der Oberflächendaten, sowie zur Erstellung und Weiterverarbeitung der Spin Images genutzt.

MATLAB

Das Programmsystem MATLAB von The MathWorks, Inc. [48] ist eine kommerzielle, plattformunabhängige Software für die Lösung algebraischer Problemstellungen und für die Visualisierung von Daten. Im Unterschied zu vorwiegend symbolisch arbeitenden Systemen ist die Domäne von MATLAB die numerische Auswertung von Gleichungssystemen, was sich auch in der Namensgebung (MATrix LABoratory) widerspiegelt. MATLAB wird in der vorliegenden Untersuchung für die Erzeugung der polygonalen Oberflächen aus den Punktwolken des Laserscanners sowie für die Darstellung der Ergebnisdaten verwendet.

MeshLab

MeshLab [51] ist ein plattformunabhängiges Open-Source Softwaresystem für die Verarbeitung von polygonalen Oberflächen. Es zeichnet sich insbesondere durch umfangreiche Funktionen für automatisierte und manuelle Manipulationen auf Rohdatenebene aus. Hierzu zählen etwa Algorithmen für die Entfernung von Artefakten,

das Schließen von Löchern und die Glättung von Oberflächen. Darüber hinaus bietet es ein Registrierungsverfahren auf der Basis des Iterativen Closest Points (ICP) [12], [4] an.

Im Rahmen der Realisierung und der Evaluierung des zu entwickelnden Registrierungsverfahrens wurde das System MeshLab eingesetzt für die Bearbeitung und Modifikation der polygonalen Rohdaten.

6.3 Erstellung der Landmarkendatenbanken

Die Erstellung der Landmarkendatenbanken bildet die Grundlage für die wechselseitige Zuordnung assoziierter Punkte, weshalb diesem Prozessschritt eine zentrale Bedeutung bei der Realisierung des Registrierungsverfahrens zukommt. Wie im vorangegangenen Abschnitt 6.1 beschrieben, werden die Landmarkendatenbanken für Variationen der hergeleiteten Prüfoberfläche erstellt.

Im Rahmen der Realisierung stehen für jeden Registrierungsvorgang stets zwei Oberflächen, die *Modell*- und die *Abbild*-Oberfläche zur Verfügung. Dabei ist die gedankliche Zuordnung der Modell-Oberfläche zu der intraoperativ aufgezeichneten Oberfläche im realen Einsatz des Registrierungsverfahrens zulässig und hilfreich. Ebenso kann die *Abbild*-Oberfläche mit der präoperativ aus CT-Daten gewonnenen Oberfläche assoziiert werden. Für die weiteren Überlegungen soll jedoch auf diese gedankliche Stütze verzichtet werden, da sie aus mathematisch-algorithmischer Sicht nicht notwendig ist. Statt dessen wird in den folgenden Abschnitten stets anhand der *Modell*- bzw. *Abbild*-Oberfläche argumentiert.

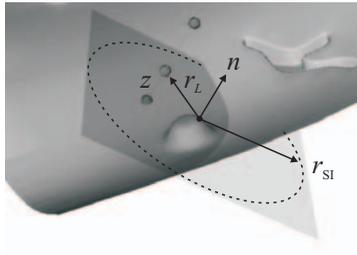


Abbildung 6.6: Erstellung von homogenen Kreisabbildern anhand der Oberfläche des Prüfkörpers (Screenshot aus Spin Image Center)

6.3.1 Generierung der Spin Images

Entsprechend dem erarbeiteten Konzept werden die Landmarkendatenbanken erstellt, indem für jeden Knotenpunkt der Modell- sowie der Abbild-Oberfläche zwei-dimensionale lageunabhängige Repräsentationen der lokalen Topologie um den jeweils betrachteten Knotenpunkt generiert und gespeichert werden. In Anlehnung an [17] werden diese Repräsentationen als Spin Images bezeichnet, deren theoretische Erstellung in Abschnitt 5.5.1 erläutert wurde.

Bestimmung der lokalen Topologie

Die Funktionalität zur Erstellung der SpinImages wurde in das Programmsystem Spin Image Center implementiert, wobei auf die Bibliotheken der VTK entsprechend Abschnitt 6.2.2 zurückgegriffen wurde. Dabei wird zunächst für jeden Knotenpunkt der Prüfoberfläche anhand der benachbarten Punkte der Normalenvektor n berechnet. Dieser spannt eine Ebene auf, welche die Prüfoberfläche im Normalfall in einer gewissen Entfernung schneidet (transparent dargestellt in Abbildung 6.6). In die auf diese Weise aufgespannte Ebene werden n_A konzentrische Kreise mit dem Radius r_L um den Oberflächenpunkt bis zu einem maximalen Radius von r_{SI} (gestrichelt) gelegt. Für jeweils n_W gleichverteilte Winkel zwischen $0 < \alpha < 2\pi$ und für jeden Radius r_L wird eine zu n parallele Gerade durch den sich ergebenden Fußpunkt auf der Ebene (mittlere Markierung) gelegt. Die von der Normalenebene durch n und der Prüfoberfläche gebildeten Abschnitte dieser Gerade (dem *Prüfstrahl*) entsprechen den gesuchten Abständen z_i (obere und untere Markierung). Dabei werden Schnittpunkte des Prüfstrahls bis zu einer maximalen Entfernung z_{Max} zwischen Fußpunkt und Prüfoberfläche gesucht. Eine Gegenüberstellung der genannten Formelzeichen mit den Parametern in Spin Image Center zeigt Tabelle 6.1.

Überführung in eine Bitmap

Die auf diese Weise gefundene Menge an Tupeln (r, z) lassen sich in eine Bitmap überführen, so dass weiterführende Operationen möglich werden. Hierzu zählt bei-

Formelzeichen	Parameter in Spin Image Center
r_{SI}	Maximaler Spin Image Radius
z_{Max}	Maximale Spin Image Höhe
n_W	Winkelauflösung (Schritte)
n_A	Abstandsauflösung (Schritte)

Tabelle 6.1: Zuordnung von Formelzeichen und Spin Image Center Parametern

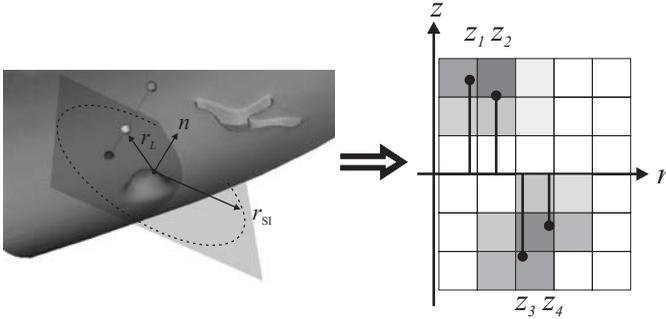


Abbildung 6.7: Erstellung von homogenen Kreisabbildern anhand der Oberfläche des Prüfkörpers (Screenshot aus Spin Image Center)

spielsweise die Ähnlichkeitsanalyse zweier Kreisabbilder, wie sie im Rahmen der Konzeption des Verfahrens vorgeschlagen wurde. Das Bitmap kann beschrieben werden als eine zweidimensionale Matrix.

$$b(x, y) = \begin{pmatrix} b_{0,0} & b_{1,0} & b_{n,0} \\ b_{0,1} & \ddots & \vdots \\ b_{2,0} & \cdots & b_{n,m} \end{pmatrix} \text{ mit } x, y \in \mathbb{N}. \quad (6.4)$$

Aus datentechnischen Gründen ist es sinnvoll, hierbei einen Wertebereich von $256 = 2^8$ Grauwerten pro Pixel, also $0 < b(x, y) < 256$, $b(x, y) \in \mathbb{N}$, zu betrachten. Auf diese Weise lassen sich die entstehenden Bitmaps mit einem Byte pro Pixel speichern, was bei dem zu erwartenden Datenaufkommen das zur Speicherung notwendige Datenvolumen minimiert. Auch die Berechnung der Kreuzkorrelationen im späteren Verlauf der Realisierung gestaltet sich effizienter, wenn der Wertebereich künstlich begrenzt wird.

Für die Überführung in die Bitmap ist zunächst die Zuordnung zwischen den Koordinaten des Spin Images zu den Pixelpositionen entsprechend Abbildung 6.7 durchzuführen. Dies geschieht im vorliegenden Fall durch die Berechnung einer reellwertigen Pixelposition $(x_0, y_0) \in \mathbb{R}$ in Abhängigkeit der gewählten Parameter r_{SI} , z_{Max} und n_A . Die oberen bzw. unteren ganzzahligen Schranken von $(x_0, y_0) \in \mathbb{N}$ spiegeln die Indizes derjenigen Pixelpositionen in x - bzw. y -Richtung wieder, welche den betrachteten Koordinaten des Spin Images zugerechnet werden können. Damit ergibt sich für die Indizes $x_{c,f}$

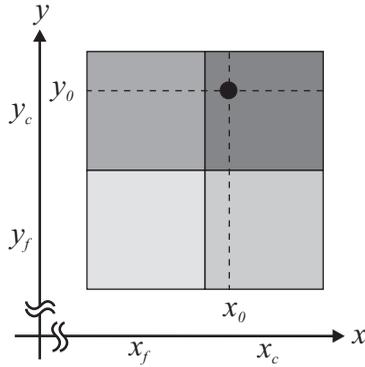


Abbildung 6.8: Berechnung der Pixelanteile eines Spin Images aus der Pixelposition

$$\left\{ \begin{array}{l} x_c(r_L) \\ x_f(r_L) \end{array} \right\} = \left\{ \begin{array}{l} \text{ceil}(x_0) \\ \text{floor}(x_0) \end{array} \right\} \text{ mit } x_0 = r_{\text{SI}} \frac{r_L}{r_{\text{SI}}}, \quad (6.5)$$

sowie entsprechend für $x_{c,y}$

$$\left\{ \begin{array}{l} y_c(z) \\ y_f(z) \end{array} \right\} = \left\{ \begin{array}{l} \text{ceil}(y_0) \\ \text{floor}(y_0) \end{array} \right\} \text{ mit } y_0 = z_{\text{Max}} \frac{z}{z_{\text{Max}}}, \quad (6.6)$$

Nach der Bestimmung der betroffenen Pixelpositionen ist eine geeignete Rechenvorschrift für die Modifikation der Werte $b(x, y)$ der jeweiligen Pixel zu identifizieren. Naheliegenderweise wird hierbei für jeden gefundenen Schnittpunkt und die damit verbundene Pixelposition (x_0, y_0) der Wert aller vier benachbarten Pixel $b(x_{c,f}, y_{c,f})$ um einen Betrag b_Δ erhöht, der dem Abstand von (x_0, y_0) zum jeweils betrachteten Pixel entspricht (siehe Abbildung 6.8). Durch diese lineare Interpolation bleiben die Informationen zur Lage des Schnittpunkts vollständig erhalten. Für die Werte eines Pixels an der betrachteten Position (x, y) um (x_0, y_0) ergibt sich damit unmittelbar

$$b(x, y) := b(x, y) + b_\Delta(x, y) \text{ mit } b_\Delta(x, y) = \frac{2 - (|x - x_0| + |y - y_0|)}{2}, \quad (6.7)$$

bzw. wegen der Begrenzung des Wertebereichs von $b(x, y)$

$$b(x, y) := 128 \text{ für } b(x, y) + b_\Delta(x, y) > 128. \quad (6.8)$$

6.3.2 Variation des Einzugsradius

Im vorangegangenen Abschnitt wurde erläutert, auf welche Weise die Spin Images im Spin Image Center erstellt werden. Nachfolgend sollen die zentralen Parameter des Verfahrens anhand der Prüfoberflächen evaluiert und definiert werden.

Einer der wesentlichen Parameter bei der Erstellung eines Spin Images ist dessen Einzugsradius, also der maximale Radius r_{SI} , bis zu dem die den betrachteten Oberflächenpunkt umgebende lokale Topologie berücksichtigt wird. Die Auswirkungen einer Änderung von r_{SI} zeigt Abbildung 6.9 anschaulich: Von links nach rechts sind die resultierenden Spin Images bei einer Variation des Einzugsradius r_{SI} jeweils für denselben markierten Oberflächenpunkt bei entsprechend angepasster Auflösung von $n_A = r_{SI}$ und Höhe von $z_{Max} = 2r_{SI}$ dargestellt. Dabei ist deutlich zu erkennen, dass ein Spin Image mit einem Einzugsradius von $r_{SI} = 2\text{mm}$ (links) nur wenige Informationen über die lokale Topologie enthält. Der (subjektive) Informationsgehalt steigt erwartungsgemäß mit sich vergrößerndem Einzugsradius r_{SI} , bis bei einem Wert von $r_{SI} = 50\text{mm}$ (rechts) benachbarte Landmarken deutlich im Spin Image erkennbar werden.

Es ist zu erwarten, dass zwischen einem sehr kleinen und einem sehr großen Wert für r_{SI} ein Optimum \hat{r}_{SI} liegt. Dies wird deutlich, wenn die Argumente für und gegen kleine bzw. große Spin Images entsprechend Tabelle 6.2 betrachtet werden.

Zunächst ist der Aufwand für die Erstellung der Spin Images zu betrachten. Offensichtlich erhöht sich der Berechnungsaufwand in quadratischer Abhängigkeit von der Größe von r_{SI} . Gleichzeitig bedeuten größere Spin Images auch einen größeren Aufwand bei der Erstellung der notwendigen Vergleiche zwischen den Landmarkendatenbanken des Modell- und des Abbild-Datensatzes. Auch diese Abhängigkeit

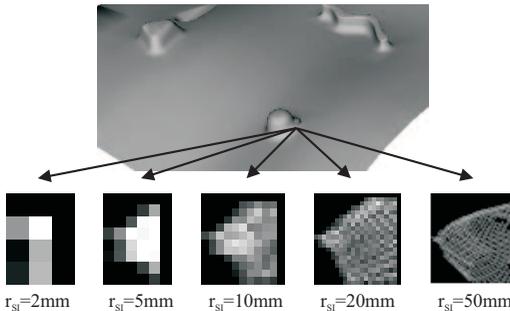


Abbildung 6.9: Auswirkung der Variation des Einzugsradius r_{SI} auf Auflösung, Größe und Informationsgehalt der Spin Images

$r_{\text{SI}} < \hat{r}_{\text{SI}}$	$r_{\text{SI}} > \hat{r}_{\text{SI}}$
+ Effiziente Erstellung	- Rechenintensive Erstellung
+ Effizienter Vergleich	- Rechenintensiver Vergleich
+ Geringer Speicherbedarf	- Großer Speicherbedarf
+ Geringer Störungseinfluss	- Großer Störungseinfluss
- Geringer Informationsgehalt	+ Großer Informationsgehalt
- Mehrdeutige Assoziationen	+ Eindeutige Assoziationen
- Rechenintensive Transformation	+ Effiziente Transformation

Tabelle 6.2: Argumente für und gegen Spin Images mit zahlenmäßig kleinen bzw. großen Einzugsradius r_{SI}

kann in guter Näherung als quadratisch angenommen werden. Nicht zuletzt bedingen große Spin Images einen entsprechend großen Speicherbedarf, was insbesondere bei den betrachteten Datensätzen mit mehreren tausend Knoten problematisch erscheint. Besonders schwerwiegend ist jedoch der Umstand, dass große Spin Images die Wirksamkeit des vorgeschlagenen Registrierungsverfahrens bezüglich seiner Robustheit gegenüber Störeinflüssen verlieren: Durch den großen Einzugsradius erhöht sich die Gefahr, gestörte Topologien in die Erstellung des Spin Images einzubeziehen. Für große Spin Images ist dabei zu erwarten, dass die Charakteristik des Registrierungsverfahrens gegen die etablierter Verfahren, wie etwa das ICP-Verfahren, strebt.

Andererseits ist die minimale Größe der zu erzeugenden Spin Images nach unten beschränkt durch die in gleichem Maße abnehmende Aussagekraft der einzelnen Kreisabbilder. Dies bedeutet, dass die Wahrscheinlichkeit, einander entsprechende Punktassoziationen zu identifizieren, mit einem abnehmenden Einzugsradius r_{SI} zunehmend geringer wird. In gleichem Maße wird der Berechnungsaufwand für die Bestimmung einer gültigen Transformationsmatrix ansteigen, da eine zunehmend große Zahl an fehlerhaften Punktbeziehungen ausgewertet und wieder verworfen werden muss. Für $r_{\text{SI}} \rightarrow 0$ schließlich spiegelt das Spin Image ausschließlich die Topologie der Tangentialebene durch den betrachteten Punkt wieder, womit sich alle Spin Images entsprechen. Die Identifikation von einander entsprechenden Punktassoziationen gerät in diesem Grenzfall zu einer rein stochastischen Suche in der Ergebnismenge der Landmarkendatenbank und wird daher nicht zum Erfolg führen.

Zur Bestimmung des optimalen Einzugsradius r_{SI} ist es sinnvoll, die im Rahmen der Konzeption diskutierte Korrelation der Spin Images innerhalb ein- und desselben Datensatzes zu untersuchen. Eine entsprechend Grafik ist in den Abbildungen 6.10 sowie 6.11 dargestellt. Dabei sind jeweils die normalisierte Korrelationen von Spin Image i mit Spin Image j als $S_{i,j}$ über der i, j -Ebene aufgetragen, wobei die Ergeb-

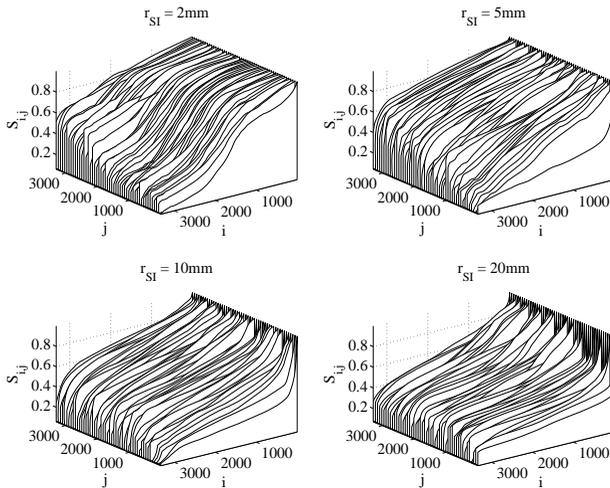


Abbildung 6.10: Intra-Kreuzkorrelationen der Kreisabbilder bei einem Einzugsradius von $r_{SI} = 2.0\text{mm}$ (oben links), $r_{SI} = 5.0\text{mm}$ (oben rechts), $r_{SI} = 10.0\text{mm}$ (unten links) und $r_{SI} = 20.0\text{mm}$ (unten rechts) im Wasserfalldiagramm

nisse aus Gründen der Veranschaulichung in der i -Achse anhand des Zahlenwerts von $S_{i,j}$, in der j -Achse anhand der Summe $\sum_i S_{i,j}$ sortiert wurden.

Das Wasserfall-Diagramm 6.10 belegt die zuvor formulierte Vermutung, dass die Aussagekraft der Spin Images mit zunehmendem Einzugsradius r_{SI} zunimmt. Dies ist im Bild für $r_{SI} = 20\text{mm}$ an den zunehmend steil abfallenden Flanken der einzelnen Diagramme in positiver i -Richtung zu erkennen. Offensichtlich werden hier für die betrachteten Spin Images j zunehmend weniger Entsprechungen gefunden, die durch einen hohen Wert der Kreuzkorrelation gekennzeichnet wären. Dementsprechend zeigt das Bild für $r_{SI} = 2\text{mm}$ sehr flach abfallende Kurven, was auf eine hohe Ähnlichkeit der Spin Images rückschließen lässt.

Dieser Umstand wird verdeutlicht durch das entsprechende Konturdiagramm in Abbildung 6.11. Anhand der Konturlinien (absteigend von links nach rechts) ist zu erkennen, dass die Anzahl der als ähnlich mit $S_{i,j} > 0.9$ eingestufteten Spin Images bei ansteigendem Einzugsradius r_{SI} stetig abnimmt: Werden für einen Einzugsradius von $r_{SI} = 2\text{mm}$ im Schnitt noch über 1000 Spin Images erkannt ($\bar{n}(S_{i,j} > 0.9) = 1215$), so sind dies bereits bei $r_{SI} = 5\text{mm}$ noch $\bar{n}(S_{i,j} > 0.9) = 436$.

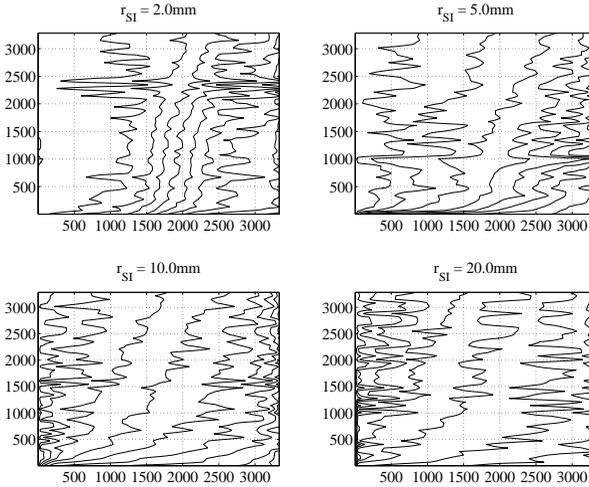


Abbildung 6.11: Intra-Kreuzkorrelationen der Kreisabbilder bei einem Einzugsradius von $r_{\text{SI}} = 2.0\text{mm}$ (oben links), $r_{\text{SI}} = 5.0\text{mm}$ (oben rechts), $r_{\text{SI}} = 10.0\text{mm}$ (unten links) und $r_{\text{SI}} = 20.0\text{mm}$ (unten rechts) im Konturdiagramm (Schrittweite $\Delta S_{i,j} = 0.1$)

Die Betrachtungen legen nahe, dass ausreichende Diskriminierung unterschiedlicher Spin Images bereits bei verhältnismäßig kleinen Einzugsradien r_{SI} statt findet. Zwar ist aus den Abbildungen 6.10 bzw. 6.11 deutlich zu erkennen, dass die weitere Vergrößerung des Radius mit einer nicht unerheblichen weiteren Verbesserung dieser Eigenschaft einhergeht. Aus den zuvor hergeleiteten Argumenten (siehe Tabelle 6.2) soll im Rahmen der weiteren Realisierung des Registrierungsverfahrens ausschließlich der Einzugsradius

$$r_{\text{SI}} = 5\text{mm} \tag{6.9}$$

diskutiert werden.

6.3.3 Höhe und Auflösung

Neben dem Einzugsradius r_{SI} spielen die Parameter der maximalen Höhe z_{Max} sowie der Winkelauflösung n_W und der Abstandsauflösung n_A eine wichtige Rolle bei der Erstellung der Landmarkendatenbank.

Maximale Höhe

Als maximale Höhe z_{Max} des Spin Images wird der maximale Abstand bezeichnet, unter dem die abgetastete Oberfläche den Prüfstrahl schneiden darf, um noch einen Beitrag in das Spin Image zu liefern (siehe Abbildung 6.6). Ein zahlenmäßig kleiner Wert für z_{Max} bedeutet einerseits einen erheblich verringerten Berechnungsaufwand für das Spin Image, da ein entsprechend kleinerer Raum nach eventuellen Schnittpunkten durchsucht werden muss. Andererseits wirken sich zu klein gewählte Werte auf die Aussagekraft des Spin Images aus, da gerade auffällige lokale Topologien eventuell nicht mehr berücksichtigt werden. Wird die maximale Höhe hingegen sehr groß gewählt, besteht die Gefahr, Artefakte durch Hinterschneidungen der Oberfläche in das erstellte Spin Image zu übernehmen (siehe jeweils Abbildung 6.12). Im weiteren Verlauf der Realisierung wurde aus diesen Gründen ein Wert für z_{Max} von

$$z_{Max} = 2r_{SI} \quad (6.10)$$

angenommen, womit sich Radius und einseitige Höhe des Spin Images entsprechen. Dieser Wert ermöglicht einen Kompromiss zwischen hinreichend hoher Aussagekraft des Spin Images, hoher Robustheit gegen Artefakte und tolerierbarem Berechnungsaufwand.

Winkel- und Abstandsauflösung

Die Winkelauflösung n_W definiert die Anzahl der Messpunkte auf dem jeweils betrachteten Kreis mit dem Radius r_L bei der Erstellung des Spin Images. Dabei erweist

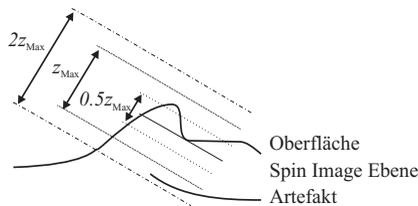


Abbildung 6.12: Veranschaulichung des Einflusses der maximalen Höhe z_{Max} auf die Erstellung des Spin Images

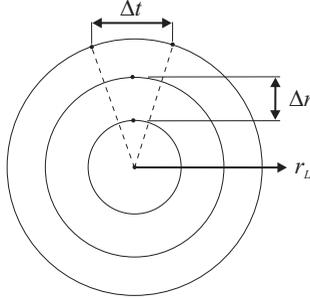


Abbildung 6.13: Definition des radialen Abstands Δr und des tangentialen Abstands Δt

es sich als sinnvoll, die Winkelauflösung auf die Länge der erfassten Wegstrecke zu beziehen. Es ergibt sich die relative Winkelauflösung $n_{W,rel}$ zu

$$n_{W,rel} = n_W \frac{r_L}{r_{SI}}. \quad (6.11)$$

Anschaulich bleibt bei Verwendung der relativen Winkelauflösung der tangentielle Abstand Δt zwischen zwei Messpunkten auf unterschiedlichen Messkreisen der Radien $r_{L,1}$ und $r_{L,2}$ (siehe Abbildung 6.13) konstant, nämlich

$$\Delta t = \frac{2\pi r_L}{n_{W,rel}} = \frac{2\pi r_{SI}}{n_W}. \quad (6.12)$$

Analog spiegelt die Abstandsauflösung n_A die Anzahl der Messkreise mit dem Radius r_L mit $0 < r_L < r_{SI}$ wieder. Der radiale Abstand zweier aufeinander folgender Messkreise Δr ergibt sich damit unmittelbar zu

$$\Delta r = \frac{r_{SI}}{n_A}. \quad (6.13)$$

Im Sinne einer exakten Repräsentation der lokalen Topologien durch die Spin Images erscheint es vorteilhaft, zahlenmäßig große Werte für die Auflösungen anzunehmen. Andererseits hängt die zu erwartende Rechenzeit für die Erstellung der Spin Images direkt proportional von den Auflösungen ab, sodass an dieser Stelle ein Kompromiss einzugehen ist. Ausgehend von durchgeführten Vorversuchen werden im weiteren Verlauf der Realisierung die Parameter der Winkel- und Abstandsauflösung wie folgt definiert:

$$n_A = 2r_{SI} \Rightarrow \Delta r = 0.5 \text{ mm, sowie} \quad (6.14)$$

$$n_W = 10r_{SI} \Rightarrow \Delta t \approx 0.63 \text{ mm.} \quad (6.15)$$

6.3.4 Variation der Ähnlichkeitsbestimmung

Die Ähnlichkeitsbestimmung dient dazu, mögliche Kandidaten für sich entsprechende Landmarken des Modell- bzw. Abbild-Datensatzes zu identifizieren. Die Variation der Ähnlichkeitsbestimmung wurde bereits im Rahmen der Konzeption in Abschnitt 5.8 als wichtiger Parameter bei der Zuordnung sich entsprechender Landmarken bzw. Spin Images erkannt. Wie zuvor diskutiert, sollen insbesondere die Verfahren der Kreuzkorrelation, des quadratischen und des absoluten Fehlers näher untersucht werden.

Das wesentliche Kriterium für die Bewertung der Eignung eines Verfahrens zur Ähnlichkeitsbestimmung zweier Spin Images ist sicherlich die Fähigkeit zur Diskriminierung zutreffender Punktbeziehungen von irrtümlich zugewiesenen Assoziationen. Ebenfalls zu berücksichtigen ist abermals der notwendige Berechnungsaufwand, da im Laufe des Verfahrens bei n Spin Images bis zu $n \times n$ Einzelvergleiche durchzuführen sind.

Zur Bewertung der Güte des Vergleichsverfahrens erscheint es zweckmäßig, die hergeleitete Methodik und Darstellungsweise des Wasserfalldiagramms zu übernehmen. Wurde zuvor jedoch das beschriebene Diagramm zur Visualisierung der Ähnlichkeiten *innerhalb* eines Datensatzes verwendet (*Intrakorrelation*), stellt sich nun die Frage nach der Visualisierung der Ähnlichkeiten der Spin Images zwischen dem Modell- und dem Abbild-Datensatz (*Interkorrelation*).

Durch Abtragung des Ähnlichkeitswerts zweier Spin Images $S_{i,j}$ gegen die Indizes entsteht das in Abbildung 6.14 gezeigte Diagramm. Dabei sind die Ergebnisse bei Verwendung der Kreuzkorrelation entsprechend Gleichung 5.21 im Schaubild links oben, die des absoluten bzw. quadratischen Fehlers entsprechend Gleichungen 5.23 bzw. 5.24 rechts oben bzw. links unten dargestellt. Die qualitative Übereinstimmung der unterschiedlichen Berechnungsvorschriften ist im Diagramm eindeutig erkennbar, was die prinzipielle Eignung aller Verfahren für die Bestimmung der Ähnlichkeit $S_{i,j}$ nachweist. Im direkten Vergleich zur Kreuzkorrelation und zum quadratischen Fehler ermöglicht das Verfahren des absoluten Fehlers jedoch offensichtlich eine höhere Trennschärfe, da Ähnlichkeitswerte $S_{i,j}$ bei konstantem Index j insbesondere bei den vorrangig interessierenden Werten von $S_{i,j} \approx 1$ rascher zu zahlenmäßig kleineren Werten abnehmen.

Ein weiterer Grund für die Bevorzugung des Verfahrens des absoluten Fehlers liegt in der Tatsache, dass die Berechnung des absoluten Fehlers im Vergleich zur Berechnung des quadratischen Fehlers und der Kreuzkorrelation mit erheblich geringerem Aufwand hinsichtlich der Anzahl der notwendigen Multiplikationen verbunden ist.

Für die weitere Realisierung wird aus den diskutierten Gründen das Verfahren des absoluten Fehlers nach Gleichung 5.23 angewandt.

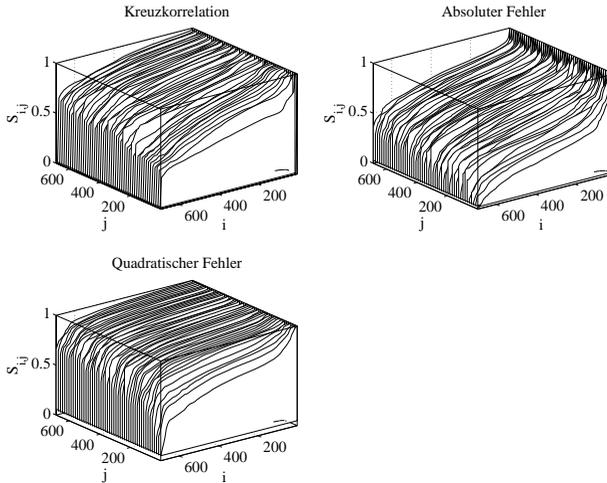


Abbildung 6.14: Bewertung der Ähnlichkeit $S_{i,j}$ jeweils zweier Spin Images i und j mit den Methoden der Kreuzkorrelation (oben links), des absoluten Fehlers (oben rechts) und des quadratischen Fehlers (unten links)

6.4 Erstellung der Assoziationen

In den voran gegangenen Abschnitten wurden die Verfahren zur Erstellung der Spin Images sowie zur Bestimmung der Ähnlichkeit $S_{i,j}$ jeweils zweier Spin Images diskutiert und definiert. Basierend auf den Überlegungen im Rahmen der Konzeption ist nun die Erstellung der Assoziationen, also die Auswahl von Spin Images und die Zuordnung von sich entsprechenden Landmarken zu realisieren.

6.4.1 Gewichtung und Auswahl der Landmarken

Die in Abschnitt 6.3.4 definierte Ähnlichkeitsbestimmung dient unter anderem dem Zweck, potenzielle Landmarken für die weitere Verarbeitung auszuwählen. Hierfür werden die in Abschnitt 5.7 hergeleiteten Algorithmen der Monte-Carlo-Gewichtung sowie der Modifikation der Auswahl-Wahrscheinlichkeiten im Rahmen des Spin Image Center implementiert. Als Ergebnis dieser Gewichtung stehen die Auswahlwahrscheinlichkeiten $P_{L,i}$ entsprechend Abbildung 5.10 für jeden Oberflächenpunkt des

betrachteten Datensatzes und damit für jedes Spin Image zur Verfügung. Für die Darstellung normiert man die Auswahlwahrscheinlichkeiten $P_{L,i}$ zweckmäßigerweise auf die maximale Auswahlwahrscheinlichkeit $P_{L,Max}$, also

$$P_{L,i} := \frac{P_{L,i}}{P_{L,Max}}. \quad (6.16)$$

Mit Gleichung 6.16 lassen sich die Auswahlwahrscheinlichkeiten jedes Punktes der Prüfoberfläche in einer Falschfarben-Darstellung visualisieren (siehe Abbildung 6.15). Dabei sind einige Details bemerkenswert:

- (a) Eindeutige Landmarken werden sicher (mit $P_{L,i} \gg 0.5$) als solche erkannt. Hierzu zählen insbesondere die verhältnismäßig scharfkantigen Erhebungen und Absenkungen der lang gestreckten Landmarken des Prüfkörpers.
- (b) Die verhältnismäßig glatten Oberflächen des Prüfkörpers zwischen den Landmarken werden - entgegen der Erwartungen - im Mittelfeld der Ähnlichkeitsverteilung ($P_{L,i} \approx 0.5$) eingeordnet. Dies ist vermutlich zurückzuführen auf die ungleichmäßige Verteilung der Knotenpunkte des Oberflächengitters. Durch die angewandten Reduktionsverfahren werden Oberflächenpunkte entfernt, wenn die Entfernung keine wesentliche Änderung an der Oberflächentopologie bewirkt. Auf diese Weise spielt die in Abschnitt 5.6.1 diskutierte Definition von lokalen Landmarken als Strukturierung der Oberfläche implizit eine Rolle bei der Erstellung der Gewichtung der Spin Images und dadurch bei der Erstellung der Assoziationen.
- (c) Die gerundeten Übergangskanten zwischen Landmarken und glatter Oberfläche des Prüfkörpers werden als unspezifisch im Sinne der Ähnlichkeitsverteilung (mit $P_{L,i} \ll 0.5$) eingeordnet. Dies ist leicht durch den Umstand zu

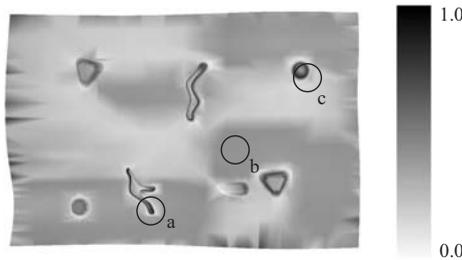


Abbildung 6.15: Darstellung der Gewichtung der Spin Images als Falschfarben-Darstellung

erklären, dass nahezu alle künstlich eingefügten Landmarken des Prüfkörpers mit einer Abrundung zur glatten Oberfläche versehen sind. Folgerichtig werden die korrespondierenden Spin Images als nicht relevant für eine weitere Betrachtung eingestuft. Dies ist durchaus sinnvoll, da bei der Wahl eines entsprechenden Spin Images aus einer Vielzahl von sehr ähnlichen Kreisabbildern der Abbild-Datensatzes gewählt werden müsste.

6.4.2 Zuordnung von Assoziationen

Die zuvor beschriebene Auswahl der Spin Images des Modell-Datensatzes durch eine entsprechende Gewichtung bildet die Basis für die Zuordnung von sich entsprechenden Spin Images im Abbild-Datensatz. Zweckmäßigerweise geschieht die Realisierung der Zuordnung in analoger Weise zu dem in Abschnitt 6.3.4 beschriebenen Verfahren, jedoch mit dem Unterschied, dass nicht die Ähnlichkeit von Spin Images *innerhalb*, sondern die Ähnlichkeit *zwischen* den Datensätzen betrachtet wird. Da diese Unterscheidung keinen Einfluss auf das verwendete Verfahren hat, können die zuvor definierten Parameterwerte ohne Einschränkungen übernommen werden.

Entsprechend der Konzeption soll für die Auswahl assoziierter Landmarken ein kombiniertes Verfahren zwischen n -besten Auswahl und $S_{i,j}$ -Beschränkung, also ein Verfahren zur Sicherstellung der geometrischen Konvergenz, Anwendung finden.

n -beste Auswahl

Bei der n -besten Auswahl werden diejenigen n Punktbeziehungen auf ihre geometrische Konsistenz hin untersucht, die die größte Übereinstimmung $S_{i,j}$ besitzen. Für

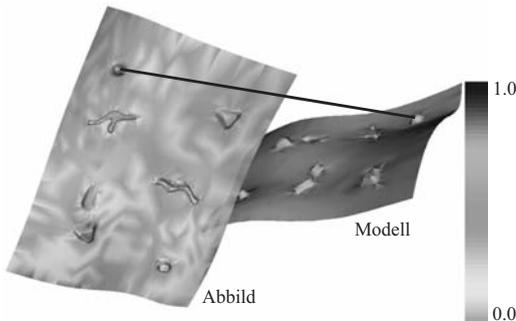


Abbildung 6.16: Zuordnung einer Modell-Landmarke zu Abbild-Landmarken bei eindeutiger Zuordnung ($n = 3$, Screenshot aus Spin Image Center)

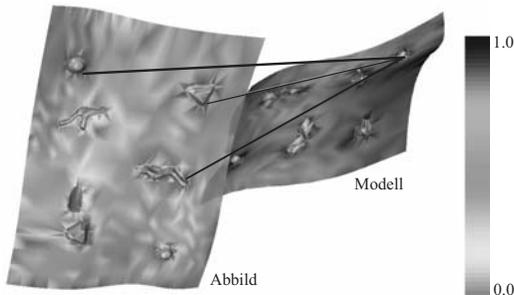


Abbildung 6.17: Zuordnung einer Modell-Landmarke zu Abbild-Landmarken bei mehrdeutiger Zuordnung ($n = 3$, Screenshot aus Spin Image Center)

den Fall $n = 3$ zeigen die Abbildungen 6.16 bzw. 6.17 den Vorgang der Zuordnung als Bildschirmfoto des entwickelten Werkzeugs Spin Image Center.

In Abbildung 6.16 ist die Situation einer eindeutigen Zuordnung dargestellt - die besten n Assoziationen liegen so dicht beieinander, dass sie grafisch nicht mehr aufgelöst werden können. Die Färbung der Abbild-Oberfläche gibt in der Abbildung das Ähnlichkeitsmaß $S_{i,j}$ mit dem ausgewählten Oberflächenpunkt der Modell-Oberfläche wieder. Es ist zu erkennen, dass nahezu die gesamte Oberfläche mit zahlenmäßig kleinen Ähnlichkeitswerten $S_{i,j} < 0,5$ eingeordnet wird, wohingegen die (korrekt identifizierte) Landmarke Ähnlichkeitswerte $S_{i,j} \approx 1$ aufweist.

Abbildung 6.17 zeigt eine korrespondierende Situation mit identischen Parametern für die Erstellung der Spin Images und die Visualisierung. Als Modell-Oberflächenpunkt wurde entsprechend Abschnitt 6.4.1 (c) ein Punkt im Übergang zwischen Landmarke und glatter Oberfläche gewählt. Dementsprechend weisen die Oberflächenpunkte des Abbilds überwiegend Ähnlichkeitswerte von $S_{i,j} > 0,5$ auf, was die korrekte Zuordnung erschwert. Die Folge ist eine mehrdeutige Zuordnung der besten $n = 3$ identifizierten Punktbeziehungen, die offensichtlich neben der korrekten Beziehung auch fehlerhafte Zuordnungen enthält.

Für die Durchführung einer korrekten Registrierung sind fehlerhafte Punktbeziehungen als solche zu identifizieren und auszusondern. Diese Aufgabe ist Gegenstand der nachfolgenden Abschnitte.

Geometrische Konsistenz

Die *geometrische Konsistenz*, welche in Abschnitt 5.9.4 hergeleitet und diskutiert wurde, ist ein Maß für die geometrische Übereinstimmung der Lage (zumindest) dreier betrachteter Oberflächenpunkte im Modell-Datensatz zueinander und deren

assoziierter Punkte im Abbild-Datensatz.

Die geometrische Konsistenz lässt sich in der Repräsentation als relativer Abstandsfehler RDE aus Gleichung 5.34 sehr einfach berechnen. Eine Berechnungsvorschrift dieser Form wurde in das Programmsystem Spin Image Canter implementiert, wobei der Parameter des maximalen relativen Abstandsfehlers RDE_{Max} frei wählbar ist. Zahlenmäßig große Werte für RDE_{Max} bedeuten hierbei, dass auch nicht exakt zueinander passende Punktbeziehungen in die weiteren Schritte zur Berechnung der Transformationsmatrix einfließen, was zu einem erhöhten Rechenaufwand bei der endgültigen Durchführung der Transformation führt. Eine zu kleine Wahl von RDE_{Max} hingegen bedeutet, dass prinzipiell korrekt assoziierte Punktbeziehungen als geometrisch inkonsistent verworfen werden, da das Fehlerrauschen auf den betrachteten Punktkoordinaten zu einem überschweligen relativen Abstandsfehler RDE führt. Dies zieht wiederum einen erhöhten Rechenaufwand nach sich, da zu viele Punktbeziehungen als fehlerhaft verworfen werden.

Für die weitere Realisierung soll der Parameter RDE_{Max} in einem Intervall

$$0.01 \leq RDE_{\text{Max}} \leq 0.25 \quad (6.17)$$

untersucht werden, sodass beide Extremfälle erfasst und deren Auswirkungen auf den Registrierungsablauf sichtbar gemacht werden können.

6.5 Durchführung der Transformation

Die Durchführung der Transformation, also die Bestimmung der Transformationsmatrix der Registrierung T_{Reg} aus den zuvor ausgewählten Punktbeziehungen, stellt den letzten Schritt des Ablaufs des Registrierungsverfahrens dar. Entsprechend der angestellten Überlegungen lässt sich die Durchführung der Transformation in die Aspekte der Erzeugung des Transformationshistogramms und der Definition der endgültigen Transformationsmatrix untergliedern.

6.5.1 Erstellung des Transformationshistogramms

Die Grundlage für die Erstellung des Transformationshistogramms wird von denjenigen Punktbeziehungen gebildet, deren relativer Abstandsfehler RDE die angenommene maximale Schranke RDE_{Max} nicht überschreitet. Für jeweils drei Punktbeziehungen, die diese Bedingung erfüllen, wird entsprechend der in Abschnitt 5.10 hergeleiteten Gleichungen die Transformationsmatrix der Registrierung T_{Reg} berechnet. Innerhalb des Programms Spin Image Center wurde diese Berechnung unter Verwendung des Visualization Toolkits VTK realisiert, welches mit der Hilfsklasse `vtkLandmarkTransform` eine entsprechende Funktion zur Verfügung stellt.

Die Elemente der Transformationsmatrix bilden sich näherungsweise normalverteilt um einen Mittelwert aus, der die optimale Transformation beschreibt. Abbildung 6.18 stellt diesen Sachverhalt exemplarisch anhand einer (x, y) -Translation dar,

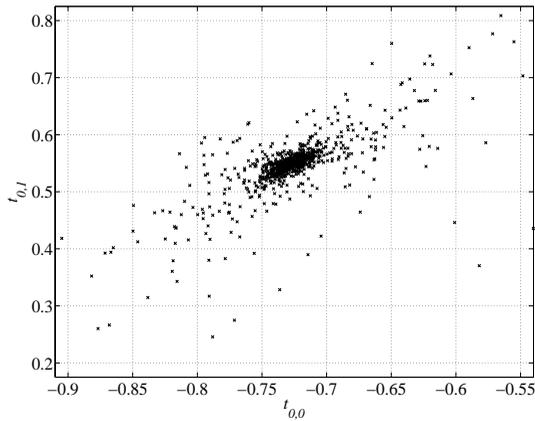


Abbildung 6.18: Berechnung der Transformationsmatrix T_{Reg} aus den etablierten Punktbeziehungen am Beispiel einer (x, y) -Translation

welche durch die Elemente $t_{0,0}$ und $t_{0,1}$ der Transformationsmatrix der Registrierung T_{Reg} gebildet wird. Abbildung 6.19 zeigt die Entwicklung der x -Komponente $t_{0,0}$ über den Verlauf der (ungewichteten) Transformationen n im Bereich $1 \leq n \leq 2500$ (eine Einheit entspricht 100 Transformationen) als Histogramm mit einer Klassenbreite von $h = 0.1$. Deutlich ist zu erkennen, dass sich bereits bei verhältnismäßig kleinem n ein Maximum bei $t_{0,0} \approx 0,73$ ausbildet. Daneben ist jedoch auch sichtbar, dass die Annahme einer idealen Normalverteilung, welche bereits im Rahmen der Konzeption in Abschnitt 5.10.5 hinterfragt wurde, nicht ohne Einschränkungen übernommen werden kann. So ist eindeutig zu erkennen, dass im vorliegenden Fall neben dem Maximum des Histogramms weitere (wenngleich gering repräsentierte) Nebenmaxima, wie beispielsweise bei $t_{0,0} \approx -0,83$ auftreten. Für die Berechnung der Transformationsmatrix stellt diese Beobachtung jedoch keine Einschränkung dar.

6.5.2 Berechnung der Transformationsmatrix

Die Transformationsmatrix T_{Reg} wird mehrstufig aus den etablierten Punktbeziehungen berechnet. Entsprechend Abbildung 6.20 werden nach der erfolgten Auswahl von Punktbeziehungen mit einem hinreichend kleinen relativen Abstandsfehler $RDE < RDE_{\text{Max}}$ Kandidaten für die Transformationsmatrix der Registrierung T_{Reg} ermittelt. Durch die hierfür verwendete Funktion `vtkLandmarkTransform` wird der

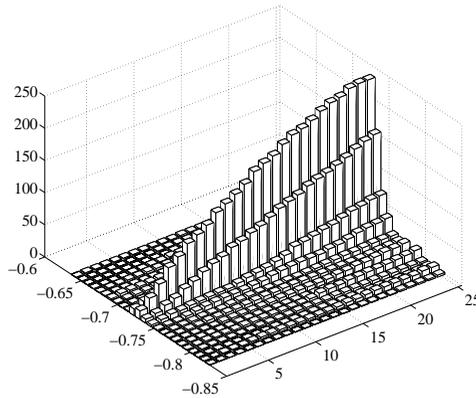


Abbildung 6.19: Berechnung der Transformationsmatrix T_{Reg} aus den etablierten Punktbeziehungen

Fiducial Registration Error FRE berechnet, der ebenso unterhalb der definierten Schranke $FRE < FRE_{\text{Max}}$ liegen muss.

Beide während der Konzeption hergeleiteten Verfahren zur Berechnung der endgültigen Transformationsmatrix wurden im Programm Spin Image Center implementiert. Dies ist zunächst die (in der Abbildung 6.20 dargestellte) Ermittlung derjenigen Transformationen, deren Matrixelemente weniger als Δ_{Max} vom jeweiligen Maximalwert des Transformationshistogramms abweichen, sowie die anschließende Berechnung der finalen Transformationsmatrix mittels des etablierten ICP-Verfahrens. Hierfür wurde wiederum auf die vorhandenen Hilfsmittel des Visualization Toolkits VTK zurückgegriffen, dessen Klasse `vtkIterativeClosestPointsTransform` eine geeignete Implementierung dieses Verfahrens zur Verfügung stellt.

Darüber hinaus besteht die Möglichkeit, diejenige Transformationsmatrix als endgültige Transformationsmatrix der Registrierung anzusehen, welche einen elementweisen minimalen Abstand zum Maximum der Histogramme aufweist. Der Vorteil dieses Verfahrens liegt insbesondere im reduzierten Berechnungsaufwand zur Bestimmung der Registrierungsmatrix.

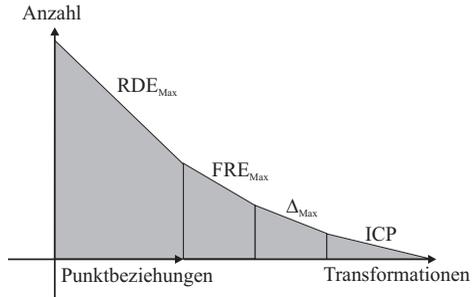


Abbildung 6.20: Stufenweise Filterung von ungültigen Punktbeziehungen und den resultierenden Transformationen

6.5.3 Definition der Fehlerschranken

Die Definition der Fehlerschranken RDE_{Max} , FRE_{Max} sowie Δ_{Max} und die Wahl des Berechnungsverfahrens der Transformationsmatrix beeinflussen das Verhalten des Registrierungsverfahrens in maßgeblicher Weise. Dabei hängt jedoch die Genauigkeit der durchgeführten Registrierung nur mittelbar von den exakten Zahlenwerten der Fehlerschranken ab. Dies ist dadurch zu begründen, dass bei der abschließenden Berechnung der Transformationsmatrix der Registrierung stets nur ein sehr kleiner Teil der zuvor bestimmten vorläufigen Transformationsmatrizen Verwendung findet. Die Fehlerschranken haben somit insbesondere Einfluss auf den notwendigen Rechenaufwand und damit die Dauer der Berechnung der Registrierungsmatrix.

Maximaler relativer Abstandsfehler

Der Wahl des Parameters RDE_{Max} definiert die Toleranz der geometrischen Konsistenz zwischen jeweils drei betrachteten Punktbeziehungen entsprechend Abschnitt

Parameter	Mittelwert μ	Standardabweichung σ	Definition
RDE_{Max}	$1,475 \cdot 10^{-1}$	$2,177 \cdot 10^{-1}$	$5,0 \cdot 10^{-2}$
FRE_{Max}	$8,540 \cdot 10^{-1}$ mm	1,591 mm	$1,0 \cdot 10^{-1}$ mm
$\Delta_{t_{Max}}$	n/v	n/v	0,8 mm
$\Delta_{r_{Max}}$	n/v	n/v	$3,0 \cdot 10^{-2}$ rad

Tabelle 6.3: Definition der Schrankenparameter

5.9.4. Für die Bestimmung von RDE_{Max} wurden $n = 1000$ Transformationsmatrizen aus der Registrierung der Prüfoberfläche mit addiertem Fehlerrauschen von $\sigma = 0,5$ mm mit einer verrauschten Prüfoberfläche ($\sigma = 2,5$ mm, siehe jeweils Abbildung 6.4) durchgeführt und der relative Abstandsfehler RDE ermittelt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 6.3 dargestellt. Für die folgenden Betrachtungen wurde $RDE_{\text{Max}} := 0,05$ gesetzt, womit entsprechend der durchgeführten Vorversuche ein Anteil von 63% aller berechneten Transformationsmatrizen verworfen wurde.

Maximaler Fiducial Registration Error

Für diejenigen Punktbeziehungen mit einem relativen Abstandsfehler von $RDE_{\text{Max}} < 0,05$ wurden bei gleichem Prüfzenario die Fehlerwerte für den Fiducial Registration Error FRE berechnet. Wiederum zeigt Tabelle 6.3 die Ergebnisse, die zur Definition des Parameters herangezogen wurden. Der Parameter wurde mit $FRE_{\text{Max}} := 0,1$ mm so gewählt, dass 78% (hier: $n = 83$) der verbliebenen $n = 370$ Transformationen für die Berechnung der Transformationsmatrix der Registrierung weiter verfolgt wurden.

Maximaler Abstand vom Histogramm-Maximum

Für die Berechnung der Transformationsmatrix der Registrierung durch den Iterativen Closest Points Algorithmus ICP werden diejenigen Punktbeziehungen berücksichtigt, deren Elemente der Transformationsmatrix sich in hinreichender Nähe zum Maximum des Transformationshistogramms bewegen.

Einen Hinweis auf die Definition der maximal zulässigen Entfernung vom Maximum des Transformationshistogramms erhält man durch die Betrachtung der Genauigkeitsanforderungen an das zu entwickelnde Registrierungsverfahren, wie sie in Abschnitt 3.1 mit $F_{\text{TRE}} \leq 1,6$ mm definiert wurden. Zur Abschätzung des durch eine fehlerbehaftete Transformationsmatrix der Registrierung entstehenden Regis-

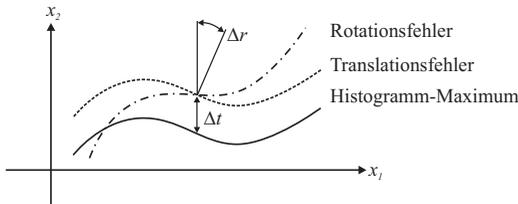


Abbildung 6.21: Herleitung des maximalen Abstands vom Maximum des Transformationshistogramms

trierungsfehlers F_{TRE} ist es zweckmäßig, die Transformationsmatrix entsprechend Gleichung 2.2 in die rotatorischen und die translatorischen Elemente aufzuspalten. Dabei kann die entstehende Rotationsmatrix als aufeinander folgende Rotationen um die Winkel der jeweiligen Achsen aufgefasst werden.

Die maximalen Abstände einer betrachteten Transformationsmatrix vom Maximum des Transformationshistogramms werden aufgrund dieser Überlegungen so definiert, dass der maximal zulässige Registrierungsfehler F_{TRE} durch ein einzelnes Matricelement der Registrierungsmatrix nicht überschritten werden kann. Abbildung 6.21 verdeutlicht diesen Zusammenhang. Dargestellt ist in zweidimensionaler Ansicht die Lage der Prüfoberfläche, welche sich durch die Anwendung der Transformation an der Stelle des Maximums des Transformationshistogramms ergibt. Aus dieser entwickelt sich durch Translation und Rotation die Lage der jeweils betrachteten Transformation. Zur komponentenweisen Einhaltung des maximal zulässigen Registrierungsfehlers gilt damit für die Translationen t_i

$$\Delta t_i \leq F_{\text{TRE,Max}}, \quad (6.18)$$

sowie entsprechend für die Rotationen r_i

$$\frac{l}{2} \sin \Delta r_i \leq F_{\text{TRE,Max}}. \quad (6.19)$$

Mit der angenommenen Länge l der Prüfoberfläche von $l = 50$ mm ergibt sich hieraus ein Schrankenparameter von $r_i = 0,03$ rad. Im vorliegenden, für die Definition der Schrankenparameter verwendeten Fall bedeutet dies eine weitere Reduktion der Transformationsmatrizen um 43%, sodass letztlich die Punktbeziehungen von $n = 47$ Transformationsmatrizen in die finale Berechnung der Transformationsmatrix der Registrierung einbezogen werden.

Einfluss des Iterativen Closest Points Algorithmus

Nach der Definition der Schrankenparameter ist abschließend die Frage zu klären, inwiefern der propagierte Berechnungsschritt des Iterativen Closest Points Algorithmus eine Verbesserung des Registrierungsverfahrens herbeiführen kann. Zu diesem Zweck wurden bei ansonsten unveränderten Rahmenbedingungen die Schrankenparameter anhand der hergeleiteten Werte in Tabelle 6.3 definiert. Für jeweils $n \in (10, 20, 50, 100, 200, 500, 1000, 2000, 5000)$ Transformationen im Histogramm wurde der mittlere Fehler der translatorischen Elemente \bar{e}_{Trans} sowohl des Maximums des Histogramms, als auch des Ergebnisses des Iterativen Closest Points Algorithmus berechnet. Aus Abbildung 6.22 ist deutlich zu erkennen, dass der mittlere Fehler bei einer ansteigenden Zahl an Transformationen im Histogramm nahezu exponentiell abnimmt. Dies war zu erwarten, da sich Positionsrauschen und Diskretisierungsfehler bei einer steigenden Anzahl an Transformationen zunehmend egalisieren. Ebenso deutlich ist jedoch zu erkennen, dass insbesondere bei einer kleineren Anzahl

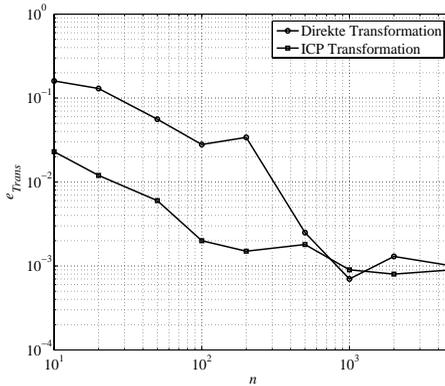


Abbildung 6.22: Entwicklung des mittleren Translationsfehlers $\bar{\epsilon}_{\text{Trans}}$

von Transformationen das ICP-Verfahren deutliche Vorteile gegenüber der direkten Transformation besitzt. Auch dieses Ergebnis erscheint nicht überraschend, da das ICP-Verfahren prinzipbedingt einem optimierten Mittelwert der Transformationen sehr nahe kommt.

Für die weiteren Betrachtungen soll daher das ICP-Verfahren als Verfahren der Wahl zur Bestimmung der endgültigen Transformationsmatrix der Registrierung eingesetzt werden.

6.6 Zusammenfassung und Schlussfolgerung

Die Realisierung des Registrierungsverfahrens ist mit der Definition der Schrankenparameter abgeschlossen. Damit wurden die während der Konzeption entwickelten Ansätze der Generierung der Spin Images, der Erstellung der Punktbeziehungen sowie der Berechnung der Transformationsmatrix der Registrierung sowohl detailliert als auch softwaretechnisch vollständig umgesetzt. Als Ergebnis des Kapitels der Realisierung steht mit dem Programm Spin Image Center eine Software zur Verfügung, welche die Analyse der Leistungsfähigkeit des hybriden Registrierungsverfahrens erlaubt.

Bereits während der Realisierung konnten durch diverse Voruntersuchungen tiefe Einblicke in die Arbeitsweise des Registrierungsverfahrens gewonnen werden. So wurde zunächst deutlich, auf welche Weise natürliche Landmarken als solche identifiziert werden. Auch die Fragestellung des optimalen Verfahrens zur Bestimmung der

Ähnlichkeiten von Spin Images konnte beantwortet werden. Schließlich wurden zur Untersuchung der Wirkung des Iterativen Closest Points Algorithmus bereits erste vollständige Registrierungen durchgeführt, wenngleich die erzielten Genauigkeiten bislang von untergeordneter Bedeutung waren.

Diese Fragestellung und die Evaluierung, in wie weit das vorgestellte Verfahren der hybriden Registrierung sich dazu eignet, die eingangs gestellten Anforderungen zu erfüllen, ist Bestandteil der folgenden Ausführungen.

Kapitel 7

Evaluierung des hybriden Registrierungsverfahrens

Im Rahmen der Evaluierung des hybriden Registrierungsverfahrens soll untersucht werden, bis zu welchem Grad das realisierte Verfahren den Anforderungen, die in Kapitel 3 definiert wurden, genügt. Dabei wird die Evaluierung primär anhand der in Kapitel 6 eingeführten Prüfoberflächen durchgeführt. Im Anschluss an die Evaluierung wird die Möglichkeit einer Einbettung des Verfahrens in den roboterassistierten Ablauf exemplarisch demonstriert.

Für die Evaluierung wird ein Satz an Ergebnisparametern verwendet, welcher die

Formelzeichen	Parameterbedeutung
n_{P0}	Anzahl der gebildeten Transformationen
n_{FRE}	Anzahl der Transformationen nach FRE-Auswertung
n_{Hist}	Anzahl der Transformationen im Histogramm-Maximum
p_{ICP}	Prozentsatz verwendeter Transformationen [%]
t_C	Berechnungsaufwand [s]
Δt	Mittlerer Transformationsfehler \pm Standardabweichung [mm]
Δr	Mittlerer Rotationsfehler \pm Standardabweichung [mm]
TRE	Mittlerer TRE \pm Standardabweichung [mm]
Δt_{Max}	Maximaler Transformationsfehler \pm Standardabweichung [mm]
Δr_{Max}	Maximaler Rotationsfehler \pm Standardabweichung [mm]
TRE _{Max}	Maximaler TRE \pm Standardabweichung [mm]

Tabelle 7.1: Aufstellung der Evaluierungsparameter und deren Formelzeichen

durchgeführten Versuche vergleichbar macht und die Versuchsergebnisse charakterisiert. Die verwendeten Parameter sind aus Tabelle 7.1 ersichtlich. Neben den Werten zur Einschätzung des Registrierungsfehlers Δt , Δr und TRE sind dabei auch das Verhältnis der berechneten zu den verwendeten Punktbeziehungen sowie der hiermit zusammenhängende notwendige Berechnungsaufwand t_C von Bedeutung.

7.1 Durchführung der hybriden Registrierung

Die Evaluierung des hybriden Registrierungsverfahrens nimmt einen hohen Stellenwert ein, da nur auf diese Weise exakte Werte für die Präzision des Registrierungsverfahrens ermittelt werden können. Ziel aller in diesem Abschnitt diskutierten Versuche ist es, die (bekannte) Transformationsmatrix der Registrierung in optimaler Weise durch das Registrierungsverfahren zu approximieren.

7.1.1 Variation der Prüfoberflächen

Zur Evaluierung der Genauigkeit, des Verhaltens und der Grenzen des hybriden Registrierungsverfahrens werden jeweils zwei der in Abschnitt 6.1 eingeführten Prüfoberflächen in bekannter Weise zufällig gegeneinander verschoben und rotiert. Dabei steigert sich die Komplexität der gestellten Registrierungsaufgaben kontinuierlich, indem die Amplitude des Fehlerrauschens auf den Punktkoordinaten der Prüfoberflächen sukzessive erhöht wird und immer größere Bereiche der Prüfoberfläche numerisch zerstört werden.

Der Ablauf der Evaluierungsversuche gestaltet sich dabei für alle Prüfoberflächen gleich. Jeder Versuch wird jeweils $n = 1000$ mal nach dem folgendem Schema durchgeführt:

1. Erstellung und Prozessierung der Modell-Oberfläche
2. Erstellung und Prozessierung der Abbild-Oberfläche
3. Zufällige rigide Transformation der Abbild-Oberfläche
4. Bestimmung der Transformationsmatrix der Registrierung durch eine automatisierte hybride Registrierung
5. Auswertung der Translations- und Rotationsfehler

Als Ergebnis der Evaluierungsversuche gelten zum einen die Fehlerwerte der Translations- und Rotationsfehler, zum anderen die orts aufgelösten Werte des Target Registration Errors TRE als normaler Abstand der Prüfoberflächen zueinander. Diese Ergebnisse erlauben eine Einschätzung der Leistungsfähigkeit des Verfahrens in Abhängigkeit der Oberflächenbeschaffenheit.

7.1.2 Registrierung unveränderter Oberflächen

Die Registrierung unveränderter Oberflächen erscheint als verhältnismäßig leicht zu lösendes Problem. Dabei muss man sich jedoch vor Augen führen, dass bereits diese scheinbar einfache Problemstellung von der Klasse der Iterativen Closest Points Verfahren (ICP) als den prominentesten Vertretern des Stands der Technik (siehe Abschnitt 4.2) im Allgemeinen nicht beherrscht wird.

Die Versuche wurde entsprechend dem voran gegangenen Abschnitt 7.1.1 anhand der unveränderten Prüfoberflächen durchgeführt. Die Verlaufsparameter (siehe Tabelle 7.2) zeigen, dass die Registrierung stabil innerhalb von $t_C = 0,7s$ durchgeführt wird. Dabei ist die Anzahl der benötigten Transformationen zur Erreichung der vorgegebenen $n_{\text{Hist}} = 100$ Eingangstransformationen in den ICP-Algorithmus mit $n_{P_0} = 101,6 \pm 1,8$ gering, was auf die gute Zuordnung sich entsprechender Punktbeziehungen hinweist. Dennoch wurden einige Punktbeziehungen nicht korrekt hergestellt. Dies ist auf die Geometrie der Prüfoberfläche zurück zu führen, welche offensichtlich einzelne Knotenpunkte mit (in der Größenordnung von Rundungsfehlern) identischer Topologie besitzt. Diese fehlerhaften Zuordnungen werden vom Filter erkannt und eliminiert. Durch die Abwesenheit von Rauscheinflüssen liegen alle auf diese Weise ermittelten Transformationen im Histogramm-Maximum. Folgerichtig entstehen bei der Berechnung der Transformation keinerlei Fehlerwerte für Δt , Δr oder TRE (siehe Tabelle 7.3), womit der prinzipielle Funktionsnachweis des hybriden Registrierungsverfahrens erbracht ist.

7.1.3 Einfluss von Messrauschen auf das Registrierungsverfahren

Zur Evaluierung der Eigenschaften und der Grenzen des hybriden Registrierungsverfahrens werden jeweils zwei Prüfoberflächen entsprechend Abbildung 6.3 zueinander registriert. Dabei wird die Amplitude des weißen Rauschens z_{Err} auf den Knotenkoordinaten kontinuierlich gesteigert, um die Einflüsse von Messfehlern zu simulieren. Die Parameter und die Ergebnisse dieser Evaluierung sind in den Abbildungen 7.1 und 7.2 dargestellt.

n_{P_0}	n_{FRE}	n_{Hist}	p_{ICP}	t_C
$101,6 \pm 1,8$	$100,0 \pm 0,0$	100	98,4	$0,7 \pm 0,0$

Tabelle 7.2: Verlaufsparameter bei der Registrierung der unveränderten Prüfoberflächen

Δt	Δr	TRE	Δt_{Max}	Δr_{Max}	TRE_{Max}
$0,0 \pm 0,0$	$0,0 \pm 0,0$	$0,0 \pm 0,0$	$0,0 \pm 0,0$	$0,0 \pm 0,0$	$0,0 \pm 0,0$

Tabelle 7.3: Registrierungsfehler bei der Registrierung von unveränderten Prüferflächen

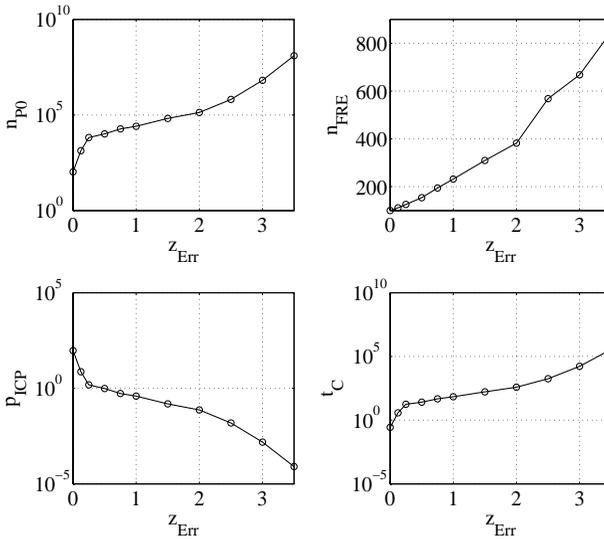


Abbildung 7.1: Beschreibende Ergebnisse der Evaluierung der Registrierung von beidseitig verrauschten Oberflächen

Beschreibende Ergebnisse

Wie zuvor wurde dabei die Anzahl der Histogramme, die als Eingangsdaten für den Iterativen Closest Points Algorithmus dienten, konstant bei $n_{\text{ICP}} = 100$ belassen. Aus dem Diagramm links oben der Abbildung 7.1 kann die resultierende Anzahl der Transformationen n_{P0} entnommen werden, welche für die Berechnung von $n_{\text{ICP}} = 100$ Transformationen im Histogramm-Maximum notwendig sind. Die Anzahl n_{P0} steigt auch bei sehr geringem Rauschen von $z_{\text{Err}} = 0,125$ mm zunächst sprung-

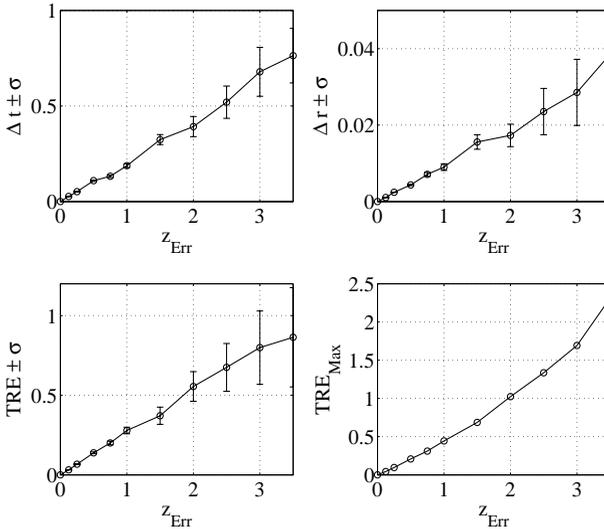


Abbildung 7.2: Ergebnisse der Evaluierung der Registrierung von beidseitig ver- rauschten Oberflächen

haft auf $n_{P0} \approx 1500$ und nachfolgend auf $n_{P0} \approx 6500$ Transformationen bei $z_{\text{Err}} = 0,25$ mm an. Dieses Verhalten kann dadurch erklärt werden, dass die eindeutige Zuordnung zweier Landmarken zueinander durch das Messrauschen nicht mehr gegeben ist. Vielmehr steigt die Wahrscheinlichkeit, eine oder mehrere der drei für die Transformation notwendigen Punktbeziehungen fehlerhaft zu assoziieren, mit der Erhöhung des Messrauschens drastisch an.

Offensichtlich ermöglicht bereits die Überprüfung des mittleren Abstandsfehlers RDE den Ausschluss eines sehr großen Teils der Transformationen. Dies ist erkennbar am Verlauf von n_{FRE} im Diagramm oben rechts derselben Abbildung. Dargestellt ist die Anzahl der Transformationen im Histogramm, die bei der Überprüfung des Fiducial Registration Errors FRE der Filterbedingung $\text{FRE} < \text{FRE}_{\text{Max}}$ genügen. Es ist auffällig, dass die Anzahl n_{FRE} im Gegensatz zu n_{P0} in erster Näherung linear verläuft. Dies kann erklärt werden mit der sehr geringen Wahrscheinlichkeit, dass eine Transformation, welche aus geometrisch konsistenten Punktbeziehungen berechnet wurde, dennoch die Bedingung des maximalen FRE verletzt. Diese Feststellung be-

sitzt auch und insbesondere bei einer großen Anzahl n_{P0} Gültigkeit, womit der sehr moderate Anstieg von n_{FRE} begründet werden kann.

Der Prozentsatz der tatsächlich für die Registrierung verwendeten Transformationen p_{ICP} fällt reziprok zur Anzahl der berechneten Transformationen n_{P0} . Dabei fällt p_{ICP} bereits ab einem Wert von $z_{Err} = 0.5$ mm unter ein Prozent, ab $z_{Err} = 2.0$ mm wird gar die Promille-Grenze deutlich unterschritten.

Die für die Berechnung der Transformationsmatrix der Registrierung benötigte Zeit t_C ist unmittelbar abhängig von der Anzahl der Transformationen n_{P0} , die berechnet und wieder verworfen wurden. Dabei zeigt der entsprechende Verlauf der t_C -Kurve im Diagramm unten rechts des Schaubilds, dass der Berechnungsaufwand von Sekundenbruchteilen ($z_{Err} \ll 1,0$ mm) über wenige Minuten ($z_{Err} \approx 1,0$ mm) bis hin zu mehreren Tagen ($z_{Err} \gg 1,0$ mm) reichen kann. Damit wird deutlich, dass ein globaler Messfehler in dieser Größenordnung eine Grenze für die Einsetzbarkeit des entwickelten Registrierungsverfahrens darstellen wird. Es kann jedoch davon ausgegangen werden, dass eine entsprechend performante Implementierung des Registrierungsverfahrens einen Einsatz bis $z_{Err} \approx 2,5$ mm realistisch erscheinen lässt.

Registrierungsfehler

In Analogie zu Abbildung 7.1 zeigt Abbildung 7.2 die Ergebnisse der wie zuvor beschrieben durchgeführten Registrierung. Dabei wurde ein Augenmerk auf die Betrachtung der mittleren Translations- und Rotationsfehler, sowie auf den wichtigen Wert des Target Registration Errors TRE gelegt. Dabei ist der Wert des Target Registration Errors als orts aufgelöster normaler Abstand zwischen dem Modell- und dem Abbild-Datensatz zu verstehen. Zur Vermeidung von Artefakten wurden die Werte für TRE einer Medianfilterung der benachbarten Knotenpunkte unterzogen, sodass etwa fehlerhafte Werte für TRE an den Rändern der Prüfoberflächen eliminiert wurden.

Alle Diagramme zeigen einen näherungsweise linearen Verlauf, was bei der exponentiellen Zunahme des Berechnungsaufwands zunächst überraschend erscheint. Führt man sich jedoch vor Augen, dass die endgültige Transformationsmatrix der Registrierung primär vom Transformationshistogramm und damit von n_{FRE} abhängt, sind durchaus Abhängigkeiten zwischen Berechnungsaufwand und Registrierungsfehler zu erkennen. Insbesondere ist der Zusammenhang zwischen n_{FRE} und den Fehlerparametern am deutlichen Anstieg der Steigung aller Kurven bei $z_{Err} \approx 2,0$ mm auffällig.

Analog zu den linearen Verläufen der Fehlerparameter nimmt die Standardabweichung σ der jeweiligen Parameter stetig zu. Damit bleibt der prozentuale Anteil der Standardabweichung am Wert des betrachteten Fehlerparameters näherungsweise konstant.

Der aus den Translations- und Rotationsfehlern resultierende maximale TRE

liegt bei der erkannten Grenze des Berechnungsaufwands bei $z_{\text{Err}} = 2,5$ mm mit $TRE_{\text{Max}} = 1,33$ mm an der Rändern der Prüfoberfläche und damit innerhalb der an das Verfahren gestellten Anforderungen.

7.1.4 Registrierung lokal defekter Oberflächen

Ein vorrangiges Ziel bei der Entwicklung des Registrierungsverfahrens bestand darin, die Robustheit gegen lokal defekte Oberflächen zu erhöhen. Hierunter wurden Teile der Oberfläche verstanden, welche sich einer exakten Erfassung durch den Laserscanner aufgrund des Einflusses von Blut, Spülflüssigkeiten, Abdeckungen oder ähnlichem entziehen und damit die oberflächenbasierte Registrierung erschweren.

Die zur Evaluierung des Verfahrens verwendeten Prüfoberflächen wurden aus diesem Grund mit einem mittelwertbehafteten Rauschen mit einer Amplitude von $z_{\text{Err,lok}} = 5,0 \pm 5,0$ mm versehen, welche lokal begrenzte Strukturen in wechselnder Anordnung, Ausprägung und Größe überdecken. Das (globale) Fehlerrauschen wird analog zu den zuvor durchgeführten Evaluierungsversuchen bei $z_{\text{Err,glob}} = 1.0$ mm konstant gehalten und simuliert wiederum einen zu erwartenden Messfehler, der durch die Abtastung des Laserscanners entsteht.

Zur Evaluierung der geforderten Fähigkeit des Registrierungsverfahrens, mit defekten Oberflächen zu arbeiten, werden die in Tabelle 7.4 dargestellten Versuche durchgeführt. Hierbei wird insbesondere das Verhalten des Registrierungsverfahrens bei ansteigendem Anteil der defekten Oberfläche an der gesamten Prüfoberfläche untersucht. Die Erstellung der lokal defekten Oberflächen wurde hierbei entsprechend Abschnitt 6.1.3 mit dem Programm Spin Image Center durchgeführt. Neben dem Einfluss des Anteils der defekten Oberfläche wurde der Einfluss des (Nicht-)Vorhandenseins bestimmter Landmarken untersucht.

Nr.	p_{Def}	$n_{\text{LM,Def}}$	$z_{\text{Err,lok}}$	Bezeichnung
1	20%	0/7	$5,0 \pm 5$ mm	20% defekt ohne Landmarken-Beeinflussung
2	20%	1/7	$5,0 \pm 5,0$ mm	20% Fläche und LM 3a defekt
3	20%	1/7	$5,0 \pm 5,0$ mm	20% Fläche und LM 1a defekt
4	40%	3/7	$5,0 \pm 5,0$ mm	40% Fläche und LM 1a/b und 3a defekt
5	60%	5/7	$5,0 \pm 5,0$ mm	60% Fläche und LM 1a/b, 2b, 3a/b defekt
6	80%	6/7	$5,0 \pm 5,0$ mm	80% Fläche und LM 1a/b, 2a/b, 3a/b defekt
7	80%	7/7	$5,0 \pm 5,0$ mm	80% Fläche und LM 1a/b, 2a/b, 3a/b, 4 defekt

Tabelle 7.4: Durchgeführte Versuche zur Evaluierung des Verhaltens der hybriden Registrierung bei lokal defekten Oberflächen

Beschreibende Ergebnisse

Die Ergebnisse der Versuche sind analog zu den Ergebnisparametern des Abschnitts 7.1.3 den Abbildungen 7.3 und 7.4 zu entnehmen.

Die Anzahl der berechneten Transformationen n_{P0} des Versuchs Nr. 1 ist unmittelbar zu vergleichen mit dem entsprechenden Versuch $z_{\text{Err, glob}} = 1.0$ mm des voran gegangenen Abschnitts. Dies ist in sofern bemerkenswert, als dass die Wirksamkeit der Zuordnung von Landmarken zueinander nachgewiesen wird: Ohne entsprechende Mechanismen wäre zu erwarten, dass die Wahrscheinlichkeit des Zustandekommens gültiger Transformationen aus je drei Punktbeziehungen proportional zur dritten Potenz des Anteils defekter Oberflächen p_{Def} sinkt. Dies würde zu einem enormen Anstieg des Berechnungsaufwands führen, welcher die Anforderungen an das Registrierungsverfahren verletzen würde. Die Überdeckung von Landmarken durch Defekte spielt offenbar eine nur untergeordnete Rolle. Allerdings ist auffällig, dass der Verlust von Landmarke 1a in Versuch Nr. 3 zu einer deutlicheren Zunahme an zu berechnenden Transformationen führt. Das könnte dadurch erklärt werden, dass die geometrisch identische Landmarke 1b irrtümlich als Landmarke 1a zugeordnet wird. Diese These wird unterstützt von der Beobachtung, dass für Versuch Nr. 4 bei einer Vergrößerung der defekten Fläche um 20% sogar weniger Transformationen berechnet werden als für Versuch Nr. 3. Dies könnte darauf zurück zu führen sein, dass nun sowohl Landmarke 1a als auch Landmarke 1b verdeckt sind, sodass eine Verwechslung dieser Landmarken ausgeschlossen ist. Die Anzahl der berechneten Transformationen steigt mit Versuch Nr. 5 verhältnismäßig stark an, ohne jedoch den im Abschnitt 7.1.3 beobachteten exponentiellen Anstieg zu erreichen. Dennoch wird deutlich, dass die Zuordnung massiv erschwert wird, was auch zu einem Anstieg der Rechenzeit auf über 5 Minuten im Versuch Nr. 6 führte. Versuch Nr. 7 musste nach einer Laufzeit von über 5 Tagen abgebrochen werden. Dies zeigt die enorme Bedeutung zumindest einer Landmarke, die im Modell- und Abbild-Datensatz eindeutig zugeordnet werden kann. Von untergeordneter Bedeutung ist demnach der Anteil der defekten Oberfläche, sofern ein maximaler Wert von $p_{\text{Def}} \approx 80\%$ nicht überschritten wird.

Registrierungsfehler

In Analogie zu Abschnitt 7.1.3 gibt Abbildung 7.4 die Ergebnisse der Versuchsreihe zur Bestimmung des Einflusses lokal defekter Oberflächen wider. Dabei fällt auf, dass der Registrierungsfehler bis zu einem gewissen Grad kaum unter den lokalen Oberflächendefekten leidet. Bei genauerer Betrachtung ist die moderate Zunahme des Registrierungsfehlers bis zum Versuch Nr. 4 insbesondere auf einen zunehmenden Rotationsfehler Δr zurück zu führen. Während der Versuche 5 und 6 steigen sowohl der Translationsfehler Δt als auch Rotationsfehler Δr stark an und wirken sich auf den TRE aus. Dabei verbleibt der maximale TRE nahezu bis zu einem Prozentsatz defekter Oberfläche von $p_{\text{Def}} < 60\%$ (exakt: $\text{TRE}_{\text{Max}} = 1.67$ mm bei $p_{\text{Def}} = 0,6$)

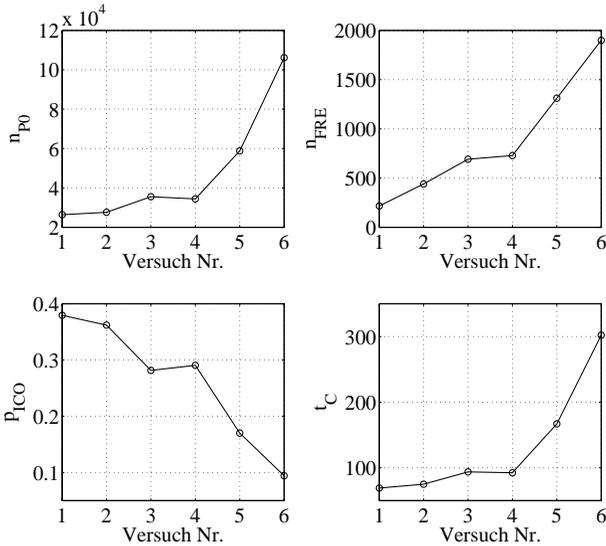


Abbildung 7.3: Beschreibende Ergebnisse der Evaluierung der Registrierung von lokal defekten Oberflächen

unterhalb dem geforderten Wert von 1,6 mm.

Der Anstieg der Registrierungsfehler bei zunehmend kleinerer intakter Oberfläche ist im wesentlichen zurückzuführen auf die zunehmend schlechtere Konditionierung der zugeordneten Landmarken. Durch die mit Artefakten behaftete Oberfläche sind die einander zugeordneten Punkte nicht mehr über der Prüfoberfläche gleichverteilt, sondern konzentrieren sich auf die wenigen intakten Flächen. Dies führt etwa im Versuch Nr. 8 dazu, dass 80% der Oberfläche anhand von 20% der Oberfläche extrapoliert werden. Betrachtungen, die diese Beobachtungen stützen, wurden bereits in Abschnitt 2.1.4 bei der Einführung des Registrierungsbegriffs im Zusammenhang mit der Schätzung des TRE anhand des FRE durchgeführt.

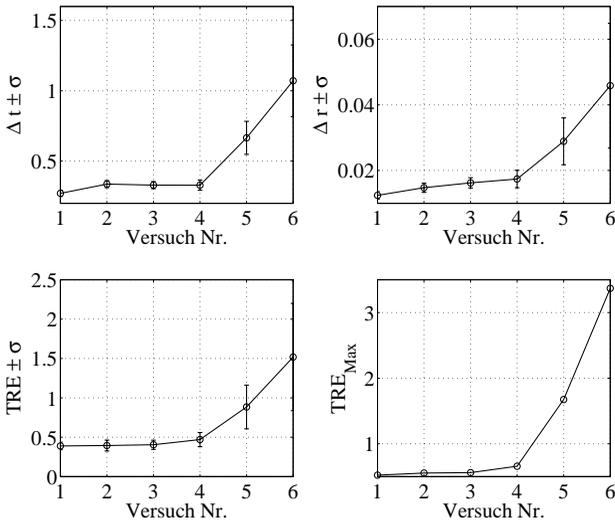


Abbildung 7.4: Ergebnisse der Evaluierung der Registrierung von lokal defekten Oberflächen

7.2 Analyse der Evaluierung

7.2.1 Minimale Anzahl der Bedienschritte

Eine der zentralen Anforderungen an die hybride Registrierung galt einer minimalen Anzahl an erforderlichen Bedienschritten zur erfolgreichen Durchführung der Registrierung. Der Prozess der hybriden Registrierung ist in dieser Hinsicht mit der Durchführung einer hoch aufgelösten präoperativen CT-Aufnahme des Patienten. Die nachfolgende Vorbereitung der CT-Aufnahme kann bei beiden Verfahren vollständig automatisiert erfolgen, sodass hier kein weiterer Bedienschritt notwendig wird.

Beide Verfahren basieren auf einem topologischen Vergleich der Situs-Oberfläche zum Zeitpunkt der Planung mit der zum Zeitpunkt der Operation. Sowohl die oberflächenbasierte Registrierung als auch die hybride Registrierung bedingt die Anfertigung einer hoch aufgelösten präoperativen CT-Aufnahme des Patienten. Die nachfolgende Vorbereitung der CT-Aufnahme kann bei beiden Verfahren vollständig automatisiert erfolgen, sodass hier kein weiterer Bedienschritt notwendig wird.

Sowohl bei der oberflächenbasierten als auch bei der hybriden Registrierung stellt die Erfassung der Oberflächentopologie den zentralen intraoperativen Prozessschritt dar. Bedingt durch den Einsatz des Robotersystems entfällt bei der hybriden Registrierung die Notwendigkeit, den Laserscanner manuell zu führen. Da jedoch in jedem Fall eine Vorpositionierung des Roboters notwendig wird, ist dies sicherlich nicht als Vorteil für das hybride Registrierungsverfahren zu werten.

Allerdings entfällt bei der hybriden Registrierung die Notwendigkeit, das polygonale Abbild des intraoperativ aufgenommenen Situs bezüglich der präoperativ gewonnenen Daten auszurichten, um die Gefahr einer suboptimalen Registrierung zu minimieren. Durch die robuste Zuordnung von erkannten Landmarken zueinander und die lageunabhängige Repräsentation der Oberfläche kommt hier die hybride Registrierung mit einem Prozessschritt weniger aus.

Verglichen mit der Landmarken-basierten Registrierung besitzen beide Verfahren den immensen Vorteil, ohne eine vorgelagerte Operation zur Implantation von Fiducials auszukommen. Darüber hinaus entfällt die langwierige Zuweisung von Landmarken zueinander, was eine weitere Vereinfachung darstellt.

7.2.2 Robustheit gegen Fehlbedienung

Die Robustheit gegen Fehlbedienung hängt unmittelbar zusammen mit der Anzahl und der Komplexität der notwendigen Bedienschritte sowie der dem Verfahren inhärenten Qualitätskontrolle.

Alle betrachteten Registrierungsverfahren basieren auf der Erstellung eines präoperativen dreidimensionalen Abbilds des Patienten, zumeist durch den Einsatz eines CT-Scanners. Das Risiko der Erstellung einer fehlerhaften oder suboptimalen CT-Aufnahme ist daher für alle Verfahren vergleichbar. Die Vorverarbeitung der aufgenommenen Daten findet im Anschluss automatisiert statt; eine Fehlbedienung während der Vorverarbeitungsphase ist dadurch ausgeschlossen.

Bei der hybriden Registrierung sind die intraoperativen Prozessschritte in den vorgegebenen Ablauf des Planungssystems ENTLab eingebunden, sodass die Reihenfolge der jeweils notwendigen Aktionen definiert ist. Wie dargestellt, ist zur Durchführung der hybriden Registrierung zunächst eine manuelle Ausrichtung des Laserscanners erforderlich. Eine fehlerhafte Ausrichtung birgt prinzipiell die Risiken einer Verletzung des Patienten während des automatisierten Scanvorgangs, bzw. einer ungültigen Datenerfassung durch einen zu groß gewählten Abstand. Diese Risiken können bei entsprechender Überwachung des Ausgangssignals des Laserscanners jedoch zuverlässig eliminiert werden.

Die Durchführung der Registrierung erfolgt schließlich automatisiert, sodass eine Fehlbedienung an dieser Stelle ebenfalls ausgeschlossen werden kann. Durch die Qualitätskontrolle des Verfahrens (siehe unten) können darüber hinaus Verfahrensfehler beim CT-Scan oder bei der intraoperativen Erfassung der Oberfläche erkannt werden.

7.2.3 Intraoperativer Zeitaufwand

Die Anforderung an den Zeitaufwand der Registrierung stellt mit einer zu erzielenden Zeit von 5 bis maximal 10 Minuten eine hohe Hürde für das hybride Registrierungsverfahren dar, welche zum derzeitigen Entwicklungsstand noch nicht erreicht werden kann. Die durchgeführten Versuche zeigen, dass insbesondere die Erstellung der Landmarken-Datenbank aus der intraoperativ erfassten Oberfläche mit ca. 45 Minuten bei ca. 7500 Knotenpunkten deutlich länger dauert, als es ein Einsatz unter realen Operationsbedingungen erlauben würde. Hierzu addiert sich der Berechnungsaufwand für die Zuordnung der Landmarken, welcher in Abhängigkeit von der Qualität der erfassten Oberfläche bis zu weiteren 10 Minuten in Anspruch nehmen kann. In Summe mit den notwendigen Zeiten für den Scan des Patienten lässt sich der voraussichtliche Zeitaufwand mit ca. 60 Minuten intraoperativ angeben.

Im Vergleich zu den etablierten Verfahren der manuellen Landmarkenzuweisung und des direkten Oberflächenmatchings schneidet das hybride Registrierungsverfahren deutlich schlechter ab. Dies ist zurück zu führen auf die erheblich aufwändigere Berechnung der Transformationsmatrix zugunsten einer erhöhten Robustheit gegen Artefakte. Es ist jedoch abzusehen, dass entsprechend implementierte Algorithmen, welche etwa die Möglichkeiten moderner Floating-Points-Prozessoren auf kommerziell verfügbaren Grafikkarten ausschöpfen, den intraoperativen Aufwand auf ein vertretbares Maß reduzieren können. Eine entsprechende Optimierung ist jedoch nicht Bestandteil dieser Betrachtung.

7.2.4 Qualitätskontrolle

Unter dem Begriff der Qualitätskontrolle wird die Fähigkeit eines Registrierungsverfahrens verstanden, eine Aussage über die Wahrscheinlichkeit einer erfolgreich durchgeführten Registrierung zu treffen. Die Qualitätskontrolle spielt damit eine wichtige Rolle bei der Erkennung von Bedienfehlern und schlecht konditionierten Oberflächen.

Die Qualitätskontrolle des hybriden Registrierungsverfahrens erfolgt auf der Basis eines Qualitätsindex, welcher aus dem Fiducial Registration Error und der Streuung des Transformationshistogramms errechnet wird. Mit dem Qualitätsindex steht Nutzern des hybriden Registrierungsverfahrens eine einfach zu interpretierende Kenngröße zur Verfügung, um die Qualität der durchgeführten Registrierung einschätzen zu können.

Mit dieser Kenngröße übertrifft die hybride Registrierung die Möglichkeiten der etablierten Registrierungsverfahren. Diese bieten zwar ebenso Kenngrößen an, jedoch ist deren medizinische Aussage oftmals als schwer interpretierbar oder gar irreführend zu betrachten (vergleiche Abschnitt 3.5).

7.2.5 Robustheit gegen Artefakte

Die Robustheit gegen Artefakte ist das zentrale Ziel bei der Konzeption des hybriden Registrierungsverfahrens. Hierbei wurde insbesondere die Forderung gestellt, den Einfluss von mittelwertbehafteten Fehlern, wie sie etwa bei der Erfassung des abgedeckten Situs auftreten, zu minimieren oder vollständig auszuschließen.

Das vorgeschlagene Verfahren der hybriden Registrierung wird diesem Anspruch offensichtlich vollständig gerecht. Dadurch, dass ausschließlich diskrete, einander zugeordnete Punktbeziehungen in die Berechnung der Transformationsmatrix der Registrierung einfließen, werden Bereiche der Oberfläche ohne Entsprechung im Modell-Datensatz automatisiert ausgeblendet. Dadurch konnte erreicht werden, dass der Fehler der Registrierung innerhalb der geforderten Toleranzgrenzen verbleibt, selbst wenn große Teile der Oberfläche einen nicht vernachlässigbaren Offset aufweisen. Diese Eigenschaft des hybriden Registrierungsverfahrens ist zugleich der größte Unterschied zu den etablierten oberflächenbasierten Verfahren. Der Anteil der Oberfläche, die ohne Beeinflussung des Registrierungsfehlers verdeckt werden kann, hängt zum einen von den verdeckten Landmarken, zum anderen von der Eindeutigkeit der verbleibenden Oberfläche ab. Die theoretische Evaluierung zeigt jedoch, dass die Toleranz gegen eine Abdeckung von 50% der Oberfläche durchaus realistisch erscheint.

7.2.6 Präzision

Die Anforderung an die Präzision des Registrierungsverfahrens wurde in Form eines maximalen Target Registration Errors von weniger als 1.6 mm gefordert. Die theoretische Evaluierung des hybriden Registrierungsverfahrens zeigt, dass diese Grenze erst bei einem Messrauschen mit einer Amplitude von 2.5 mm erreicht wird. Allerdings dürfte der hierbei anfallende Rechenaufwand die Anwendung des hybriden Registrierungsverfahrens bereits bei deutlich geringerem Rauschen unattraktiv machen.

Auch die Präzision des hybriden Registrierungsverfahrens bei Abdeckung der Operationsoberfläche erfüllt die an das Verfahren gestellten Anforderungen. Hierbei wird - bei einem angenommenen globalen Rauschen von 1.0 mm - erst bei einer Abdeckung von ca. 40% - 60% der Oberfläche die kritische Marke von TRE < 1.6 mm erreicht. Die praktische Evaluierung zeigt darüber hinaus, dass die theoretischen Ergebnisse prinzipiell auf die Anwendung unter realitätsnahen Bedingungen übertragbar sind. Dabei ist jedoch zu beachten, dass das vorgestellte Szenario der praktischen Evaluierung noch in zentralen Punkten von einem realen intraoperativen Einsatz abweicht. Hierzu zählt insbesondere die schlechtere Erfassbarkeit der Situs-Oberfläche durch den Laserscanner, welche an dieser Stelle als gegeben vorausgesetzt wurde.

7.2.7 Zusammenfassung und Diskussion

Die Evaluierung zeigt, dass das entwickelte hybride Registrierungsverfahren die gestellten Anforderungen in wesentlichen Punkten zu erfüllen vermag. Hierbei ist insbesondere seine Fähigkeit hervorzuheben, mit verdeckten Oberflächen und den damit zusammenhängenden mittelwertbehafteten Fehlern zu arbeiten. An dieser Stelle konnte gezeigt werden, dass das vorgeschlagene Verfahren in der Tat nahezu die Robustheit des landmarkenbasierten Ansatzes erzielen kann, ohne jedoch auf die vorgelagerte Operation zur Implantation von künstlichen Landmarken angewiesen zu sein. Dabei ist die Präzision des hybriden Registrierungsverfahrens im Sinne des maximalen Target Registration Errors vergleichbar mit den etablierten Verfahren.

Auch hinsichtlich der Benutzerführung und der Sicherheit des Verfahrens konnten die Anforderungen erreicht werden. Neben der - dem Robotereinsatz geschuldeten - automatisierten Erfassung des Operationsgebiets besitzt das hybride Registrierungsverfahren eine verfahrensinhärente Qualitätskontrolle, welche dabei hilft, mögliche Fehlereinflüsse durch suboptimale Umgebungsbedingungen und/oder Fehlbedienung weitestgehend auszuschließen.

Demgegenüber konnte die Vorgabe des notwendigen Zeitaufwands zur Durchführung der Registrierung mit dem realisierten Verfahren nicht erreicht werden. Legt man die Annahmen der Umgebungsbedingungen von einem Messrauschen von 1.0

Anforderung	Landmarken	Oberfläche	Hybrid
Minimale Bedienschritte	⊖ Zusätzliche OP, manuelle Zuweisung	⊖ Manueller Laserscan des Patienten	⊕ Automatischer Scan des Patienten
Robustheit gegen Fehlbedienung	⊖ Manuelle Zuweisung, Geometrische Wahl	⊕ Hoch durch Qualitätskontrolle	⊕ Hoch durch Qualitätskontrolle
Geringer Zeitaufwand	⊖ Zusätzliche OP	⊕ ca. 5 Minuten	⊖ ca. 60 Minuten intraoperativ
Inhärente Qualitätskontrolle	⊖ Fiducial Registration Error	⊖ Registration Error außerhalb des Situs	⊕ Target Registration Error
Robustheit gegen Artefakte	⊕ Sehr hoch	⊖ Sehr gering	⊕ Hoch
Registrierungsfehler	⊖ < 2.0 mm bei optimaler Anwendung	⊖ < 2.0 mm, schlechter durch Gewebe-Shift	⊖ < 2.0 mm bei optimaler Anwendung

Tabelle 7.5: Zusammenfassung der Evaluierung

mm und einer Abdeckung von 33% zugrunde, erreicht allein die Rechenzeit eine Dauer von nahezu einer Stunde. Dabei muss jedoch betrachtet werden, dass die gewählte Implementierung des Verfahrens allein nach wissenschaftlichen Gesichtspunkten, nicht jedoch hinsichtlich einer Maximierung der Rechenleistung erfolgte. Es ist daher davon auszugehen, dass eine Umsetzung in entsprechende Algorithmen die Rechenzeit auf einen Bruchteil der festgestellten Dauer senken und damit im Rahmen der Anforderungen liegen könnte.

Kapitel 8

Exemplarische Integration

8.1 Entwicklung des Versuchsaufbaus

Die Integration des hybriden Registrierungsverfahrens erfolgt anhand eines Versuchsaufbaus, welcher im Rahmen eines von der Deutschen Forschungsgemeinschaft DFG im Rahmen des Schwerpunktprogramms SPP 1124 - medizinische Navigation und Robotik - entwickelt wurde. Die Konzeption und die Realisierung dieses Versuchsstands für roboterassistierte Fräsungen (*ROBIN*, siehe Abbildung 8.1) an der



Abbildung 8.1: Realisierter Versuchsaufbau zur Durchführung von roboterassistierten Fräsungen an der lateralen Schädelbasis *ROBIN* (*RO*Boter mit *I*ntegrierter *N*avigation)

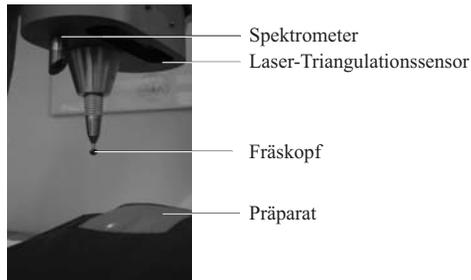


Abbildung 8.2: Sensor- und Aktorkopf zur Aufnahme des Triangulationssensors für die Abtastung der Patientenoberfläche

lateralen Schädelbasis wurde detailliert beschrieben [41] und soll an dieser Stelle nur diskutiert werden, soweit es zum Verständnis der Integration notwendig erscheint.

Das System *ROBIN* besteht aus einem industriellen Robotersystem (Adept Six 300), welches mit einem Sensor- und Aktorkopf entsprechend Abbildung 8.2 ausgestattet ist. Die zentralen Bestandteile des Sensor- und Aktorkopfs sind der Laser-Triangulationssensor zur Vermessung der Patientenoberfläche, sowie ein handelsüblicher Hochgeschwindigkeits-Handfräser (Aesculap), welcher die spanende Abtragung des Schädelknochens ermöglicht. Daneben ist der Sensorkopf mit einem Stereokamerasystem, einem Fluoreszenz-Spektrometer sowie einem Kraft-Momenten-Sensor ausgestattet, welche für den Prozessschritt der Registrierung jedoch keine weitere Rolle spielen.

Die Steuerung des Systems erfolgt über ein interaktives Planungs- und Steuerungssystem (*ENTLab*), das - ebenso wie das Spin Image Center - auf Basis des Visualization Toolkits VTK (siehe Abschnitt 6.2.2) entwickelt wurde. *ENTLab* ermöglicht das Einlesen von präoperativen (Computertomographie-)Patientendaten, die Positionierung eines virtuellen Implantats und die nachfolgende Simulation des notwendigen Knochenabtrags zur Einbettung des Implantats in den Schädelknochen des Patienten. Anschließend steuert das System die Registrierung des Patienten und überwacht den robotergestützten Prozess der Ausfräsung des Implantatlagers.

8.2 Erzeugung präoperativer Patientendaten

Für die Evaluierung des hybriden Registrierungsverfahrens stand das Präparat eines menschlichen Felsenbeins zur Verfügung. Durch die Verwendung des Präparats ist eine reproduzierbare Versuchsdurchführung sichergestellt, wobei die geometrischen Verhältnisse ebenso wie die Materialeigenschaften direkt mit den Bedingungen einer

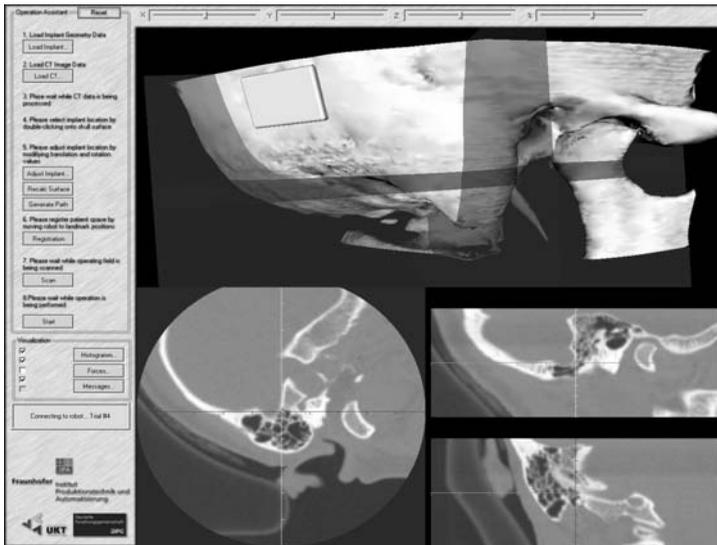


Abbildung 8.3: Screenshot des entwickelten Planungs- und Steuerungssystems *ENT-Lab*

realen Operation verglichen werden können.

Zur Simulation der präoperativen Datenerfassung wurde ein CT-Scan des Präparats unter Verwendung eines 16-Zeilen CT mit einer Schichtdicke von 0,5 mm angefertigt. Die Ausgangsdaten des CT-Scans entsprechen der im Rahmen der Konzeption hergeleiteten Dichtefunktion nach Gleichung 5.1. Die Volumendaten des CT-Scans wurden mittels des Polygon-Editors MeshLab (siehe Abschnitt 6.2.2) trianguliert und auf diese Weise in das in Abbildung 8.4 (links) dargestellte Oberflächenmodell des Präparats überführt.

Aufgrund des großen Datenvolumens von ca. 250.000 Knoten des resultierenden Polygon-Datensatzes wurde weiterhin eine Polygon-Reduktion auf ca. 8000 Knoten durchgeführt. Auf diese Weise lassen sich die Berechnungszeiten der Evaluierung des Prüfkörpers (ca. 7500 Polygone) mit denen des Präparats vergleichen. Die resultierende Oberfläche ist in Abbildung 8.4 auf der rechten Seite dargestellt. Die auf diese Weise entstandene Oberfläche entspricht der Modell-Oberfläche der Evaluierung nach Abschnitt 7.1.

8.3 Vermessung der Patientenoberfläche

Die Vermessung der Patientenoberfläche wird durch die Geometrie-Erfassung des Laser-Scanners nach Abbildung 8.2 durchgeführt. Hierzu wurde das Präparat mechanisch auf einer angefertigten Haltevorrichtung in einer Lage fixiert, welche der einer gedachten Operation an der lateralen Schädelbasis entspricht. Die den simulierten Situs umgebenden Bereiche wurden mit OP-Tuch abgedeckt, um ein realitätsnahes Umfeld zu schaffen. Anschließend wurde der Roboter mittels einer haptischen Steuerung durch Ziehen am Sensorkopf über dem gedachten Operationsfeld positioniert. Über das System ENTLab wurde anschließend der Scan-Vorgang gestartet, bei dem die Oberfläche in einem Bereich von 100 mm x 100 mm mit einem Zeilenvorschub von $\Delta x = 0.1$ mm abgetastet wurde.

Die entstehende Punktwolke des Laser-Triangulationssensors wurde anschließend mit dem System MATLAB trianguliert (siehe Abbildung 8.5). Offensichtlich weist der auf diese Weise erstellte Polygon-Datensatz der Abbild-Oberfläche starke Artefakte auf, welche sich in Ausreißern, Rauschen und Fehlstellen im Datensatz manifestieren. Vor der Evaluierung der Registrierung wurden aus diesem Grund elementare Polygon-Operationen durchgeführt. Diese bestanden aus einer zweidimensionalen Median-Filterung ($n = 3$) der Knotenkoordinaten zur Reduktion von geometrischen Ausreißern, aus dem Schließen von Fehlstellen durch eine lineare Interpolation zwischen vorhandenen Knotenkoordinaten sowie einer Reduktion des hieraus entstehenden Datensatzes auf wiederum ca. 8000 Knoten. Wie zuvor wurden diese Operationen in MeshLab durchgeführt.



Abbildung 8.4: Erstellung der Oberfläche aus den CT-Scans des Präparats. Links nach der Triangulation (ca. 250.000 Knoten), rechts nach Glättung und Reduktion (ca. 8000 Knoten)

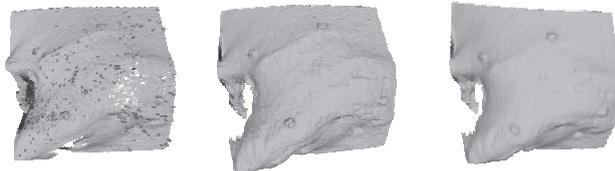


Abbildung 8.5: Scan des Präparats (roh-geglättet-reduziert)

8.4 Durchführung der Registrierung

Die Registrierung der auf diese Weise entstandenen Modell- und Abbild-Datensätze wurde analog zur Evaluierung im Programmsystem Spin Image Center durchgeführt. Dabei wurde die aus den CT-Daten erzeugte Oberfläche als Modell-Datensatz, die aus der Punktwolke des Laserscanners erzeugte als Abbild-Datensatz angesehen. Alle weiteren Parameter wurden beibehalten.

Das qualitative Ergebnis der durchgeführten Registrierung ist Abbildung 8.6 zu

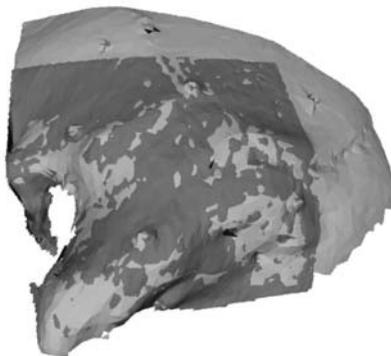


Abbildung 8.6: Qualitatives Ergebnis der hybriden Registrierung eines Humanpräparats der lateralen Schädelbasis

entnehmen. An der Überdeckung der Oberflächen wird deutlich, dass die hybride Registrierung des Humanpräparats ohne weitere manuelle Korrekturen oder Vorpositionierungen zu dem erwarteten Ergebnis führt. Für eine exakt quantitative Analyse dieses Resultats sind jedoch weitere Untersuchungen, insbesondere der vorverarbeitenden Prozessschritte notwendig. Die Weiterführung der Integration in den Operationsprozess sowie die Minimierung des Berechnungsaufwands sind damit die vorrangigen Ziele folgender Arbeiten.

Kapitel 9

Zusammenfassung und Ausblick

Das Ziel der vorliegenden Arbeit bestand darin, ein Verfahren für die geometrische Registrierung eines präoperativ gewonnenen Bilddatensatzes der lateralen Schädelbasis mit intraoperativ erfassten Messdaten zu erarbeiten. Dabei galt ein besonderes Augenmerk den speziellen Anforderungen der roboterassistierten Chirurgie an der Schädelbasis.

Bei der Analyse der technologischen wie der medizinischen Randbedingungen konnte gezeigt werden, dass die anvisierte Applikation Anforderungen an die Robustheit, aber auch an die Automatisierbarkeit der Registrierung stellt, die von bisher bekannten Verfahren nur unzureichend abgedeckt werden können. Gleichzeitig wurde die Erkenntnis gewonnen, dass sich die beiden wichtigsten Klassen heutiger Registrierungsverfahren - landmarkenbasierte und oberflächenbasierte Verfahren - durch näherungsweise komplementäre Vorzüge und Nachteile auszeichnen.

Diese Erkenntnis bildete den Ausgangspunkt für die Konzeption eines hybriden Registrierungsverfahrens, welches die effiziente und intuitive Handhabung oberflächenbasierter Verfahren mit der Robustheit gegen Fehlereinflüsse landmarkenbasierter Verfahren zu kombinieren suchte. Hierbei wurde auf Ansätze zur Klassifikation von Oberflächengeometrien zurück gegriffen, welche eine lageunabhängige Repräsentation von lokalen Oberflächen als so genannte Spin Images ermöglicht. Im Rahmen der Konzeption wurden diese Ansätze weiterentwickelt und dabei an die speziellen Anforderungen der robusten medizinischen Registrierung angepasst. Insbesondere die Generierung der Spin Images sowie die frühzeitige Identifikation von fehlerhaften Punktbeziehungen stellten Herausforderungen dar, für die Lösungsvarianten entwickelt, bewertet und ausgewählt wurden. Das entwickelte Konzept des hybriden Registrierungsverfahrens wurde prototypisch realisiert und in den Ablauf einer simulierten roboterassistierten Operation eingebunden.

Die Evaluierung des hybriden Registrierungsverfahrens erfolgte einerseits in theoretischen, andererseits in praxisnahen Versuchsreihen. Dabei wurden die theoretischen Experimente an einer virtuellen Prüfoberfläche durchgeführt, welche in ihren topologischen Eigenschaften den geometrischen Gegebenheiten der lateralen Schä-

delbasis nachgebildet wurde. Auf diese Weise konnte gezeigt werden, dass die Präzision des Verfahrens mit einem Registrierungsfehler im Zielbereich (TRE) von besser als 1.6mm die von verfügbaren Systemen erreicht, jedoch über eine deutlich verbesserte Robustheit gegenüber Fehlereinflüssen verfügt. Deutlich wurde dies bei Addition eines mittelwertbehafteten Fehlerrauschens auf über 50% der Prüfoberfläche, welche zu keiner Verschlechterung der Präzision der Registrierung führte. Allerdings wurde festgestellt, dass der zur Berechnung der Transformationsmatrix notwendige Zeitaufwand mit ansteigendem Fehlereinfluss überproportional ansteigt, sodass die praktische Einsetzbarkeit des entwickelten Verfahrens derzeit begrenzt zu sein scheint.

Für die praktische Evaluierung wurde ein Labormuster eines chirurgischen Robotersystems realisiert, in dessen grafisches Steuerungssystem das hybride Registrierungsverfahren integriert werden konnte. Dabei zeigte sich, dass die weitgehende Automatisierung der Registrierung die Gefahr einer Fehlbedienung senken kann. In Kombination mit der verfahrensinhärenten Qualitätskontrolle wird ein Sicherheitsniveau erreicht, das der anspruchsvollen Anwendungen eines Robotersystem im Operationsaal gerecht werden kann.

Offensichtlich birgt das beschriebene Registrierungsverfahren Raum für nachfolgende Weiterentwicklungen. Hier ist in erster Linie der unverhältnismäßig hohe Rechenaufwand zu nennen, der nicht zuletzt durch die wenig optimierten Algorithmen für die Durchführung der Registrierung aufgewendet werden muss. Eine dementsprechende Überarbeitung des Verfahrens oder eine Portierung des Verfahrens auf leistungsfähigere Computersysteme sollte dazu geeignet sein, den Einsatz des Verfahrens unter realen Bedingungen in greifbare Nähe zu rücken. Daneben wurde im Rahmen dieser Arbeit ein Fokus auf die algorithmische Herleitung und Realisierung der hybriden Registrierung gelegt. Von gleichwertiger Bedeutung in der Praxis sind jedoch die vor- und nachgelagerten Prozessschritte, allen voran die Erfassung und Vorverarbeitung der topologischen Messdaten. Letztlich wurde die Thematik der Einbettung in den Operationsablauf nur in soweit angerissen, als es für die Evaluierung des Verfahrens notwendig erschien. Für den Einsatz des entwickelten hybriden Registrierungsverfahrens im Rahmen eines medizinisch relevanten Umfelds sind diese Fragestellungen in weiterführenden Arbeiten zu analysieren.

Das entwickelte hybride Registrierungsverfahren zeichnet sich gegenüber herkömmlichen Verfahren durch die Steigerung der Robustheit gegen Fehlereinflüsse bei effizienterer Benutzerführung und gleich bleibender Präzision aus. Bei einer entsprechenden Weiterentwicklung der angesprochenen Kritikpunkte kann die hybride Registrierung dazu beitragen, computer- und roboterassistierte Operationen zukünftig präziser, sicherer und damit wirkungsvoller und schonender durchzuführen.

Kapitel 10

Summary

Hybrid registration method for the navigated sub-cranial surgery

Computer- and robot assisted surgery (CAS/RAS) has fundamentally changed or even enabled many modern procedures in medical technology. This is especially true for so-called navigated surgery, where three-dimensional image data of the patient's body acquired prior to the intervention are used to navigate surgical instruments relative to anatomical structures. The navigation technologies are commonly used to plan and monitor the progress of a surgical intervention, which has improved both quality and safety of surgical procedures in many areas such as cranial microsurgery.

The application of surgical robot systems is supposed to result in even a further increase of efficiency, precision, and better documentation of medical procedures. The advantages of this technology are seen especially in the exact shivering and fatigue-free guidance of surgical instruments. For complex operations such as milling of the bone at cranial skull base, this could result in an improvement in patient care while maintaining a very high economic efficiency.

In navigated surgery, the exact location of the patient in the operating room is vitally important. Only the so-called registration of the patient's position allows for the transferability of preoperative planning stages to the intraoperative situation. The precision of the registration has a substantial influence on the accuracy of the operation and is thus critical to the success of a therapy treatment. For the implementation of the registration procedure, several methods have been developed, either based on the manual assignment of natural or artificial landmarks, or on a comparison of expected and the measured surface of the patient.

However, the registration is still the most complex and error-prone single step in the process chain of navigated surgery. This is especially true for the robot-assisted surgery, which depends on the robot path planning directly from the geometric registration of the patient. This places extremely high demands on both precision and

error tolerance of the registration step, which cannot be fulfilled by registration procedures available today. In addition, the improved possibilities for the automation of the registration by the use of a robotic system are not considered by today's methods, so that the integration of registration in the surgical procedure is cumbersome and error prone.

Analysis of Requirements

As part of the work, requirements on a geometric registration method based on the scenario autonomous milling of the cavity for an electronic module of an implantable hearing aid are analyzed.

From the analyzed characteristics of the operation process, the requirements for the implementation of the registration method could be derived. The basic requirements for registration at the lateral skull base surgery arises from consideration of the necessary precision of the method. The surgical area is characterized by an extremely high density of relevant anatomical structures which must not be traumatized during the procedure. In an area of approximately 15 mm, the facial nerve, the auditory nerve, the vestibular and the meninges are very close together. Thus, a demand for a maximum of target registration error (TRE) of 1.6mm has been placed.

In addition, the operational area of the lateral skull base demands on the ability of the method to be able to process partially covered surfaces. This is attributed to the fact that during the registration of the bone surface, artifacts caused by blood, irrigation fluids, tissue debris and surgical drapes are supposed to occur. From this the requirement was placed, that for a successful registration only 50 percent of the surface acquired preoperatively have to be needed. The additional requirements regarding ergonomics, the time required and the inherent error control followed directly from the basic requirements for procedures in medical technology.

The evaluation of existing landmark-based registration procedures available today showed that especially the requirements related to the integration in the surgical workflow were not met. Surface-based methods were considered as too sensitive to measurement artifacts as to build a basis of an autonomously performed surgery.

Design and implementation

Based on the requirements analysis, a concept for a registration procedure combining individual elements from both landmark-based and surface-based approaches was proposed. This way, the strengths of each method have been considered.

The concept is based on the assumption that both from preoperative image data as well from intraoperatively gained sensor data a geometrically defined surface can be described. The basic approach is to automatically identify small regions of the

surfaces with characteristic topological features. Then, the corresponding regions of the respective areas are assigned to each other intra-operatively.

Based on the polygonal surface of the CT-based planning data, local topologies were characterized using the method of so-called spin images. This presentation provides a description of the observed topologies in the form of a two-dimensional gray-scale image. By employing a cross correlation function to all points of the polygon's surface, a measure for the distribution of a considered surface topology in the data set can be derived. This forms the basis for the determination of potential landmarks, which are selected using the stochastic Monte Carlo method. For the selected source images, associated targets are identified in the intraoperative laser scans, which is also done by cross-correlation.

From relationships created in this way, transformation matrices are calculated and ranked according to their correlation values and their geometric consistency. Using an iterative closest points (ICP) approach, the final transformation matrix is calculated out of the preliminary matrices. To assess the quality of the registration method, a signal-to-noise ratio (SNR) is defined between the maximum of the histogram transformation and the matrix components. In addition, the error of the ICP algorithm is evaluated as the fiducial registration error FRE, making statements on the consistency of the evaluated point relationships. Both values together allow a reliable assessment of the success of the registration.

The concept of the hybrid registration method was implemented as part of a collaborative project and integrated into an overall system for robot assisted procedures on the lateral skull base. Here, the undefined system parameters were quantified and an evaluation of the process has been performed.

Evaluation

The evaluation of the hybrid registration method was carried out both in a theoretical environment and in practical trials. The evaluation shows that the developed hybrid method is able to meet the registration requirements substantially. This fact particularly highlights its ability to work with hidden surfaces and the related mean-prone faults.

It could be shown that the registration procedure reaches the required target registration error for up to a maximum noise amplitude of 2.5 mm. However, the computational complexity during the application of the hybrid registration may render the procedure unattractive already at lower noise amplitudes.

Also, the precision of the hybrid registration process at the surgical area meets the requirements placed on the process. Assuming a global noise level of 1.0 mm, the maximum allowed target registration error of $TRE < 1.6$ mm is not reached until a surface coverage of about 40 percent. The practical evaluation shows that these theoretical results can be confirmed under realistic conditions. It should be

noted, however, that the scenario presented in the practical evaluation deviates in several important ways from a real intraoperative use. This includes in particular the poorer detectability of the situs-surface by the laser scanner, which at this point was assumed as known.

Conclusion

It was shown that the precision of the developed method reaches a target registration error (TRE) of better than 1.6 mm, which is comparable to available systems. However, the hybrid registration approach significantly improved robustness against error influences. This could be shown by addition of an average error noise to over 50 percent of the test surface, resulting in no deterioration in the accuracy of registration. This makes it clear that the proposed method can achieve almost the robustness of the landmark-based approach, without being dependent on the upstream implantation of artificial landmarks. Also in terms of usability and safety of the procedure, the requirements are met. Besides an automated scanning of the surgical area, the hybrid registration method possesses quality control inherent to the procedure. This helps preventing potential error effects by suboptimal environmental conditions or misuse.

In contrast, the requirement concerning the necessary time needed for registration calculation was not met within the implemented procedure. It must be considered, however, that the implementation of the method was chosen solely on scientific criteria, but not on maximizing performance. It could therefore be assumed that a conversion into corresponding algorithms will reduce the computation time dramatically and may thus be within the scope of the requirements.

Literaturverzeichnis

- [1] Alp, M.S., Duvovny, M., Misra, M., Charbel, F.T., Ausman, J.I.: Head registration techniques for image-guided surgery. *Neurol Res* 20:31-37 (1998)
- [2] Arapakis I., Hubbe U., Maier W., Laszig R., Schipper J.: LED autoregistration in navigated endonasal sinus surgery. *Laryngorhinootologie* 84(6):418-25. (2005)
- [3] Arun, K.S., Huang, T.S., Blostein, S.D.: Least-squares fitting of two 3-D point sets. *IEEE Trans Pattern Anal Machine Intell* 9:698-700 (1987)
- [4] Besl, P., McKay, N.: A Method for Registration of 3D Shapes. *Trans PAMI* Vol. 14 No. 2 (1992)
- [5] Bleyer, S.: Medizinisch-technische Zwischenfälle in Krankenhäusern und ihre Verhinderung. In: Anna, O. (Hrsg.), Hartung, C. (Hrsg.): *Mitteilungen des Instituts für biomedizinische Technik und Krankenhaustechnik der medizinischen Hochschule Hannover*. Fachverlag Krankhaustechnik, Hannover, 1992.
- [6] BrainLAB AG: *Neurosurgery Solutions*. Unternehmensdarstellung Nr. N-BR-E-PRODUCT-PORTFOLIO-0404-Q-5000 (2004)
- [7] BrainLAB AG: *ENT*. Unternehmensdarstellung. ENT-BR-E-International-Dec02-Q-7000 - Rev2 (2003)
- [8] Bucholz, R., Macneil, W., Fewings, P., Ravindra, A., Durmont, L., Baumann, C.: Automated rejection of contaminated surface measurements for improved surface registration in image guided neurosurgery. *Stud Health Technol Inform* 70:39-45 (2000)
- [9] Buzug T.M.: *Einführung in die Computertomographie - Mathematisch-physikalische Grundlagen und Bildrekonstruktion*, Springer Verlag (2003)
- [10] Caversaccio, M., Stieger, C., Weber, S., Häusler, R., Nolte, LP.: Navigation and robotics of the lateral skull base. *HNO* 57(10):975-982 (2009)
- [11] Chaperon, T., Goulette, G.: Extraction of cylinders in full 3D data using a random sampling method and the Gaussian image. *Procs VMV* 01, 35-42 (2001)

- [12] Chen, Y., Medioni, G.: Object Modelling by Registration of Multiple Range Images. Proc. IEEE Conf. on Robotics and Automation (1991)
- [13] Dantzig G.B.: Lineare Programmierung und Erweiterungen. Springer-Verlag 1966 (Originalausgabe: Linear Programming and Extensions, Princeton University Press, ISBN 0-691-05913-6.)
- [14] Dössel, O.: Bildgebende Verfahren in der Medizin: Von der Technik zur medizinischen Anwendung. Springer Verlag, Berlin, 1999.
- [15] Eggert, D.W., Lorusso, A., Fischer, R.B.: Estimating 3D Rigid Body Transformations: A Comparison of Four Major Algorithms. Mach. Vision Appl. 9(5-6) (1997) S. 272-290
- [16] Federspil, PA.: New developments in computer-assisted surgery (CAS) : From intraoperative imaging to ultrasound-based navigation. HNO 57(10):983-9 (2009)
- [17] Johnson, E.: Spin Images: A Representation for 3-D Surface Matching. PhD Thesis, Carnegie Mellon University of Pittsburgh (1997)
- [18] Fehre, K.: Konzeption und Aufbau eines Szenarios für ein medizinisches HNO-Robotersystem (Diplomarbeit) (2004)
- [19] <http://ge.com/>, GE: imagination at work, 21.11.2008
- [20] Germano, I.M., Villalobos, H., Silvers, A., Post, K.: Clinical use of the optical digitizer for intracranial neuronavigation, Neurosurgery 261- 269 (1999)
- [21] Golfinos, J.G., Fitzpatrick, B.C., Smith, L.R., Spetzler, R.J.: Clinical use of a frameless stereotactic arm: Results of 325 cases. J Neurosurg 83:197-205 (1995)
- [22] Habermann, R.S.: Middle ear and mastoid surgery 17. Auflage Stuttgart: Thieme (2004)
- [23] Hamm, K.-D., Surber, G., Kleinert, G.: Stereotactic Treatment Planning using Fused Multi-Modality Imaging. MRNV Proceedings (2004)
- [24] Hartung, J., Elpelt, B., Klösener, K.H.: Statistik, 12. Auflage, Oldenbourg, S. 152 ff., ISBN 3486249843 (1999)
- [25] Hassfeld, S., Mühling, J., Wirtz, C.R., Knauth, M., Lutze, T., Schulz, H.J.: Intraoperative guidance in maxillofacial and craniofacial surgery. Proc Inst Mech Eng H 211: 277-283 (1997a)
- [26] Helm, P.A., Eckel, T.S.: Accuracy of registration methods in frameless stereotaxis. Comput Aided Surg 3:51-56 (1998)

-
- [27] Hirschberg, H., Kirkeby, O.J.: Interactive image directed neurosurgery: Patient registration employing the Laitinen stereo-adapter. *Minim Invasive Neurosurg* 39:105-107 (1996)
- [28] Horn, B.K.P., Closed-Form Solution of Absolute Orientation Using Unit Quaternions. *J Opt Soc Am Ser A* 4:629-642 (1987)
- [29] Horn, B.K.P., Hilden, H.M., Ngahdaripour, S.: Closed-Form Solution of Absolute Orientation Using Unit Orthonormal Matrices. *J Opt Soc Am Ser A* 5: 1127-1135 (1988)
- [30] Kelly, P.: Stereotactic Surgery: What is Past is Prologue. *Neurosurgery* 46(1): 16-27 (2000)
- [31] <http://www.kitware.com/>, Kitware Inc. - Leaders in Visualization Technology, 21.11.2008
- [32] Knoop, H., Raczkowski, H., Wörn, H.: Using the AWIGS System for Preparation of Computer Aided Surgery. *MRNV Proceedings* (2004)
- [33] Kramme, R.: *Medizintechnik: Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung*. Springer Verlag, Berlin, 2006.
- [34] Krishnan, R., Hermann, E., Wolff, R., Raabe, A., Seifert, V.: Automated Marker Detection for Patient Registration in Image Guided Neurosurgery. *MRNV Proceedings* (2004)
- [35] Krishnan, R., Raabe, A., Seifert, V.: Accuracy and Practicability of Laser Surface Scanning for Registration in Image Guided Neurosurgery. *MRNV Proceedings* (2004)
- [36] Laboureux, X., Häusler, G.: Localization and Registration of Three-Dimensional Objects in Space - Where are the Limits? *Applied Optics* 40(29): 5206-5216 (2001)
- [37] Levenberg, K.: A Method for the Solution of Certain Problems in Least Squares. *Quart. Appl. Math.* 2, 164-168, 1944
- [38] Maassen, M.M., Malthan, D., Stallkamp, J., Schäfer, A., Dammann, F., Schwaderer, E., Zenner, H.P.: Laser-based quality assurance for robot-assisted milling at the base of the skull. *HNO* 54(2):105-11 (2006)
- [39] Maier, T., Benz, M., Schön, N., Kenle, E., Neukam, F.W., Vogt, F., Häusler, G.: Automatic Coarse Registration of 3D Surface Data in Oral and Maxillofacial Surgery. *MRNV Proceedings* (2004)

- [40] Maier, T., Benz, M.: Interactive coarse registration of triangle meshes. Lehrstuhl für Optik, Annual Report, S. 30 (2002)
- [41] Malthan, D., Stallkamp, J., Woessner, S., Schwaderer, E., Dammann, F., Massen, M.M.: Improvement of computer- and robot- assisted surgery at the lateral skull base by sensory feedback. Proceedings of Medical Robotics, Navigation and Visualisation (2004)
- [42] Marmulla, R., Mühling, J., Eggers, G., Hassfeld, S.: Markerlose Registrierung der Patientenlage. HNO 53, 148-154 (2005)
- [43] Marquardt, D.: An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters. SIAM J. Appl. Math. 11, 431-441, 1963
- [44] Maurer, C.R. Jr, Mc Crory, J.J., Fitzpatrick J.M.: Estimation of accuracy in localizing externally attached markers in multimodal volume head images, in Loew MH (ed): Medical Imaging 1993: Image Processing. Bellingham, SPIE Press, 43-54 (1993)
- [45] Maurer, C., Fitzpatrick, J., Wang, M., Galloway, R., Maciunas, R., Allen, G.: Registration of Head Volume Images Using Implantable Fiducial Markers. IEEE Transaction on Medical Imaging 16(4): 447-462 (1997)
- [46] Maurer, C., Maciunas, J., Fitzpatrick, J.: Registration of Head CT Images to Physical Space Using a Weighted Combination of Points and Surfaces. IEEE Transaction on Medical Imaging 17(5): 753-761 (1998)
- [47] Moskopp, D., Wassmann, H.: Neurochirurgie: Handbuch für Weiterbildung und interdisziplinäres Nachschlagewerk. Schattauer, Stuttgart (2004)
- [48] <http://www.matlab.de/>, The Mathworks Deutschland - MATLAB and Simulink for Technical Computing, 21.11.2008
- [49] Medtronic Xomed Inc.: The LandmarX System ENT Image Guidance System. <http://www.landmarx.com/brochure/default.asp> (02.06.2004)
- [50] Medtronic Xomed Inc.: Surgeon's Guide to Lateral Skull Base Procedures. Produktdarstellung Nr. BCDEFFGGGHC-HC (2004)
- [51] <http://meshlab.sourceforge.net/>, MeshLab, 21.11.2008
- [52] Mosel, H. von d.: Der klinisch-biomedizinische Ingenieur. In: Schweizerische Ärztezeitung 52 (1971)
- [53] Oeken, J., Törpel, J.: The influence of navigation on endoscopic sinus surgery. HNO 56(2): 151-4, 156-7 (2008)

-
- [54] Press, W.H., Teukolsky, S.A., Vetterling W.T., Flannery, B.P.: Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing. 2nd edn., Cambridge University Press, Cambridge, UK (1992)
- [55] Pschyrembel, W.: Klinisches Wörterbuch, 261. Auflage. Walter de Gruyter, 2007
- [56] Schön, N., Benz, M., Maier, T., Nkenke, E., Neukam, F. W., Häusler, G.: Informationsoptimierte Merkmale zur Grobregistrierung von Freiform Flächen. Procs BVM 04, (2004)
- [57] Schröder, P.: Grundsatzgutachten Roboterunterstützte Fräsverfahren am coxalen Femur bei Hüftgelenktotalendoprothesenimplantation. Medizinischer Dienst der Spitzenverbände der Krankenkassen e.V, Essen (2004)
- [58] Schroeder, W., Martin, K., Lorensen, B.: The Visualization Toolkit. Kitware Inc., 3. Auflage (2004)
- [59] Sipos, E.P., Tebo, S.A., Zinreich, S.J., Long, D.M., Brem, H.: In vivo accuracy testing and clinical experience with the ISG Viewing Wand. Neurosurgery 39:194-202 (1996)
- [60] Strauss, G., Hofer, M., Korb, W., Trantakis, C., Winkler, D., Burgert, O., Schulz, T., Dietz, A., Meixensberger, J., Koulecho, v K.: Accuracy and precision in the evaluation of computer assisted surgical systems. A definition. HNO 54(2):78-84 (2006)
- [61] Strauss, G.: Computer-assisted surgery of the frontal skull base. HNO 57(10):990-997 (2009)
- [62] Strauss, G., Limpert, E., Strauss, M., Hofer, M., Dittrich, E., Nowatschin, S., Lüth, T.: Evaluation of a Daily used Navigation System for FESS. Laryngorhinootologie 88(12):776-81. (2009)
- [63] Strauss, G., Spitzer, C., Dittrich, E., Hofer, M., Strauss, M., Lüth T.: Modified procedure for patient registration for navigation control instruments in ENT surgery. HNO 57(2):153-9 (2009)
- [64] Sun, C., Sherrah, J.: 3D symmetry detection using the extended Gaussian image, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 19(2), 164-168 (1997)
- [65] Thews, G., Mutschler, E., Vaupel, P.: Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen 5. Auflage Stuttgart : Wiss. Verl.-Ges. (1999)

- [66] Thirion, J.P.: New feature points based on geometric invariants for 3D image registration. *International Journal of Computer Vision* 18(2), 121- 137 (1996)
- [67] Troitzsch, D., Hoffmann, J., Dammann, F., Reinert, S.: Oberflächen-Laserscanner versus Marker-Registrierung für die bilddatengestützte chirurgische Navigation. *BMT* 48(1): 112-113 (2003)
- [68] <http://www.vtk.org/>, VTK Home Page, 21.11.2008
- [69] Walker, M.W. Shao, L. Volz, R.A.: Estimating 3-D Location Parameters using Dual Number Number Quaternions. *CVGIP: Image Understanding* 54:358-367 (1991)
- [70] Wang, Z., Jepson, A.: A new closed-form Solution for Absolute Orientation. *Proc IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. 129-134 (1994)
- [71] Wang, M.Y., Maurer, C.R. Jr., Fitzpatrick, J.M., Maciunas, R.J.: An automatic technique for finding and localizing externally attached markers in CT and MR volume images of the head, *IEEE Trans. Biomed. Eng* 627- 637 (1996)
- [72] West, J.B., Fitzpatrick, J.M., Toms, S.A., Maurer, C.R. Jr, Maciunas, R.J.: Fiducial point placement and the accuracy of point-based, rigid body registration. *Neurosurgery* 48:810-817 (2001)
- [73] Wood W.: In *Physics of Simple Liquids*; Temperly, H.N.V, Rowlinson, J. S., Rushbrooke, G. S., Hrsg. Amsterdam (1968) S. 115.
- [74] Wurm, J., Dannenmann, T., Bohr, C., Iro, H., Bumm, K.: Increased safety in robotic paranasal sinus and skull base surgery with redundant navigation and automated registration. *Int J Med Robot* 1(3):42-8 (2005)
- [75] Zenner, H.P.: Innerohrschwerhörigkeit, Elektronische Hörimplantate zur operativen Behandlung. *Dt.Ärztebl.* 98: A169 - 174 (Heft 4) (2001)
- [76] Zinser, M., Mischkowski, R., Neugebauer, J., Kübler, A., Zöller, J.: Comparison of Different Registration Methods for Navigation in Cranio-Maxillofacial Surgery. *MRNV Proceedings* (2004)

