

NEUE METHODEN DES 3D ULTRASCHALLS ZUR
GESCHWINDIGKEITSREKONSTRUKTION UND INTRAOPERATIVEN
NAVIGATION

Zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Ingenieurwissenschaften

von der Fakultät für Informatik
der Universität Fridericiana zu Karlsruhe

genehmigte

D I S S E R T A T I O N

von

Mark Hastenteufel

aus

Homburg/Saar

2005

Tag der mündlichen Prüfung: 12.12.2005
Erster Gutachter: Prof. Dr. R. Dillmann
Zweiter Gutachter: Prof. Dr. H.-P. Meinzer

ERKLÄRUNG

Ich versichere wahrheitsgemäß, die Dissertation bis auf die dort angegebenen Hilfen selbstständig angefertigt, alle benutzten Hilfsmittel vollständig und genau angegeben und alles kenntlich gemacht zu haben, was aus Arbeiten anderer und eigenen Veröffentlichungen unverändert oder mit Änderungen entnommen wurde.

Karlsruhe und Heidelberg, im Juni 2005

Mark Hastenteufel

Kurzfassung

Die Ultraschallbildgebung ist ein wichtiges Verfahren in der medizinischen Diagnostik und Therapieunterstützung. Heutzutage können dreidimensionale Volumen in Echtzeit akquiriert werden. Der Doppler-Ultraschall liefert zusätzliche qualitative Informationen über Flussgeschwindigkeiten und Herzwandbewegungen. Aktuelle Forschungsgebiete sind die Bestimmung vektorieller Geschwindigkeitsinformationen sowie der Einsatz von Ultraschall als bildgebendes Verfahren zur intraoperativen Navigation.

In vorliegender Arbeit werden drei Thesen im Umfeld des 3D Ultraschalls in der Herzchirurgie aufgestellt und erarbeitet. Zunächst wird ein neues Verfahren zur Rekonstruktion von Geschwindigkeitsvektoren aus dreidimensionalen Doppler-Daten basierend auf Methoden der inversen und schlecht gestellten Probleme vorgestellt (These 1). Das Verfahren wird am Beispiel von Simulationen sowie in-vitro und in-vivo Flussdaten bewertet. Darauf aufbauend wird ein Verfahren zur kontrollierten Anschallung aus unterschiedlichen Raumrichtungen mithilfe elektromagnetischer Positionsmesssysteme vorgestellt (These 2). Eine Studie bewertet die Störeinflüsse aktueller Ultraschallsonden auf elektromagnetische Positionsmesssysteme. Abschließend wird der Einsatz von dreidimensionalem Ultraschall zur Navigationsunterstützung bei minimal-invasiven, robotergestützten Herzoperationen zur Therapie von Vorhofflimmern beschrieben (These 3). Eine Navigationssoftware zeigt die Machbarkeit des entwickelten Verfahrens anhand mehrerer in-vitro, ex-vivo und in-vivo Versuche.

Die in dieser Arbeit erarbeiteten Methoden und erzielten Ergebnisse erschließen neue Einsatzmöglichkeiten des dreidimensionalen Ultraschalls in der Herzchirurgie und zeigen Wege für zukünftige Weiterentwicklungen auf.

Abstract

Medical ultrasound is an important tool for diagnostics and therapy support. Nowadays, three-dimensional data can be acquired in real-time. Additionally, blood flow velocities and wall movement can be estimated by using Doppler ultrasound. Current research aims at reconstructing vector valued velocities by using Doppler ultrasound as well as using ultrasound for intraoperative guidance of surgical instruments.

In the present dissertation, three theses concerning 3D ultrasound in the heart surgical setting are posted. Firstly, a new method to reconstruct vector valued velocities from Doppler ultrasound is presented (thesis 1). The method is based on theory of inverse and ill-posed problems. It is evaluated using simulations, in-vitro as well in-vivo data. Built thereupon, a method to combine multiple measurements from different directions in space using electromagnetic tracking systems is presented (thesis 2). The susceptibility to interference of electromagnetic tracking systems regarding 3D ultrasound probes is evaluated. Finally, the usage of 3D ultrasound as a tool for intraoperative navigation support of minimally invasive, robotically controlled heart surgery for atrial fibrillation treatment is described (thesis 3). A navigation software shows the feasibility of the navigation scenario in several in-vitro, ex-vivo and in-vivo trials.

The methods developed as well as the results achieved in this dissertation open new fields of application for 3D ultrasound in the heart surgical setting and show future trends of development.

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|----------|--|-----------|
| 1 | Einleitung | 1 |
| 1.1 | Motivation | 1 |
| 1.2 | Ziel der Arbeit | 2 |
| 1.3 | Gliederung der Arbeit | 3 |
| 2 | Grundlagen | 5 |
| 2.1 | Das Herz | 5 |
| 2.1.1 | Anatomie | 5 |
| 2.1.2 | Physiologie | 6 |
| 2.1.3 | Elektrophysiologie | 8 |
| 2.1.4 | Koronare Herzkrankheit | 9 |
| 2.1.5 | Vorhofflimmern | 9 |
| 2.1.6 | Minimal-invasive Herzchirurgie | 20 |
| 2.2 | Ultraschall in der Medizin | 20 |
| 2.2.1 | Geschichte | 21 |
| 2.2.2 | Ultraschallbildgebung | 24 |
| 2.2.3 | Therapeutischer Ultraschall | 27 |
| 2.2.4 | Ultraschall mit Positionsmessung | 27 |
| 2.2.5 | Ultraschall in der bildgestützten Navigation | 28 |
| 3 | Mathematische Rekonstruktion dreidimensionaler Vektorfelder | 31 |
| 3.1 | Stand der Forschung | 32 |
| 3.1.1 | Bewegungsrekonstruktion mit Ultraschall | 32 |
| 3.1.2 | Flussrekonstruktion mit Ultraschall | 33 |
| 3.1.3 | Andere Modalitäten | 34 |
| 3.2 | Mathematische Grundlagen | 35 |
| 3.2.1 | Inverse und schlecht gestellte Probleme | 35 |
| 3.2.2 | Verallgemeinerte Inverse | 36 |
| 3.2.3 | Singulärwertzerlegung | 36 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 3.2.4 | Tikhonov-Regularisierung | 38 |
| 3.2.5 | Projektionsoperator und Orthogonalprojektion | 38 |
| 3.2.6 | Variationsrechnung | 39 |
| 3.3 | Methoden | 39 |
| 3.3.1 | Problemstellung und Lösungsidee | 40 |
| 3.3.2 | Formulierung als inverses Problem | 43 |
| 3.3.3 | Lösung des inversen Problems | 44 |
| 3.3.4 | Numerische Aspekte | 45 |
| 3.3.5 | Divergenzfreie Regularisierung | 46 |
| 3.3.6 | Integration mehrerer Messungen | 46 |
| 3.3.7 | Diskontinuitätenerhaltende Rekonstruktion | 47 |
| 3.4 | Simulationen | 49 |
| 3.4.1 | Bewegungsmuster | 49 |
| 3.4.2 | Flussmuster | 49 |
| 3.4.3 | Rauschen | 49 |
| 3.4.4 | Fehlermaße | 49 |
| 3.4.5 | Numerische Parameter | 51 |
| 3.5 | Ergebnisse | 52 |
| 3.5.1 | Fehler in Abhängigkeit der Iteration | 52 |
| 3.5.2 | Fehler in Abhängigkeit der Regularisierungsparameter | 52 |
| 3.5.3 | Fehler in Abhängigkeit des Rauschens | 54 |
| 3.5.4 | Fehler in Abhängigkeit der Anzahl von Messungen | 54 |
| 3.5.5 | Beispiel: In-vitro Fluss | 57 |
| 3.5.6 | Beispiel: In-vivo Fluss | 58 |
| 3.6 | Diskussion | 58 |
| 3.7 | Zusammenfassung | 63 |
| 4 | Positionsmarkierter 3D Ultraschall | 65 |
| 4.1 | Motivation | 66 |
| 4.2 | Material | 67 |
| 4.2.1 | Trackingsystem | 67 |
| 4.2.2 | Ultraschallgerät | 67 |
| 4.3 | Kalibrierungsverfahren | 68 |
| 4.3.1 | Problemstellung | 68 |
| 4.3.2 | Literaturübersicht | 68 |
| 4.3.3 | Material und Methoden | 70 |
| 4.3.4 | Ergebnisse | 74 |
| 4.3.5 | Diskussion | 81 |
| 4.4 | Einfluss von Ultraschallsonden auf elektromagnetische Sensoren | 84 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 4.4.1 | Motivation | 84 |
| 4.4.2 | Literaturübersicht | 84 |
| 4.4.3 | Untersuchte Trackingsysteme | 85 |
| 4.4.4 | Untersuchte Schallsonden | 85 |
| 4.4.5 | Versuchsaufbau und Versuchsbeschreibung | 86 |
| 4.4.6 | Ergebnisse | 88 |
| 4.4.7 | Diskussion | 92 |
| 4.5 | Zusammenfassung | 93 |
| 5 | Navigation zur minimal-invasiven chirurgischen Ablation von Vorhofflimmern | 95 |
| 5.1 | Hintergrund: Ein neues, minimal-invasives Ablationsinstrument | 96 |
| 5.1.1 | Medizinroboter | 97 |
| 5.1.2 | Gesamtsystem | 97 |
| 5.1.3 | Operationsszenario | 98 |
| 5.1.4 | Navigationsunterstützung | 100 |
| 5.2 | Stand der Forschung | 100 |
| 5.2.1 | Allgemeine bildgestützte Navigation | 100 |
| 5.2.2 | Navigation in der minimal-invasiven und robotergestützten Herz- chirurgie | 103 |
| 5.2.3 | Konventionelle Katheternavigation | 104 |
| 5.2.4 | Elektroanatomische Navigationssysteme | 104 |
| 5.2.5 | Einbezug präoperativer Bilddaten | 108 |
| 5.2.6 | Ultraschallbasierte Katheternavigation | 110 |
| 5.2.7 | Vergleich: präoperative Bildgebung und intraoperativer Ultraschall | 111 |
| 5.2.8 | Aktive Navigation | 111 |
| 5.3 | Anforderungsanalyse | 112 |
| 5.4 | Herausforderungen und Neuheit | 114 |
| 5.5 | Navigationsworkflow | 116 |
| 5.6 | Segmentierung und Registrierung | 117 |
| 5.7 | Bestimmung anatomischer Landmarken | 118 |
| 5.8 | Deformationsmodellierung | 118 |
| 5.8.1 | Ohne Berücksichtigung der Herzwand | 119 |
| 5.8.2 | Mit Berücksichtigung der Herzwand | 119 |
| 5.9 | Datenübertragung | 122 |
| 5.10 | Visualisierungskomponenten | 123 |
| 5.10.1 | Dreidimensionale Visualisierung | 123 |
| 5.10.2 | Entwurf einer Projektionsvisualisierung | 123 |
| 5.11 | Planung von Ablationslinien | 125 |
| 5.12 | Risikoanalyse | 126 |

| | |
|---|------------|
| 5.13 Versuchsaufbauten | 126 |
| 5.13.1 In-vitro Versuche | 126 |
| 5.13.2 Ex-vivo Versuche | 127 |
| 5.13.3 In-vivo Tierversuch | 128 |
| 5.14 Ergebnisse | 130 |
| 5.14.1 Prototypische Implementierung | 130 |
| 5.14.2 Approximative Segmentierung | 130 |
| 5.14.3 Projektionsvisualisierung und Planungskomponente | 133 |
| 5.14.4 Intraoperative Ultraschallbildgebung | 133 |
| 5.14.5 Risikoanalyse | 133 |
| 5.14.6 Deformationsmodellierung | 135 |
| 5.14.7 In-vitro Versuche | 135 |
| 5.14.8 Ex-vivo Versuche | 138 |
| 5.14.9 In-vivo Versuch | 138 |
| 5.14.10 Gesamtgenauigkeit | 139 |
| 5.15 Diskussion | 139 |
| 5.16 Zusammenfassung | 140 |
| 6 Zusammenfassung | 143 |
| A Anhang | 147 |
| A.1 Herleitung der Euler-Lagrange-Gleichungen | 147 |
| A.2 Diskretisierung der Euler-Lagrange-Gleichungen | 149 |
| A.3 Herleitung der längenerhaltenden Interpolation | 150 |
| A.4 Positionsmarkierter 3D Ultraschall | 152 |
| Literaturverzeichnis | 171 |
| Eigene Publikationen | 189 |
| Abbildungsverzeichnis | 195 |
| Tabellenverzeichnis | 199 |
| Glossar | 201 |
| Index | 205 |
| Lebenslauf | 209 |
| Danksagung | 211 |

KAPITEL 1

Einleitung

*„Die Gegenwart ist nie unser Zweck;
die Vergangenheit und die Gegenwart
sind unsere Mittel; die Zukunft allein
ist unser Zweck.“*

Blaise Pascal, Mathematiker

1.1. Motivation

Das menschliche Herz pumpt im Laufe des Lebens etwa drei Milliarden mal Blut durch den Körper und ist damit extremen Belastungen ausgesetzt. Es ist daher nicht verwunderlich, dass Herz-Kreislaufkrankungen die häufigste Todesursache in westlichen Industrienationen sind. Hinzu kommen durch Herzkrankheiten bedingte sekundäre Erkrankungen wie z.B. Schlaganfälle bedingt durch Thrombenbildungen innerhalb des Herzens. Die Diagnostik und Therapie von Herz-Kreislaufkrankungen ist daher von hohem gesundheitspolitischem Interesse. Die meist eingesetzte bildgebende Modalität im kardiologischen Umfeld ist der Ultraschall bzw. die Echokardiographie¹. Dies wird begünstigt durch die Mobilität, die Verfügbarkeit, den Preis gegenüber anderen Modalitäten wie z.B. der Computertomographie (CT) oder der Magnetresonanztomographie (MRT) und insbesondere durch die Echtzeitfähigkeit und interaktive Anwendbarkeit. Ultraschall kann heutzutage dreidimensionale (3D) Bilder in Echtzeit und neben rein morphologischen Daten auch funktionelle Informationen über Blutflussgeschwindigkeiten und Gewebewebungen liefern. Neben dem rein diagnostischen Einsatz wird Ultra-

¹Beim Einsatz von Ultraschall zur Herzdiagnostik spricht man von Echokardiographie.

schall in letzter Zeit vermehrt zur Therapieunterstützung eingesetzt, hier insbesondere zur visuellen Kontrolle von Eingriffen.

1.2. Ziel der Arbeit

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit dem Einsatz von dreidimensionalem Ultraschall in der Herzchirurgie. Es werden neue Verfahren zur Diagnose- und Therapieunterstützung entwickelt und diskutiert.

Der Beitrag zur Diagnoseunterstützung besteht in einem Verfahren zur Bestimmung von vektoriellen Geschwindigkeiten des Blutflusses und der Gewebebewegung ausgehend von Doppler-Ultraschallaufnahmen. Die mittels Doppler-Ultraschall bestimmten Geschwindigkeiten liefern wichtige diagnostische Informationen. Sie sind quantitativ jedoch nur bedingt einsetzbar, da das Doppler-Prinzip nur die Messung von projizierten und somit winkelabhängigen Geschwindigkeiten erlaubt. Die Bestimmung echt vektorieller Geschwindigkeiten ist ein noch immer ungelöstes Problem des medizinischen Ultraschalls. Es werden zwei neue Ansätze zur Bestimmung vektorieller Geschwindigkeiten vorgestellt und diskutiert.

Der Beitrag zur Therapieunterstützung beschreibt den Einsatz von 3D Ultraschall zur intraoperativen Navigation, d.h. der Unterstützung des Chirurgen bei der Platzierung chirurgischer Instrumente während der Operation. Ziel ist die Entwicklung eines Workflows und einer prototypischen Implementierung zur Navigation eines neuartigen Instrumentes zur minimal-invasiven chirurgischen Ablation von Vorhofflimmern. Durch den minimal-invasiven Einsatz des neuen Instrumentes ist ein geeignetes Navigations-szenario unabdingbare Voraussetzung für den erfolgreichen Einsatz.

In vorliegender Dissertation werden folgende Thesen aufgestellt und diskutiert:

These 1: Die Rekonstruktion vektorieller Geschwindigkeiten aus 3D Doppler-Ultraschallaufnahmen ist mit Hilfe physikalisch motivierter Regularisierungsverfahren möglich.

These 2: Neuartige 3D Ultraschallsonden lassen sich durch elektromagnetische Positionsmessensoren derart erweitern, dass Bildaufnahmen aus verschiedenen Richtungen kombiniert werden können (positionsmarkierter 3D Ultraschall).

These 3: Der 3D Ultraschall liefert intraoperativ wertvolle und unabdingbare Informationen zur exakten Platzierung minimal-invasiver Instrumente zur chirurgischen Ablation von Vorhofflimmern.

Die in dieser Arbeit entwickelten Methoden zur Verifikation obiger Thesen liefern folgende Beiträge zum Stand der Forschung:

Beitrag von These 1: Die Verifikation dieser These liefert eine neue Modellierung der Rekonstruktion von vektoriellen Geschwindigkeiten aus Doppler-Daten als inverses Problem. Nach der mathematischen Modellierung der Doppler Bildgebung wird das Problem im Kontext von inversen und schlecht gestellten Problemen beschrieben und diskutiert. Es wird ein Verfahren zur Lösung des inversen Doppler-Problems mittels Regularisierungstechniken vorgestellt.

Beitrag von These 2: Die Verifikation der zweiten These liefert a) ein neues Verfahren zur Kalibrierung von 3D Ultraschallsonden sowie b) eine ausführliche Evaluierung des Einflusses verschiedener 2D und 3D Ultraschallsonden auf elektromagnetische Positionsmesssysteme. Die beschriebenen Methoden können eingesetzt werden zur Rekonstruktion von vektoriellen Geschwindigkeiten mittels mehrfacher Anschallung aus unterschiedlichen Richtungen (Erweiterung zu These 1) sowie für Anwendungen der navigierten Chirurgie (Erweiterung zu These 3).

Beitrag von These 3: Die Verifikation der letzten These liefert einen neuen Ansatz sowie einen ersten Prototypen zur ultraschallbasierten Navigation in der minimal-invasiven Herzchirurgie. Das System dient zur intraoperativen Navigation eines neuen, minimal-invasiven Instrumentes zur Ablation von Vorhofflimmern. Ein Einsatz dieses neuen Instrumentes ist ohne die Unterstützung des in dieser Arbeit vorgestellten Navigationskonzepts nicht möglich. Die Machbarkeit wird in mehreren in-vitro und in-vivo Versuchen demonstriert.

Das Bindeglied der drei aufgestellten Thesen stellt der positionsmarkierte 3D Ultraschall dar (These 2). Er kann einerseits eingesetzt werden, um die Methoden zur mathematischen Rekonstruktion von Doppler-Geschwindigkeiten (These 1) durch Einbeziehung mehrerer Messungen aus unterschiedlichen Richtungen zu erweitern. Andererseits kann positionsmarkierter 3D Ultraschall zusätzlich zu der Aussage von These 3 wertvolle Informationen zur Platzierung chirurgischer Instrumente hinzufügen.

1.3. Gliederung der Arbeit

Die vorliegende Arbeit ist wie folgt gegliedert. In Kapitel 2 werden die für das Verständnis der Arbeit wichtigsten medizinischen und technischen Grundlagen erläutert. Die Thesen der Arbeit werden in den Kapiteln 3, 4 und 5 bearbeitet, wobei in jedem Kapitel der jeweils aktuelle Stand der Forschung separat dargelegt wird. Zum Abschluss jedes dieser drei Kapitel werden die erzielten Ergebnisse diskutiert und zusammengefasst. Kapitel 6 stellt die Thesen dieser Arbeit nochmals zusammenhängend in einem größeren Kontext dar, fasst die Arbeit zusammen und gibt einen Ausblick auf zukünftige Entwicklungen.

KAPITEL 2

Grundlagen

„Jede Wissenschaft ist, unter anderem, ein Ordnen, ein Vereinfachen, ein Verdaulichmachen des Unverständlichen für den Geist.“

Hermann Hesse, Schriftsteller

In diesem Kapitel werden die für das Verständnis der Arbeit notwendigen Grundlagen erarbeitet. Insbesondere werden wichtige medizinische Grundlagen aus dem Bereich der Kardiologie und Herzchirurgie sowie technische Grundlagen des medizinischen Ultraschalls erläutert.

2.1. Das Herz

2.1.1. Anatomie

Das Herz als zentrales, blutversorgendes Organ des Körpers vollbringt eine enorme Leistung. Etwa drei Milliarden mal im Leben schlägt das Herz und pumpt Blut in den Kreislauf. Es besteht aus zwei Hälften: dem rechten Herz (*cor dexter*) und dem linken Herz (*cor sinister*). Das rechte Herz ist für die Blutversorgung des kleinen Kreislaufes verantwortlich. Es erhält von der unteren (*vena cava inferior*) und oberen Hohlvene (*vena cava superior*) sauerstoffarmes Blut und pumpt dieses durch die Pulmonalarterie (*arteria pulmonalis*) in die Lungen. Von dort gelangt das Blut über die vier Pulmonalvenen (*venae pulmonales*) in das linke Herz. Dieses pumpt das nun sauerstoffangereicherte Blut über die Aorta in den grossen Kreislauf, d.h. es versorgt den Körper mit sauer-

stoffreichem Blut. Die beiden Herzhälften werden durch die Herzscheidewand (*septum*) getrennt.

Jede Herzhälfte ist nochmals unterteilt in Vorhof (*atrium*) und Kammer (*ventriculus*), welche jeweils durch eine Segelklappe getrennt sind. Diese sorgt dafür, dass bei der Kontraktion der Kammer kein Blut zurück in den Vorhof gepumpt wird. Der rechte Vorhof wird durch die Trikuspidalklappe (*valva tricuspidalis*) von der rechten Kammer getrennt, der linke Vorhof von der Mitralklappe (*valva mitralis*) von der linken Kammer. Ein Rückschlag der Segelklappen wird durch die Papillarmuskeln (*musculi papillares*) verhindert, welche in den Kammern verankert sind. Die Muskulatur (*myocard*) der Kammern ist wesentlich kräftiger als die der Vorhöfe. Weiterhin ist die linke Kammermuskulatur gegenüber der rechten Kammermuskulatur stärker ausgebildet, da hier ein wesentlich größerer Kreislauf zu versorgen ist. Der Herzmuskel selbst wird von den Koronararterien mit Blut versorgt. Der Herzmuskel wird äußerlich begrenzt durch die Herzaußenwand (*epikardium*) und Herzinnenwand (*endokardium*).

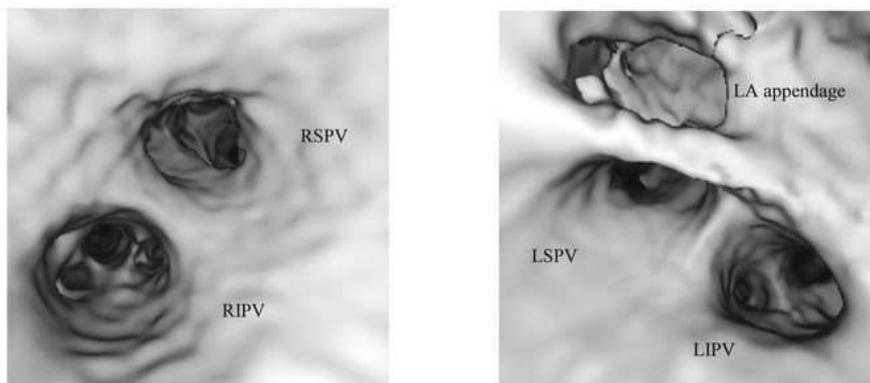
Jede Herzhälfte hat eine weitere sogenannte Taschenklappe in ihrem Ausflusstrakt. Ihre Funktion ist ähnlich der Segelklappen: nach dem Auswurf des Blutes wird durch die Taschenklappe ein Rückfluss des Blutes in die Kammer verhindert. Im rechten Herz sorgt die Pulmonalklappe (*valva trunci pulmonalis*) für einen regelgerechten Ausfluss, im linken Herz die Aortenklappe (*valva aortae*).

Jeder Vorhof hat eine kleine Ausbuchtung, die sogenannten Vorhoffohren (*auricula dextra/sinistra*). Diese sind insbesondere bei Vorhofflimmern oft Quellen möglicher Thrombenbildung. Dies wird bedingt durch geringere Flussgeschwindigkeiten innerhalb des Vorhoffohrs bei Vorhofflimmern [87]. Die Anatomie des Vorhofs und der einmündenden Pulmonalvenen (PV) ist insbesondere für die Therapie von Vorhofflimmern von Bedeutung. Insbesondere der Durchmesser und der Abstand der einzelnen Pulmonalvenen zueinander ist dabei von Bedeutung (siehe Tabelle 2.1). Neben der in den Lehrbüchern beschriebenen Anatomie existiert insbesondere bei den Pulmonalvenen eine Reihe anatomischer Varianten, welche bei 23% aller Patienten beobachtet werden können [80, 93]. Insbesondere treten Variationen mit 3+2, 2+1 und 3+1 Pulmonalvenen auf (Abb. 2.1).

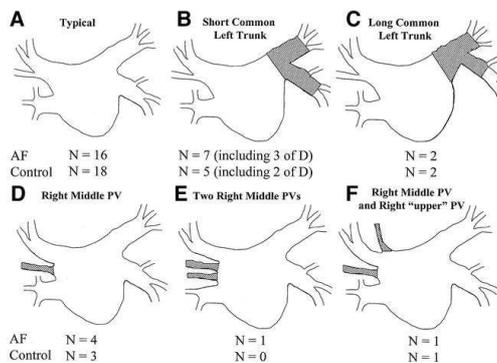
2.1.2. Physiologie

Das Herz ist eine Kombination von Druck- und Saugpumpe. Die Aufgabe des Herzens ist die Blutversorgung des Körpers. Dazu kontrahiert das Herz im Ruhezustand 60-80mal pro Minute und pumpt dabei jeweils etwa 70ml Blut in den Körper. Man unterteilt einen Herzzyklus in

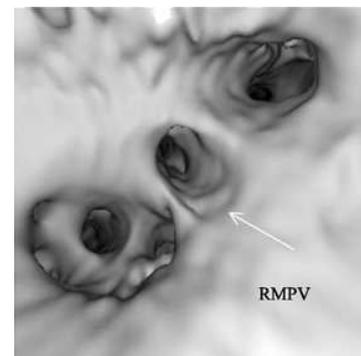
Füllungsphase: Segelklappen geöffnet, Taschenklappen geschlossen, Einfluss des Blutes vom Vorhof in die Kammer



(a) Normale PV Anatomie



(b) Abnormale PV Anatomie



(c) zusätzliche rechte Pulmonalvene

Abbildung 2.1.: Normalerweise münden zwei linke und zwei rechte Pulmonalvenen in den linken Vorhof (oben). Daneben existieren eine Reihe anatomischer Varianten der Pulmonalvenen-Anatomie (unten) [93].

| | Normal [80] | Vorhofflimmern [98] |
|--------------------|-----------------|---------------------|
| Durchmesser | | |
| LSPV | $11 \pm 2mm$ | $14 \pm 7mm$ |
| LIPV | $11 \pm 2mm$ | $12 \pm 3mm$ |
| RSPV | $12 \pm 2mm$ | $15 \pm 6mm$ |
| RIPV | $10 \pm 7mm$ | $13 \pm 5mm$ |
| Abstand | | |
| LIPV-LSPV | $8.4 \pm 2.1mm$ | – |
| RIPV-RSPV | $6.5 \pm 2.2mm$ | – |
| (L R)IPV-(L R)SPV | – | $6mm \pm 4mm$ |

Tabelle 2.1.: Pulmonalvenendurchmesser und -abstände. Abkürzungen: LSPV: linke obere Pulmonalvene, left superior PV, LIPV: linke untere Pulmonalvene, left inferior PV, RSPV: rechte obere Pulmonalvene, right superior PV, RIPV: rechte untere Pulmonalvene, right inferior PV.

Anspannungsphase: Segel- und Taschenklappen geschlossen, Druckerhöhung in der Kammer bis zur Öffnung der Taschenklappen

Austreibungsphase: Segelklappen geschlossen, Taschenklappen geöffnet, Ausfluss des Blutes aus den Kammern

Erschlaffungsphase: Segel- und Taschenklappen geschlossen, Abbau des Druckes in den Kammern bis zur Öffnung der Segelklappen

Anspannungs- und Austreibungsphase bezeichnet man als *Systole*, Erschlaffungs- und Füllungsphase als *Diastole*. Durch die Dehnbarkeit der großen Gefäße (Windkesselfunktion) wird ein kontinuierlicher Blutfluss gewährleistet.

2.1.3. Elektrophysiologie

Die rhythmische Herzmuskelkontraktion wird über ein Reizleitungssystem gesteuert. Die für die Muskelkontraktion notwendigen Reize werden durch das vegetative Nervensystem reguliert. Die Fähigkeit zum Aufbau eines elektrischen Potentials über der Zellmembran ist Grundlage der Erregbarkeit von Herzmuskelzellen[78]. Das Potential liegt im Ruhezustand bei etwa $-90mV$. Während der Depolarisationsphase verschiebt sich das Potential zu positiven Werten von etwa $20mV$ (Abb. 2.2). Nach einer Plateauphase mit noch positivem Potential folgt die Repolarisation zum Ausgangswert. Der Verlauf der Potentialkurve wird als Aktionspotential bezeichnet und dauert zwischen $200ms$ und $400ms$. Das Aktionspotential wird durch Ionenströme in und aus der Zellmembran, insbesondere von Na^+ , K^+ und Ca^+ , verursacht. Während eines Aktionspotentials verändert die Zellmembran ihre Leitfähigkeit für die verschiedenen Ionen. Während der Plateauphase kann kein neues Aktionspotential ausgelöst werden, diese Phase bezeichnet man Refraktärphase. Während der Refraktärphase ist die Herzmuskelzelle vor Wiedererregung geschützt. Bei verkürzter Refraktärzeit ist die Anfälligkeit für Vorhofflimmern durch zu schnellen Wiedereintritt von Erregungswellen erhöht (siehe Kapitel 2.1.5). Die Aktionspotentiale der einzelnen Herzregionen wie Vorhof und Kammer sind verschieden lang und zeitlich versetzt. Dies schützt vor zu rascher Wiedererregung.

Zur Depolarisation der Herzmuskelzellen ist ein Anstoß notwendig. Dieser wird von den Schrittmacherzellen gegeben, welche für die regelmäßige Herzfrequenz verantwortlich sind. Der Sinusknoten übernimmt unter normalen Bedingungen die Schrittmacherfunktion mit einer Frequenz von $60-80/min$, man spricht hier von Sinusrhythmus. Bei Ausfall des Sinusknoten übernimmt der AV-Knoten mit einer Frequenz von $45-60/min$ die Schrittmacherfunktion. Sollte auch dieser ausfallen, übernehmen tertiäre Schrittmacher der Kammermuskulatur mit einer Frequenz von $25-45/min$ die Schrittmacherfunktion.

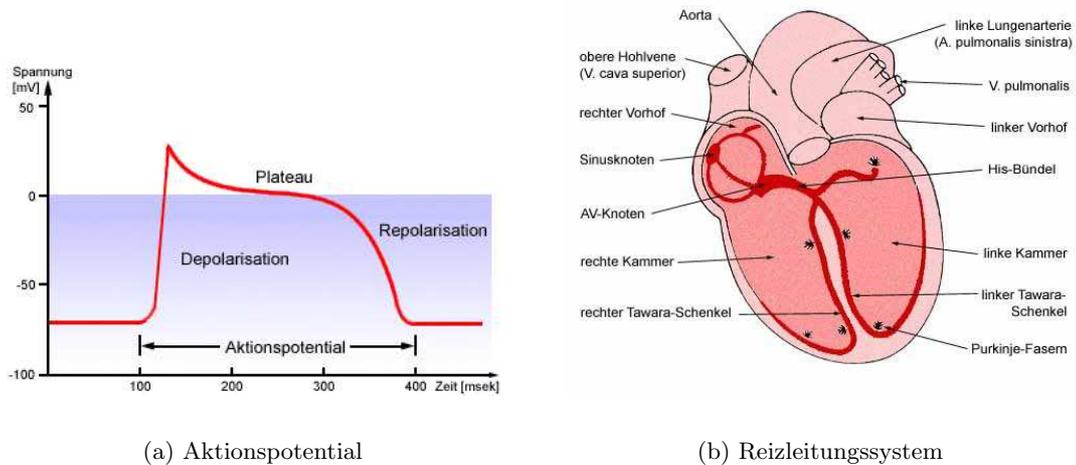


Abbildung 2.2.: Aktionspotential (links) und Reizleitungssystem (rechts) des Herzens (Quelle: www.m-ww.de)

Von den Schrittmachern breitet sich die Depolarisationswelle über die gesamte Muskulatur aus. Der AV-Knoten hat eine etwas niedrigere Leitungsgeschwindigkeit, um bei Vorhofftachykardien (zu schnelle Kontraktion des Vorhofs) eine Weiterleitung auf die Kammern zu verhindern. Vom Sinusknoten aus breitet sich die Erregungswelle über die Vorhofmuskulatur, den AV-Knoten und das HIS-Bündel auf die Purkinje-Fasern (Arbeitsmuskulatur der Kammern) aus. Die elektrische Erregungswelle führt dabei zur Kontraktion und Erschlaffung der Muskulatur (elektro-mechanische Kopplung). Zum Zeitpunkt der Depolarisation der Kammern beginnt in den Vorhöfen die Repolarisation.

2.1.4. Koronare Herzkrankheit

Bei der Koronaren Herzkrankheit (KHK) verengen sich Blutgefäße des Herzens (Koronararterien) bis hin zu einem vollständigen Verschluss (Herzinfarkt). Gefäßverengungen sind oft Folge von Kalkablagerungen. Bereiche der Herzmuskulatur in der Nähe verengter Koronararterien zeigen eine veränderte Wandbewegung bzw. ein verändertes Kontraktionsverhalten. Bildgebende Modalitäten zur Beurteilung der Wandbewegung und des Kontraktionsverhalten können hilfreich sein bei der frühzeitigen Diagnose einer KHK oder bei dem Auffinden von mit Blut unterversorgten (ischämischen) Arealen nach Infarkt.

2.1.5. Vorhofflimmern

Vorhofflimmern ist die häufigste Rhythmusstörung (Arrhythmie), etwa 60% aller Arrhythmien sind Vorhofflimmern [44]. Vorhofflimmern ist insbesondere bei älteren Men-

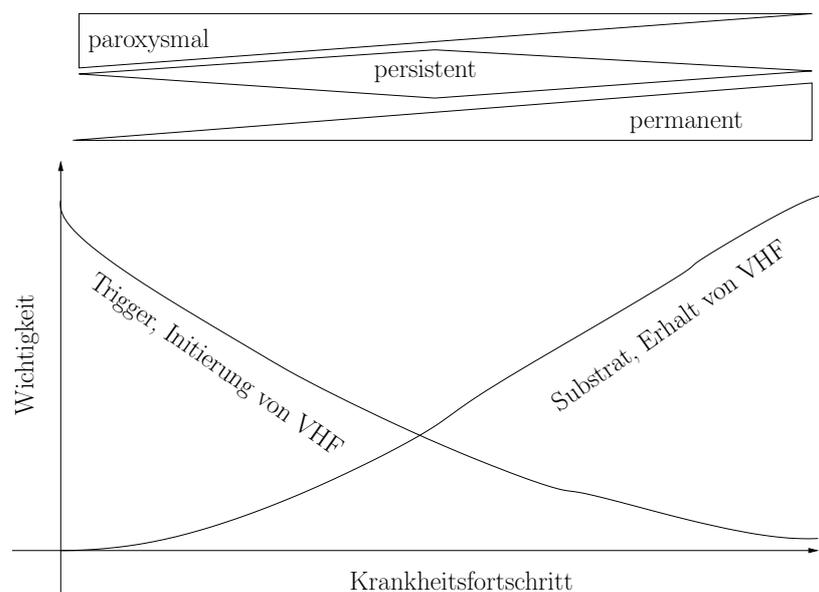


Abbildung 2.3.: Zugrundeliegende Ursachen für Vorhofflimmern (VHF): Paroxysmales Vorhofflimmern wird hauptsächlich von Triggern begünstigt, wohingegen chronisches (persistent oder permanent) Vorhofflimmern Ursachen in einer Substratänderung (Änderung des Muskelgewebes) hat. Je länger kurzzeitiges Vorhofflimmern anhält, desto höher ist die Wahrscheinlichkeit, dass sich chronisches Vorhofflimmern bildet (“atrial fibrillation begets atrial fibrillation”)[67].

schen anzutreffen. Das Risiko eines Schlaganfalles steigt bei Vorhofflimmern um ein Vielfaches [60]. Dies wird bedingt durch mögliche Thrombenbildung (Blutgerinnsel) innerhalb des Vorhofs wegen unregelmäßiger Kontraktion. In ca. 8% aller Fälle entsteht ohne Anticoagulation (Blutverdünnung) eine Thrombenembolie (Verschluss eines Gefäßes infolge eines Thrombus) [71].

2.1.5.1. Definitionen

Das Vorhofflimmern gehört zu den schnellen Herzrhythmusstörungen, den supraventrikulären Tachykardien. Ursache sind Störungen der Erregungsbildung, der Erregungsausbreitung und der Erregungsrückbildung [71]. Die Vorhöfe kontrahieren dabei unkoordiniert bis zu 350mal pro Minute. Durch die hohe Frequenz entsteht ein Quasi-Stillstand der Vorhöfe, was zu einer verminderten Pumpleistung führt und das Schlagvolumen der Kammern um bis zu 20% herabsetzt. Bei einer Absenkung der Kammerfrequenz spricht man von *bradykardem* Vorhofflimmern, bei einer Zunahme der Kammerfrequenz von *tachykardem* Vorhofflimmern.

Durch den Quasi-Stillstand der Vorhöfe steigt auch die Gefahr der Thrombenbildung, was wiederum zu Schlaganfällen führen kann. Eine weitere mögliche Komplikation ist der 1:1 Frequenzübergang von Vorhof zu Kammer. Dabei kann es zu tödlichem Kammerflimmern kommen.

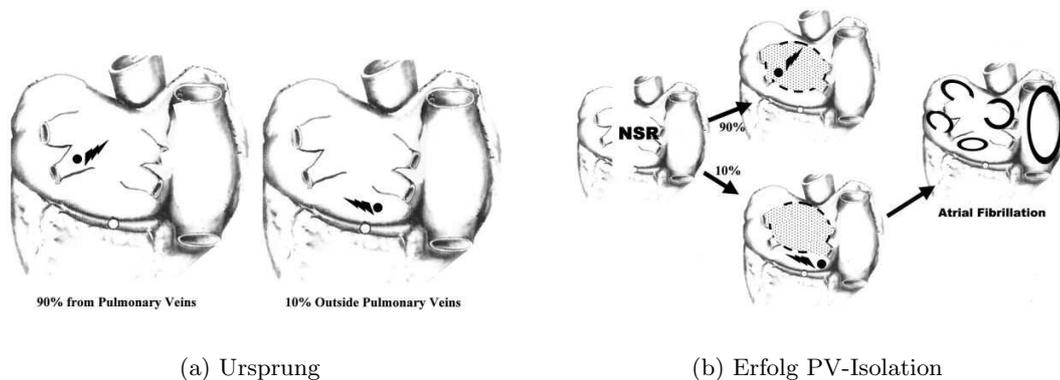


Abbildung 2.4.: Der Ursprung von paroxysmalen Vorhofflimmern liegt zu 90% innerhalb der Pulmonalvenen (links), zu 10% an anderen Stellen des linken oder rechten Vorhofs[32]. Die Pulmonalvenenisolation kann daher eine maximale Erfolgsrate von 90% erzielen (rechts).

Vorhofflimmern wird häufig unterteilt in *chronisches* (immer vorhanden), *paroxysmales* (anfallsweise mit Rücksprung in Sinusrhythmus nach einigen Tagen), *persistentes* (Dauer zwischen 7 und 30 Tagen, kann in Sinusrhythmus konvertiert werden) und *permanentes* (kann nicht mehr in Sinusrhythmus konvertiert werden). Cox [32] schlägt aufgrund der verwirrenden Vielfalt jedoch eine einfachere Kategorisierung vor. Dieses Klassifikationsschema orientiert sich an den verschiedenen Therapieoptionen. Er unterteilt Vorhofflimmern *intermittentes* (immer-mal-wieder und kurzzeitig, Abb. 2.4(a)) sowie *kontinuierliches* (immer vorhanden) Vorhofflimmern. Oft werden synonym dafür auch die Begriffe paroxysmal (für intermittent) und chronisch (für kontinuierlich) verwendet. Im weiteren Verlauf dieser Arbeit werden die Begriffe paroxysmales und chronisches Vorhofflimmern verwendet.

Die beiden Arten von Vorhofflimmern haben unterschiedliche Ursprünge (Abb. 2.3). Paroxysmales Vorhofflimmern liegen autonome Trigger (Foci) zugrunde, welche zu 90% in den Pulmonalvenen (frühe Aktivität etwa 2-4cm innerhalb der Pulmonalvenen) und zu 10% an anderen Stellen der Vorhöfe lokalisiert werden können [68]. Die meisten Foci sind in den oberen Pulmonalvenen (LSPV, RSPV) zu finden. Bei Vorliegen solcher Foci spricht man auch von fokalem Vorhofflimmern. Chronischem Vorhofflimmern liegen multiple, wiedereinkende Erregungswellen (re-entry waves) zugrunde. Voraussetzung für das re-entry Phänomen ist eine verkürzte Refraktärzeit, z.B. durch toxische Schädigung, oder eine verlangsamte Erregungsleitung. Durch länger anhaltendes, paroxysmales Vorhofflimmern wird die Refraktärzeit weiter verkürzt und dadurch wird chronisches Vorhofflimmern begünstigt (engl. atrial fibrillation begets atrial fibrillation [195]). Die Kenntnis der Art und des Ursprungs von Vorhofflimmern ist entscheidend bei chirurgischen und interventionellen Therapien.



(a) Normaler Sinusrhythmus

(b) Vorhofflimmern

Abbildung 2.5.: EKG bei normalem Sinusrhythmus und Vorhofflimmern: Beim Vorhofflimmern fehlt die P-Welle, man erkennt stattdessen flimmerartige Wellen (Quelle: www.m-ww.de).

2.1.5.2. Epidemiologie

Von Vorhofflimmern sind etwa 1% der Bevölkerung betroffen, in Deutschland etwa 700.000 und in den USA 2,2 Millionen Menschen. Insbesondere bei älteren Menschen ist Vorhofflimmern häufiger anzutreffen. Bei über 80-jährigen steigt die Häufigkeit auf über 10%. In den nächsten Jahren wird die Zahl Erkrankter weiter steigen [64].

2.1.5.3. Ursachen

Bei reinem Vorhofflimmern ohne Begleiterkrankungen spricht man von *idiopathischem* Vorhofflimmern (engl.: lone atrial fibrillation). Meistens sind jedoch Begleiterkrankungen des Herz-Kreislauf-Systems zu beobachten [13, 55, 113]. Oft sind dies Herzklap-
penkrankungen und die koronare Herzkrankheit. Auch eine Vorhofvergrößerung kann Vorhofflimmern begünstigen. Andererseits bewirkt Vorhofflimmern auch eine Vorhofvergrößerung. Weitere Begleiterkrankung kann z.B. eine Schilddrüsenüberfunktion sein.

2.1.5.4. Symptome

Oft wird Vorhofflimmern als solches subjektiv nicht wahrgenommen. Merkbare Symptome sind beispielsweise Luftnot, Herzrasen und -stolpern, sowie Schwindel und Übelkeit [71].

2.1.5.5. Diagnose

Akutes Vorhofflimmern lässt sich auf dem EKG diagnostizieren [71]. Anstelle der P-Welle sind flimmerartige Wellen zu sehen (Abb. 2.5). Bei Verdacht auf paroxysmales Vorhofflimmern ist ein Langzeit-EKG notwendig. Tiefere Erkenntnisse z.B. über Entstehungsorte lassen sich durch elektro-anatomische Mappingsysteme gewinnen, welche über Katheter an verschiedenen Orten innerhalb des Herzens elektrische Potentiale messen.

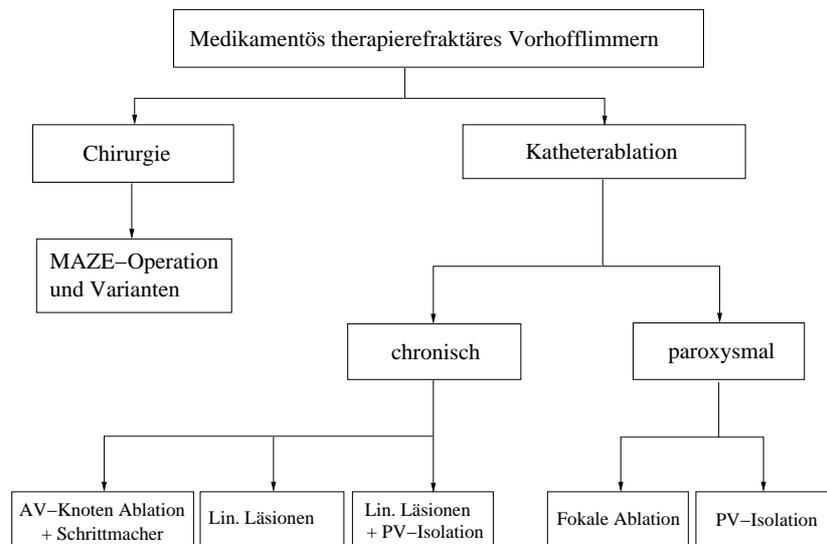


Abbildung 2.6.: Einordnung verschiedener Therapieformen für medikamentös therapierefraktäres Vorhofflimmern.

2.1.5.6. Therapie

Vorrangiges Interesse bei der Therapie des Vorhofflimmerns ist erstens eine Wiederherstellung des Sinusrhythmus, zweitens eine Frequenzkontrolle der Kammern sowie drittens eine Antikoagulation zur Thrombenvermeidung [71]. Man kann die Therapieziele einteilen in heilend (kurativ), lindernd (palliativ), vorbeugend und terminierend. Bei kurativen Methoden wird das Vorhofflimmern vollständig geheilt. Wichtig ist hierbei neben der Wiederherstellung eines Sinusrhythmus auch die Wiederherstellung der Vorhofkontraktion. Bei palliativen Maßnahmen werden die Symptome und potentiellen Komplikationen des Vorhofflimmerns bekämpft, ohne das Vorhofflimmern an sich zu heilen. Hier zielt man vor allem auf eine Frequenzkontrolle der Kammern (Vermeidung eines 1:1 Übergangs von Vorhof auf Kammer) sowie eine Antikoagulation (Blutverdünnung) zur Vermeidung von Thromben. Bei vorbeugenden Massnahmen wird vorausschauend Vorhofflimmern verhindert. Terminierende Massnahmen dienen zur Wiederherstellung in einen Sinusrhythmus bei akutem Vorhofflimmern (Kardioversion). Diese Therapieziele lassen sich mit folgenden, unterschiedlichen Optionen erreichen [71].

Medikamentöse Therapie

Die medikamentöse Behandlung steht heutzutage noch im Vordergrund. Dies ist vor allem durch die einfache, nicht-invasive Art der Medikamentengabe zu erklären. Eine medikamentöse Behandlung zielt vor allem auf eine Frequenzkontrolle, Antikoagulation, (Rezidiv-)Prophylaxe sowie Kardioversion bei akutem Vorhofflimmern ab. Problematisch bei medikamentöser Behandlung sind die vielen notwendigen Krankenhausbesuche zur Anpassung der Medikation und routinemäßigen Diagnose-Untersuchungen [145].

Die Kosten für eine medikamentöse Therapie werden auf etwa 2500\$/Jahr geschätzt [145]. Schlägt die medikamentöse Therapie fehl, sind weitere Therapieoptionen zu verfolgen (Abb. 2.6).

Defibrillation und Schrittmacher

Bei der Defibrillation oder elektrischen Kardioversion wird mittels eines Stromschlages der Vorhof wieder in einen Sinusrhythmus versetzt. Eine elektrische Kardioversion mittels Defibrillator kann von außen oder mittels eines implantierbaren Gerätes erfolgen. Dieses wird ähnlich einem Schrittmacher dem Patienten implantiert und kontrolliert die Herzfrequenz. Bei akutem Vorhofflimmern werden dann elektrische Impulse abgegeben. Als weitere palliative Massnahme werden auch Schrittmacher verwendet. Dabei wird zuvor mittels Ablation das herzeigene Schrittmachersystem gezielt zerstört. Die Herzfrequenz wird jetzt alleinig durch den implantierten Schrittmacher gesteuert. Nachteil dabei ist, komplett vom Schrittmacher abhängig zu sein.

Chirurgische Therapie

Erste Ansätze zur chirurgischen Behandlung gehen auf die 1980er Jahre zurück [44]. Die Korridortechnik sorgte für eine Frequenzkontrolle der Ventrikel. Das Flimmern und das damit verbundene Thromboserisiko wurden jedoch nicht behoben. Cox entwickelte Mitte der 80er eine Technik zur kurativen Therapie von Vorhofflimmern [150, 34, 33]. Bei dieser Technik wird das Herz stillgelegt und beide Vorhöfe eröffnet (atriotomie). Es werden gezielte Schnitte gemacht und wieder vernäht (cut-and-sew). Dabei entsteht nekrotisches Gewebe, welches als Barriere wirkt und elektrische Erregungen nicht weiterleitet. Durch diese Zertrennung der Vorhöfe soll eine Entstehung und/oder Aufrechterhaltung von wiederkehrenden Erregungswellen verhindert werden. Zusätzlich werden die beiden Vorhofohren entfernt. Dies ist jedoch umstritten, da diese wesentlich zur Vorhofkontraktion beitragen. Cox nannte die Technik Maze-(Irrgarten) Operation. Nach zwei Änderungen der ursprünglich vorgestellten Operationstechnik wurde diese als Maze-III-Operation zum Goldstandard der kurativen Therapie von (chronischem) Vorhofflimmern.

Im Laufe der Zeit hat man erkannt, dass die Schnitte sich auf den linken Vorhof beschränken lassen (Mini-Maze) und zu ähnlichen Heilungsraten führen [177, 34]. Die ursprünglich vorgestellte cut-and-sew Technik wird in letzter Zeit immer häufiger durch den Einsatz intraoperative Ablationsinstrumente abgelöst [20, 132, 120]. Dabei werden verschiedene Energieformen wie z.B. Radiofrequenz-Strom [14, 187, 132, 29, 129], Kryo (Kälteenergie)[45] oder Mikrowellen [62] eingesetzt. Intraoperative Ablationsinstrumente existieren in den verschiedensten Varianten (Abb. 2.8).

Die Maze Operation ist hoch-invasiv und wird meist nur begleitend bei anderen Herzoperationen durchgeführt. Erstrebenswert ist es daher, minimal-invasive Verfahren

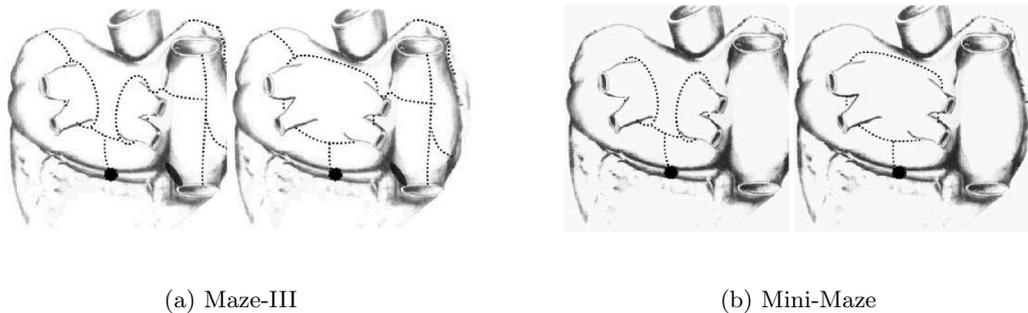


Abbildung 2.7.: Bei der Maze-III Operation (Abbildung 2.7(a)) werden Isolationen im linken und rechten Vorhof angelegt. Bei der Mini-Maze Operation (Abbildung 2.7(b)) beschränkt man sich auf den linken Vorhof.

(siehe Abschnitt 2.1.6) zu entwickeln, welche die Belastung für den Patienten minimieren. In [44] wird ein minimal-invasives Verfahren beschrieben, welches allerdings noch eine Herz-Lungen-Maschine benötigt. Der Zugang erfolgt dabei über den vierten rechten Intercostalraum. Ein ähnliches Verfahren beschreiben Kottkamp et al. [103]. Verfahren ohne Herz-Lungen-Maschine, allerdings mit Eröffnung des Thorax (sternotomie) werden in [14, 187] beschrieben. Ein endoskopisches Verfahren am schlagenden Herzen wird von Garrido et al. beschrieben [62]. Dabei kam ein DaVinci Telemanipulationssystem (Intuitive Surgical, USA) zum Einsatz. Die Ablationslinien wurden dabei epikardial gelegt. Nachteil einer epikardialen Anwendung ist der beschränkte Zugang zum Vorhof. Von einigen Autoren wird eine Ablationslinie zur Mitralklappe als essential angesehen [129], welche epikardial nicht zu erzielen ist. Durch die eingeschränkte Sicht des Chirurgen auf das Operationsgebiet sind minimal-invasive Verfahren auf zusätzliche Bildgebung angewiesen. So wird beispielsweise in [62, 103] eine endoskopische Bildgebung verwendet.

Aus den elektrophysiologischen Erkenntnissen wurde die Mini-Maze Operation weiter vereinfacht. Man beschränkte sich nur noch auf eine Isolation der Pulmonalvenen. Eine solche PV-Isolation wird häufig bei Katheterablationen von paroxysmalen Vorhofflimmern eingesetzt. Eine chirurgische Anwendung der PV-Isolation bei chronischem Vorhofflimmern zeigte ebenfalls gute Resultate [90], die allerdings nicht an die Heilungsraten von paroxysmalen Vorhofflimmern heranreichen (Abb. 2.9). Den Erfolg der PV-Isolation bei chronischem Vorhofflimmern begründet man in der Substratmodifikation und der Verringerung der Muskelmasse durch nekrotisches Gewebe. Weiterhin scheint der Mündungsbereich von Pulmonalvenen zu linkem Vorhof wesentlich an der Aufrechterhaltung von Vorhofflimmern beteiligt zu sein. Tabelle 2.2 zeigt einige Studien chirurgischer Verfahren und ihre Heilungsraten.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass chirurgische Verfahren eine hohe Heilungsrate



(a) AFx (Guidant, USA)



(b) Cardioblade Pen (Medtronic, USA)



(c) AtriCure (AtriCure, USA)

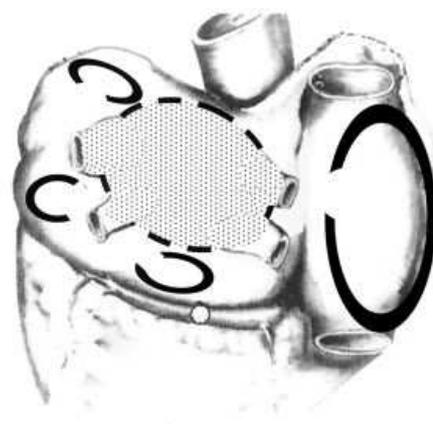


(d) Cardioblade (Medtronic, USA)

Abbildung 2.8.: Beispiele chirurgischer Ablationsinstrumente.



Continuous Atrial Fibrillation



Pulmonary Vein Isolation

Abbildung 2.9.: Die PV-Isolation verspricht bei chronischem Vorhofflimmern geringere Erfolgsaussichten. Die kreisenden Erregungen befinden sich auch ausserhalb der Isolationslinien. Durch die Substratmodifikation kommt es trotzdem zu vielversprechenden Heilungsraten [32].

| Studie | Typ VHF | Operationstechnik | Heilung[%] |
|--|---------|-------------------------------|------------|
| Cox,1993 (Ann Thorac Surg) | | isolierte Maze | 98 |
| Cox,1996 (Ann Surg) | | isolierte Maze | 90 |
| Kosakai,1995 (Circulation) | | Maze | 80 |
| Kosakai,1996 (J Thorac cardiovasc Surg) | | Maze | 67 |
| Izumoto,1997 (J Heart Valve) | | Maze | 80 |
| Melo,1999 (Eur J Carsdiovasc) | | ablative Maze | 66 |
| Hemmer,2000 (Herzschr Elektrophys) | | ablative Maze | 85 |
| Deneke,2002 (Eur Heart J) | | ablative Maze | 67 |
| Mohr,2002 (J Thorac Cardiovasc) | chronic | ablative Maze | 81 |
| Szalay,2004 (J Card Surg) | chronic | Mini-Maze | 72 |
| Kalil,2002 (Ann thorac Surg) | chronic | PV Isolation | 92 |
| Benussi,2003 (Eur J Cardiothorac Surg) | chronic | Mini-Maze,ablativ+cut-and-sew | 76 |
| Mueller,2002 (Herz) | chronic | ablative Mini-Maze | 84 |
| Chiappine,2003 (J Thorac Cardivasc Surg) | chronic | ablative Maze | 88 |
| Kottkamp,2003 (J Am Coll Cardio) | pa+pe | ablative Mini-Maze, MI | 93 |
| Mantovan,2003 (J Cardivasc Electrophys) | | ablative Mini-Maze | 81 |
| Prasa,2003 (J Thorac Cardiovasc Surg) | pa+pe | Maze | 96 |

Tabelle 2.2.: Auswahl einiger chirurgischer Studien. Verwendete Abkürzungen: *PV*: Pulmonalvenen, *MI*: minimal-invasiv, *pa*: paroxysmal, *pe*: persistent

erzielen, wegen der hohen Invasivität zur Behandlung von alleinigem (ideopathischem) Vorhofflimmern allerdings nicht indiziert sind.

Katheterablation

Bei der Katheterablation wird ein Katheter unter lokaler Betäubung (meist über eine Beinvene) in den gewünschten Vorhof eingeführt. Die Ablationskatheter verfügen über Elektroden an ihren Enden. Bei der Radiofrequenzablation wird durch Strom Wärme induziert. Bei Temperaturen $> 50^{\circ}\text{C}$ erfolgt eine Gewebeschädigung. Die Größe des geschädigten Gebietes ist abhängig von Leistung, Dauer, Gewebeimpedanz, Elektrodenform, Kontakt, uvm. Die Elektroden werden meist flüssigkeitsgekühlt, was größere Myokardläsionen zur Folge hat [71].

Als Energieformen kommen neben Radiofrequenz-Strom [178, 53, 35, 163, 119, 144], Kryo [95], Ultraschall [137], Laser [95] oder Mikrowellen [95] zum Einsatz. Keane beschreibt die Vor- und Nachteile der verschiedenen Energieformen [95]. In Abbildung 2.10 sind einige gebräuchliche Ablationkatheter in verschiedenen Formen dargestellt.

Die Katheterablation zur Behandlung von Vorhofflimmern wurde zuerst zur AV-Knoten Ablation eingesetzt. Dabei wird der AV-Knoten gezielt zerstört und danach ein Schrittmacher implantiert (*ablate and pace*). Dies dient vor allem der Frequenzkontrolle der Ventrikel.

Aus den Erkenntnissen der chirurgischen Therapie nach Cox[34] sowie den elektrophysiologischen Erkenntnissen von Haissaguerre [68] bzgl. Triggerlokalisierung bei paroxysmalen Vorhofflimmern, entstanden in den letzten Jahren neue Variationen der Katheterablation. Einerseits wird versucht, die chirurgische Maze-Operation mit Katheter nachzubilden. Dies scheidet oft an der Erzeugung linearer Läsionen. Andererseits wird

| Studie | Technik | Bildgebung | Heilung[%] | Dauer[<i>min</i>] |
|--|----------------|------------|------------|---------------------|
| Haissaguerre,1996 (J Card Electrophys) | Maze | F | 22 | 248±79 |
| Chen,1999 (Circulation) | FA,aktive PV | F | 86 | 90±32 |
| Natale,2000 (Circulation) | CA,2sup+LIPV | F,US | 60 | 224±89 |
| Pappone,2000 (Circulation) | CA,alle PV | F,C | 62 | 370±58 |
| Haissaguerre,2000 (Circulation) | CA,aktive PV | F | 71 | 278±154 |
| Kanagaratnam,2001 (PACE)cooled | CA,2sup+active | F,C | 21 | 365±77 |
| Hindricks,2001 (Circulation) | FA,aktive PV | F,Ensite | 75 | 180 |
| Oral,2002 (Circulation) | CA,2-3 PV | F | 85 | 277±59 |
| Macle,2002 (J Card Electrophys) | CA,4 PV | F | 66 | 188±54 |
| Marrouche,2002 (J Am Coll Cardiol) | FA,aktive PV | F | 29 | 324±180 |
| " | CA,4 PV,4mm | F | 79 | 330±180 |
| " | CA,4 PV,8mm | F | 100 | 180±60 |
| " | CA,4 PV,cooled | F | 85 | 240±60 |
| Macle,2003 (J Card Electrophys) | CA,4 PV | F,L | 92 | 66±19, L:46±12 |
| Deisenhofer,2003 (Am J Cardiol) | CA,3 PV | F | 51 | 353±143 |

Tabelle 2.3.: Auswahl einiger Katheter-Ablationsstudien. Behandelt wurde in den meisten Studien paroxysmales Vorhofflimmern, einige Studien beschäftigen sich zusätzlich mit dem Heilungserfolg bei chronischen Vorhofflimmern. Verwendete Abkürzungen: *F*: Fluoroskopie, *C*: CARTO, *L*: Localisa FA: fokale Ablation, CA: circumferentiale Ablation, cooled: flüssigkeitsgekühlter Ablationskatheter, 4mm,8mm: Elektrodenlänge, US: Ballon-Ultraschallkatheter, PV: Pulmonalvene, LIPV: left inferior (linke unter) Pulmonalvene, Sup: superior.

versucht, gezielt zuvor lokalisierte Trigger zu eliminieren (*fokale Ablation*) oder zu isolieren.

Bei der fokalen Ablation muss Vorhofflimmern während des Eingriffes induziert und terminiert werden, um die Trigger zu lokalisieren. Danach können diese gezielt ablatiert werden. Problematisch dabei ist das Risiko einer Pulmonalvenenstenose. Wird zu tief in den Pulmonalvenen ablatiert, können sich Stenosen bilden und zu Lungenembolien führen. Alternativ zur fokalen Ablation können die betroffenen Pulmonalvenen vom Vorhof isoliert werden. Dabei wird ein Kreis um die Pulmonalvenen ablatiert.

Nach den Erkenntnissen von Haissaguerre [68], dass sich 90% der Trigger in den Pulmonalvenen befinden, werden auch rein anatomisch motivierte Ablationen durchgeführt. Ohne ein vorheriges Mapping (Lokalisierung der Trigger) werden alle (oder 2-3) Pulmonalvenen vom Vorhof isoliert. Zeitgleich zu Haissaguerre schlug Pappone [145] eine Pulmonalvenen-Isolation vor. Wie oben beschrieben sind die meisten Trigger in den oberen Pulmonalvenen zu finden. Dies begünstigt die Katheterablation, da die unteren Pulmonalvenen schwerer zu erreichen sind. Daher wird in [94] eine schrittweise Ablation von 1) LSPV, 2) RSPV und 3) LIPV+RIPV vorgeschlagen. Tabelle 2.3 zeigt einige Studien mit Heilungsraten und durchgeführten Ablationstechniken.

Ein Ablationseingriff mittels Katheter erfolgt meistens unter Röntgenkontrolle mittels Fluoroskopie-Geräten. Diese geben jedoch nur eine zweidimensionale Ansicht wieder. Eine genaue Positionierung der Katheter ist damit erschwert. Insbesondere ist eine hohe relative Genauigkeit der Lage zweier aufeinanderfolgender Katheterpositionen wichtig, um kontinuierliche Ablationslinien zu erzielen. Weiterhin stellt die Fluoroskopie eine

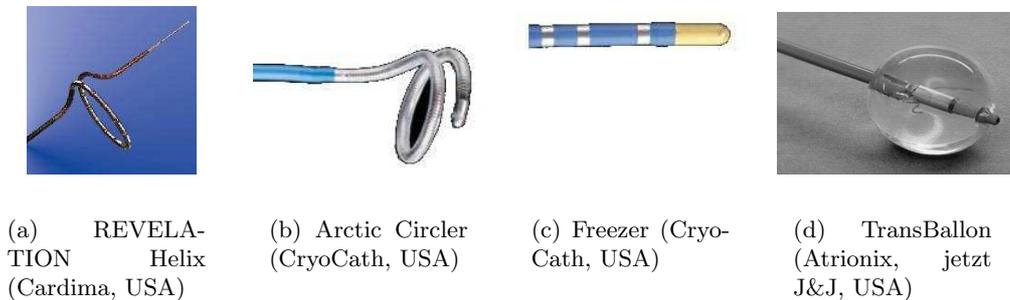


Abbildung 2.10.: Beispiele gebräuchlicher Ablationskatheter.

| Therapie | Kurativ | Invasivität | Seiteneffekte |
|-------------------------------|---------|-------------|---------------|
| Medikamentös | nein | nein | hoch |
| Kardioversion | nein | niedrig | nein |
| Schrittmacher | nein | mittel | nein |
| Implantierbarer Defibrillator | nein | mittel | mittel |
| Chirurgie | ja | hoch | niedrig |
| Katheterablation | ja | mittel | niedrig |

Tabelle 2.4.: Kategorisierung der Therapieoptionen für Vorhofflimmern (Quelle: www.cardima.com).

nicht unwesentliche Röntgenbelastung für Kardiologen und Patienten dar. Bei Eingriffzeiten von bis zu 6 Stunden (siehe Tabelle 2.3) liegen die Fluoroskopiezeiten teilweise im Stundenbereich.

Bei Katheter-Ablationen kann es zu diversen Komplikationen kommen. Insbesondere wurden Pulmonalvenenstenosen und -verschlüsse [5, 52] sowie Thrombenbildungen, insbesondere bei Radiofrequenz-Ablationen, beobachtet[206].

Die gesundheitspolitischen Auswirkungen von Katheterablationen im Vergleich zur medikamentösen Therapie wurden von Weerasooriya et al. [190] an einer Studie von 116 Patienten mit paroxysmalen Vorhofflimmern untersucht. Verglichen wurden die Kosten für eine rein medikamentöse Behandlung im Vergleich zur Katheterablation (bei 70% Heilungsrate). Die anfänglich höheren Kosten der Katheterablation werden bereits nach fünf Jahren kompensiert.

Zusammenfassung

Zur Therapie von Vorhofflimmern existiert eine Reihe von Therapieoptionen mit unterschiedlicher Invasivität und Heilungsrate (siehe Tabelle 2.4). Zur kurativen Therapie stehen Chirurgie und Katheterablation zur Verfügung (Abb. 2.6). In den letzten Jahren haben sich die Forschungen auf dem Gebiet der Katheterablation und der chirurgischen Therapie von Vorhofflimmern stark gegenseitig beeinflusst. Beide Methoden sind noch

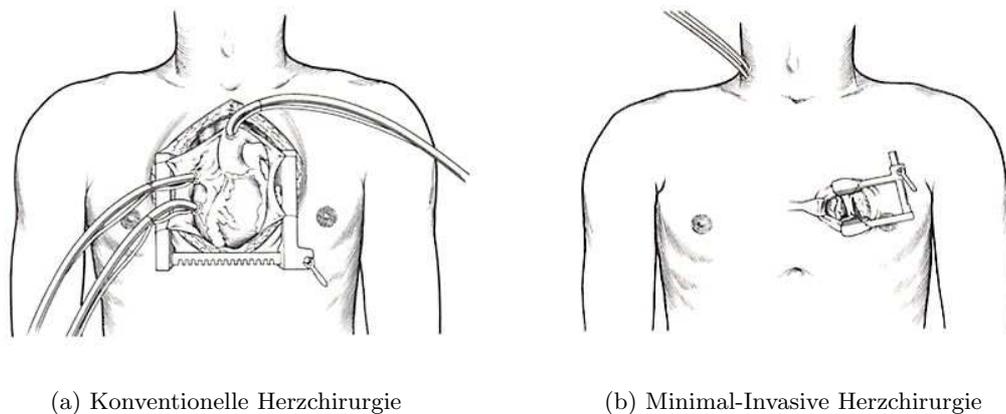


Abbildung 2.11.: Bei der konventionellen Herzchirurgie wird das Brustbein (Sternum) durchtrennt (Sternotomie) und das Herz stillgelegt (links). Eine Herz-Lungen-Maschine (HLM) sorgt dabei für die Blutversorgung des Körpers. Bei der minimal-invasiven Herzchirurgie wird entweder keine HLM verwendet und/oder der Zugang zum Herz durch eine kleine Öffnung zwischen den Rippen (Mini-Thoracotomy) ermöglicht (rechts).

immer Gegenstand aktueller Forschungsarbeiten.

2.1.6. Minimal-invasive Herzchirurgie

In der klassischen Herzchirurgie erfolgt der Zugang zum Herz über die Eröffnung des Brustkorbs (Sternotomie, Abb. 2.11(a)). Dazu muss das Brustbein zertrennt werden, was mit erheblichen postoperativen Schmerzen und Komplikationen verbunden sein kann. Nach Eröffnung des Brustkorbs wird eine Herz-Lungen-Maschine (HLM) an das Herz angeschlossen und dieses danach stillgelegt. Auch der Anschluß einer HLM kann mit erheblichen postoperativen Traumata bis hin zu Gedächtnisverlust verbunden sein. Von minimal-invasiver Herzchirurgie spricht man, wenn entweder auf die Verwendung einer HLM und/oder den Zugang über eine Brustkorbdurchtrennung verzichtet wird (Abb. 2.11(b)).

2.2. Ultraschall in der Medizin

Ultraschalltechnik (oder auch Sonographie) findet sich nicht nur in der medizinischen Diagnostik und Therapie, sondern auch in vielen anderen Anwendungen wie z.B. der Materialprüfung oder der Schiffsnavigation. Die Entwicklung und die Anwendung von Ultraschall ist jedoch eng verbunden mit der Medizin, insbesondere mit der Kardiologie und Herzchirurgie. Bei Anwendung von Ultraschall im kardiologischen Bereich spricht man von Echokardiographie. Mittlerweile ist Ultraschall ein etabliertes Verfahren in fast allen Bereichen der Medizin. Nach einer kurzen historischen Abhandlung (insbesondere

der Echokardiographie) werden in diesem Kapitel die wichtigsten technischen Grundlagen und ungelöste Probleme erläutert. Diese Ausführungen basieren weitestgehend auf [88] und [51].

2.2.1. Geschichte

Erste Ansätze zur Nutzung von Ultraschall außerhalb der Medizin gehen bis ins 19. Jahrhundert zurück und finden erste Anwendungen bei der Suche nach der gesunkenen Titanic. Während des zweiten Weltkrieges gab es verstärkte militärische Forschung zur Nutzung von Ultraschall bei der Lokalisation von Unterwasserobjekten. Erste medizinische Anwendungen werden Ende der 1930er Jahre zur Durchleuchtung des menschlichen Schädels beschrieben (Echoencephaleographie). Erste Untersuchungen zur Anwendung von Ultraschall am Herzen werden Anfang der 1950er Jahre von Edler und Hertz, zwei der bedeutendsten Forscher auf dem Gebiet der Echokardiographie, beschrieben¹. Sie verwendeten Ultraschall zur Untersuchung von Herzklappenverengungen (Mitralstenosen). Diese Arbeiten basierten auf 1D- (A-Mode, Abb. 2.12(a) und M-Mode, Abb. 2.12(b)) Daten. Publikationen zu 2D (B-Mode) Ultraschall finden sich ab Mitte der 1970er Jahre, erste Ansätze zur 3D Technik wurden Anfang der 1990er Jahre veröffentlicht. Die ersten 3D Ansätze arbeiteten offline, d.h. das 3D Volumen wurde aus mehreren 2D Aufnahmen nachträglich zusammengesetzt (rekonstruiert). Diese Entwicklungen mündeten 2002 in ersten kommerziellen Echtzeit-3D Geräten (z.B. Philips SONOS 7500, Abb. 2.12(e)).

Bei der Beschallung des Herzens von außen (transthorakal, durch die Knochen) wurden schnell Limitationen bemerkbar. Knochen und Fett stört die Bildgebung erheblich. So wurden Anfang der 1970er Jahre Anstrengungen unternommen, um Ultraschallaufnahmen innerhalb des Körpers zu gewinnen. Dazu wurden Ultraschallköpfe durch die Speiseröhre (Ösophagus) in die Nähe des Herzens geführt. Zuerst wurden dabei Schallköpfe auf Gastroskope (Magensonden) montiert. Dies führte zur Entwicklung der transösophagealen (engl.: transesophageal (TEE), dt.: durch die Speiseröhre) Echokardiographie. Mitte der 1980er Jahre wurden erste Geräte mit Biplan- (zwei Schnittebenen) und Multiplantechnik (mehrere Schnittebenen) vorgestellt. Mitte der 1990er Jahre fand diese Entwicklung ihren Höhepunkt in der Entwicklung der 3D TEE-Echokardiographie durch Rekonstruktion mehrerer Schnittebenen. Diese Technik wurde u.a. am DKFZ in Heidelberg maßgeblich vorangetrieben [36, 37]. Erste Seriengeräte mit 3D Echtzeit-TEE-Sonden werden in den nächsten Jahren erwartet.

Einen ähnlichen Ansatz verfolgen intravaskuläre Ultraschallsonden (IVUS). Hier wird eine miniaturisierte Ultraschallsonde mittels Katheter durch Gefäße in den Körper eingebracht. Erste technische Versuche des IVUS wurden in den 1960er Jahren beschrieben,

¹Edler bezeichnet man als den Vater der Echokardiographie [122]

erste klinische Studien gab es Ende der 1980er Jahre. Dreidimensionale IVUS-Verfahren sind Gegenstand aktueller Forschungsarbeiten. IVUS wird neben der Diagnostik von verkalkten Arterien auch zur Kontrolle und Überwachung von interventionellen Verfahren eingesetzt.

Mitte der 1950er Jahre wurde Ultraschall erstmals zur Messung von Blutflussgeschwindigkeiten eingesetzt. Dabei nutzte man den Doppler-Effekt, welcher auf den Östereicher Christian Johann Doppler zurückgeht (siehe Kapitel 2.2.2.1). In den 1960er Jahren wird das Doppler-Prinzip zur Messung von Blutflüssen an den Herzklappen eingesetzt. Limitationen der ersten Doppler-Ultraschallsysteme war die fehlende Ortsauflösung. Gepulste Doppler-Systeme, welche eine Ortsauflösung ermöglichen, wurden Anfang der 1970er Jahre entwickelt. Doppler-Systeme, welche ähnlich der M-Mode Bildgebung Geschwindigkeiten entlang einer Schalllinie erfassen können, wurden Mitte der 1970er Jahre vorgestellt und mündeten Anfang der 1980er Jahre in der Entwicklung des 2D Farbdopplers (CFM, Colour Flow Mapping, Abb. 2.12(c)). Hierbei werden Geschwindigkeiten in einem kompletten 2D Bildbereich erfasst und farblich kodiert dem anatomischen Bild überlagert. Zur Kodierung der Geschwindigkeiten verwendet man rote (Geschwindigkeit in Richtung Schallkopf) und blaue (Geschwindigkeit weg von Schallkopf) Farben in verschiedenen Helligkeitsstufen, daher der Name Farbdoppler. Mitte der 1990er Jahre werden erste 3D Farbdoppler-Systeme beschrieben. Diese basierten noch auf Rekonstruktionen mehrerer 2D Farbdoppler-Aufnahmen und waren daher nur offline, d.h. nachträglich an Computersystemen, verfügbar. Maßgebliche Entwicklungen des 3D Farbdopplers fanden ebenfalls am DKFZ in Heidelberg statt [36]. Anfang 2002 wurden erste kommerzielle Echtzeit-3D Farbdopplersysteme in den Markt eingeführt (Philips SONOS 7500, Abb. 2.12(f)).

Mittels Doppler-Verfahren können neben Blutflussgeschwindigkeiten auch Gewebebewegungen (Abb. 2.12(d)) erfasst werden [124, 176, 174, 83, 153, 4, 151, 175]. Dazu werden andere Frequenzfilterverfahren eingesetzt. Nach ersten Publikationen Anfang der 1990er über diese sogenannten Gewebe-Doppler (engl. Tissue-Doppler) Verfahren nahm die Entwicklung einen rasanten Verlauf. Interessant bei diesem Verfahren ist die Möglichkeit zur Quantifikation von Gewebewebewegungen. Aufbauend auf dem Gewebe-Doppler können viele interessante Parameter abgeleitet werden. Zu den bekanntesten zählen die Verschiebung (integrierte Geschwindigkeit, Displacement), die Deformationsrate (räumliche Ableitung der Geschwindigkeit, Strain-Rate) und die Deformation (integrierte Deformationsrate, Strain). Insbesondere die Strain- [3, 7, 186] und Strain-Rate-Verfahren [61, 185, 75, 40] haben sich als äußerst nützlich bei der Diagnose und Quantifizierung von Bewegungsstörungen gezeigt. Einige Experimente wurden auch mit anderen Parametern, z.B. Beschleunigung [204], gemacht, jedoch nicht weiterverfolgt. Für 2005 werden erste Echtzeit 3D Gewebe-Doppler-Systeme erwartet.

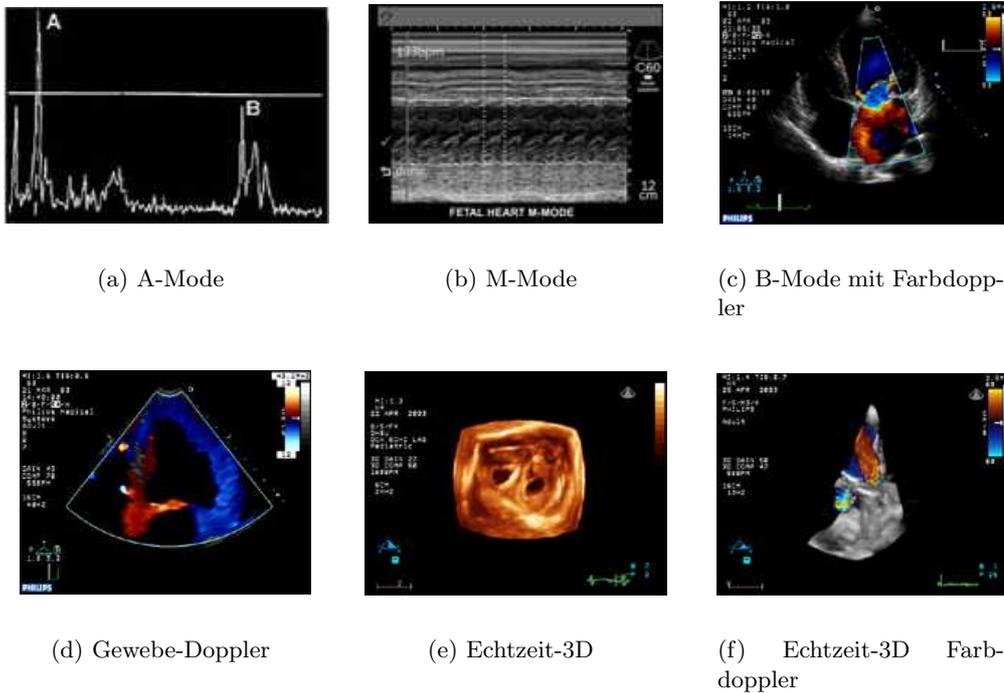


Abbildung 2.12.: Beispiele der medizinischen Ultraschallbildgebung. (Abbildungen 2.12(a) und 2.12(b) aus [1], Abbildungen 2.12(c),2.12(d),2.12(e) und 2.12(f) aus [2]).

Größte Limitation bei den oben beschriebenen Doppler und Gewebe-Doppler Verfahren ist die Winkelabhängigkeit [181, 27, 171]. Mit den Verfahren kann nicht der echte Geschwindigkeitsvektor gemessen werden, sondern nur die Geschwindigkeitskomponente in Richtung des Schallkopfes. In den 1990er Jahren gab es eine Reihe von Entwicklungen auf dem Gebiet des sogenannten Vektor-Dopplers (siehe Kapitel 3.1.2). Eine Reihe von Autoren beschreiben Verfahren zur Berechnung von vektoriellen Geschwindigkeiten auf 2D und 3D Daten mittels Nachverarbeitung der Grauwertbilder (siehe Kapitel 3.1.1). Den aktuellen Stand der Entwicklung auf dem Gebiet des medizinischen Ultraschalls fasst Tabelle 2.5 zusammen.

| | Anatomie | Fluß-Doppler | Gewebe-Doppler | Vektor-Doppler |
|---------------------|----------|--------------|----------------|----------------|
| 0D (punktuell) | ja | ja | ja | exp. |
| 1D (M-Mode) | ja | ja | ja | exp. |
| 2D | ja | ja | ja | exp. |
| 3D (Rekonstruktion) | ja | ja | ja | exp. |
| 3D (Echtzeit) | TTE | TTE | nein | nein |

Tabelle 2.5.: Stand der Technik des medizinischen Ultraschalls (nein: nicht Möglich, ja: Möglich mit TTE und TEE-Sonden, TTE: nur möglich mit TTE-Sonden, exp.: nur experimentelle Systeme).

2.2.2. Ultraschallbildgebung

Die Ultraschallbildgebung basiert auf der Aussendung von hochfrequenten Schallwellen (mechanische Druckwellen). Dabei bezeichnet man Schallwellen mit Frequenzen oberhalb $20kHz$ als Ultraschall. Die Frequenzen des medizinischen Ultraschalls liegen im MHz-Bereich. Zur Ausbreitung der Schallwellen ist ein Medium erforderlich. Die Ausbreitung einer Schallwelle ist charakterisiert durch die räumliche und zeitliche Änderung von Dichte, Druck und Temperatur des Mediums. Die Geschwindigkeit der Ausbreitung von Schallwellen ist abhängig vom Medium, z.B. $v_{Gewebe} = 1540 \frac{m}{s}$, $v_{Luft} = 331 \frac{m}{s}$, $v_{Knochen} = 3600 \frac{m}{s}$.

Die maximale Eindringtiefe hängt wesentlich mit der verwendeten Frequenz zusammen. Je höher die Frequenz, desto höher die Absorption und damit desto niedriger die Eindringtiefe. Jedoch steigt mit zunehmender Frequenz die axiale Auflösung (Auflösung in Richtung Schallausbreitung), welche im Bereich einer Wellenlänge liegt. Die laterale Auflösung (Auflösung orthogonal zur Schallausbreitung) ist um einiges schlechter und wesentlich bestimmt durch die Schallfeldgeometrie. Bei der Beurteilung der Auflösung eines 2D bzw. 3D Ultraschallbildes ist zu beachten, dass dies meist durch Scanconversion und damit Interpolationsverfahren entstanden ist². Ein Ultraschallbild verfügt meist über eine ortsabhängige Auflösung, welche mit Tiefe und Breite abnimmt.

Die Schallwelle wird an aneinandergrenzenden Medien mit unterschiedlicher Schallimpedanz $Z = c\rho$, wobei c die Schallausbreitungsgeschwindigkeit und ρ die Dichte des Mediums darstellt, reflektiert. Ultraschallbilder entsprechen daher theoretisch hauptsächlich Gradientenbildern. Jedoch besteht Gewebe nicht aus rein homogenem Material und so kommen die typischen Ultraschallmuster (Speckle Pattern) zustande [25].

Die Schallerzeugung und -erfassung erfolgt mittels des piezoelektrischen Effekts. Dabei werden Quarzkristalle durch Wechselstrom angeregt und erzeugen eine periodische mechanische Deformation, welche die Schallwellen auslöst. Umgekehrt erzeugen durch Piezokristalle erfasste mechanische Schwingungen Wechselströme.

Nach der Erfassung der reflektierten Roh- bzw. RF-Daten (radiofrequency data) sind eine Reihe von Nachverarbeitungsschritten notwendig, um zu einem Bild zu gelangen. Dazu zählen u.a. Hüllkurvenerkennung (envelope detection), tiefenabhängige Signalverstärkung und Interpolation (scan conversion).

2.2.2.1. Doppler Ultraschall

Der Doppler-Effekt beschreibt das Phänomen der Frequenzverschiebung einer Welle, deren Quelle auf den Empfänger zu- oder wegwandert. Eine auf den Empfänger zu-

²Dies gilt für Curved- oder Convex-Scanner, nicht für Linear-Scanner.

wandernde Quelle bewirkt eine Frequenzverschiebung nach unten, eine wegwandernde Quelle nach oben. Diese Dopplerverschiebung ist gegeben durch [88]

$$f_{dop} = f_0 \frac{c + v_0}{c + v_s}, \quad (2.1)$$

wobei f_{dop} die vom Empfänger gemessene Frequenz, f_0 die gesendete Frequenz, v_0 die Geschwindigkeit des Empfängers, v_s die Geschwindigkeit der Quelle und c die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Welle bezeichnet. Dieser Effekt läßt sich beispielsweise bei vorbeifahrenden Krankenwagen mit Sirene beobachten.

Beim *continuous wave* (CW) Doppler-Verfahren werden zwei Piezokristalle verwendet. Dabei wird eine kontinuierliche Schallwelle bestimmter Frequenz von einem Kristall gesendet und die Reflektion vom anderen Kristall empfangen. Durch Bestimmung der Frequenzverschiebung lassen sich die Geschwindigkeiten, bzw. die Geschwindigkeitsverteilung, entlang des Schallstrahls bestimmen. Eine Ortsauflösung ist damit nicht möglich. Im Vergleich zum orts aufgelösten PW-Doppler lassen sich jedoch wesentlich höhere Geschwindigkeiten messen.

Der gepulste oder *pulse wave* (PW) Doppler verwendet mehrere gepulste Schallwellen. Die Pulse werden mit einer Pulswiederholrate (PRF, pulse repetition frequency) im kHz-Bereich ausgesendet. Zu einer bestimmten Zeit t_{rg} (range gate) nach jeder Pulssendung wird das reflektierte Signal abgetastet und daraus ein Signal zusammengesetzt. Es läßt sich zeigen, dass die Frequenz dieses Signals mit der Geschwindigkeit des Reflektors korreliert [175]. Der Name PW-Doppler ist irreführend, da intern nicht der Doppler-Effekt zur Geschwindigkeitsbestimmung verwendet wird. Faktisch kann der Doppler-Effekt beim PW-Doppler wegen des sogenannten Downshifteffektes gar nicht genutzt werden [88]. Die Frequenz reflektierter Wellen wird auch bei unbewegtem Reflektor in Abhängigkeit von Eindringtiefe und Frequenz verschoben (Downshift). Je höher die Frequenz, desto größer der Downshift. Bei gepulstem Doppler, bei dem breitbandige Pulse verwendet werden, kann diese Downshiftfrequenz um einiges über der eigentlichen Dopplerverschiebung liegen, womit diese nicht mehr messbar ist.

Bei der Erweiterung des PW-Doppler auf 2D bzw. 3D spricht man von Farb-Doppler oder CFM-Systemen (color flow mapping). Um eine angemessene Akquisitionsrate zu erzielen, wird hier nicht das Range-Gate-Verfahren des PW-Dopplers eingesetzt. Man verwendet stattdessen schnellere Korrelationsverfahren zur Bestimmung des Phasenshifts zweier reflektierter Pulse. Dieser Phasenshift korreliert mit der Geschwindigkeit. Diese wird an mehreren Orten bestimmt und wie oben bereits erläutert farbkodiert dargestellt. In kommerziellen Systemen werden Auto-Korrelationsverfahren eingesetzt, in experimentellen Systemen auch Kreuz-Korrelationsverfahren [175]. Letztere haben den Vorteil einer besseren axialen Auflösung, einem Fehlen von Aliasing-Effekten und

der Möglichkeit zur mehrdimensionalen Geschwindigkeitsbestimmung.

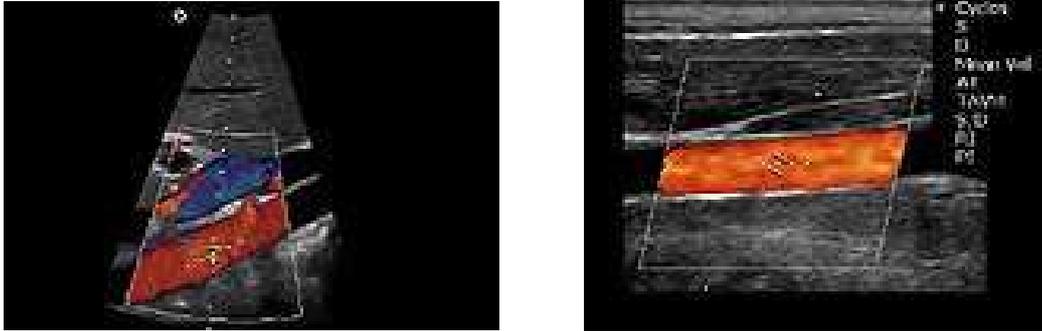
Alle Dopplerverfahren (außer den experimentellen Kreuz-Korrelationsverfahren) können nur die Geschwindigkeitskomponente $v_{dop} = |\vec{v}|\cos\phi$ in Richtung des Schallkopfes bestimmen, wobei ϕ den Winkel zwischen Geschwindigkeitsvektor und Schallkopf bezeichnet. Daraus folgt eine hohe Abhängigkeit der Messung von der Schallkopfposition und quantitative Aussagen werden erschwert.

2.2.2.2. Dreidimensionaler Ultraschall

Die Entwicklung des 3D Ultraschall nahm in den letzten Jahren einen rasanten Verlauf [198, 157]. Nach ersten Versuchen durch Rekonstruktion aus herkömmlichen 2D Daten waren Mitte der 1990er erste "Quasi-Echtzeit"-Geräte verfügbar, was 2002 in den ersten kommerziellen Echtzeit-3D Geräten mündete. Die ersten Rekonstruktionen basierten auf mechanisch geführten Schallköpfen. Dabei wurde der Schallkopf in eine Drehvorrichtung eingebracht und um 180° gedreht (z.B. Tomtec GmbH, Deutschland). Alternativ zu Drehbewegungen kamen auch Linearbewegungen zum Einsatz. Später standen Schallköpfe mit intern drehenden Schnittebenen zur Verfügung (z.B. Philips R5012 Sonde). Eine weitere Entwicklung war die Befestigung von Positionsmessensensoren an den Schallsonden. Damit konnte für mehrere Aufnahmen die Position der Schallebene bestimmt und ein 3D Volumen rekonstruiert werden. Dies ist heute als Freihand-3D Ultraschall bekannt, siehe auch Kapitel 2.2.4. Alle rekonstruktiven Verfahren arbeiten nicht in Echtzeit und benötigen eine EKG- sowie Atemtriggerung. Heute stehen Geräte zur Verfügung, welche in Echtzeit mit bis zu 20Hz volumetrische Daten akquirieren können. Dabei werden spezielle Schallsonden mit einer matrixartigen Anordnung von Piezokristallen verwendet (z.B. Philips X4).

2.2.2.3. Schallköpfe

Die Schallerzeugung erfolgt in speziellen Schallköpfen (Ultraschallscannern bzw. -transducern). Dabei lassen sich im wesentlichen zwei Geometrien unterscheiden: Linearscanner und Konvexscanner (Curvedscanner, Sektorscanner). Bei den Linearscannern sind die Piezokristalle in Reihe angeordnet und erzeugen ein rechteckiges Bild (Abb. 2.13(b)). Für kardiologische Fragestellungen ist dies jedoch ungeeignet, da durch die Rippen nur ein kleines Schallfenster bereit steht. Konvexscanner schaffen hier Abhilfe und liefern ein sektorförmiges Bild (Abb. 2.13(a)). Der Sektor wird entweder durch mechanisch rotierende, kreisförmig angeordnete oder elektronisch versetzt angesteuerte Piezokristalle (Phased-Array-Scanner) erzeugt. Moderne Echtzeit-3D Scanner verfügen über eine Array-Matrix von Piezoelementen und erzeugen ein pyramidenförmiges Datenvolumen.



(a) Konvex

(b) Linear

Abbildung 2.13.: Ultraschallbildgebung mit Konvex- (links) und Linear-Schallköpfen (rechts).

2.2.2.4. Neue Entwicklungen

In den letzten Jahren gab es eine Reihe von Entwicklungen zur Verbesserung der Bildqualität und zur Gewinnung neuer Informationen. Dazu gehören beispielsweise die Kontrastechokardiographie [182], das Second-Harmonic-Imaging [172] und das Strain-Rate-Imaging [75]. Letzteres basiert auf Nachverarbeitungsschritten auf Grundlage von Gewebedoppler-Daten und bestimmt die Deformationsrate des untersuchten Gewebes. Dies wird erfolgreich zur Diagnostik ischämischer Areale eingesetzt [75]. Ein Nachteil der Strain-Rate Methode liegt jedoch in der hohen Winkelabhängigkeit [27], welche durch die eindimensionale Geschwindigkeitsmessung bedingt ist.

2.2.3. Therapeutischer Ultraschall

Ultraschall erzeugt im Gewebe auch Wärme, welche therapeutisch eingesetzt werden kann. Dies wird beispielsweise zur Zertrümmerung von Nieren- und Gallensteinen oder auch als Ablationsverfahren zur Behandlung von Vorhofflimmern eingesetzt [137].

2.2.4. Ultraschall mit Positionsmessung

Wie bereits oben beschrieben, kommen beim Freihand-3D Ultraschall Positionsmesssysteme (Tracking-Systeme) zum Einsatz. Diese Systeme bestimmen die relative Ortsposition eines Sensors in Bezug auf ein fixes Koordinatensystem. Es existieren verschiedene Systeme mit unterschiedlichen Technologien zur Ortsbestimmung, z.B. mechanische, akustische, optische oder elektromagnetische Systeme. Insbesondere letztere kommen häufig in Verbindung mit Ultraschall zum Einsatz. Grundlage der elektromagnetischen Systeme (EMTS) ist der Aufbau eines statischen oder dynamischen Magnetfeldes. Statische Magnetfelder werden dabei mittels gepulstem Gleichstrom (DC) erzeugt, dyna-

mische Magnetfelder mittels Wechselstrom (AC). Die von den in den Sensoren eingebauten Spulen erfasste Magnetfeldstärke kann in relative Positionen umgerechnet werden. Diese Systeme besitzen zwar im Vergleich zu optischen Verfahren eine etwas geringere Genauigkeit, werden jedoch nicht durch Verdeckungen gestört. Nach Montage des Sensors an dem Schallkopf muss mittels Kalibrierung dessen relative Lage auf der Schallsonde bestimmt werden. Danach können verschiedene Ultraschallaufnahmen miteinander in Bezug gebracht werden. Eine weitere Anwendung von positionsmarkiertem Ultraschall findet sich in der bildgestützten Chirurgie. Hier werden Ultraschallsonde sowie chirurgisches Instrument mit einem Sensor versehen. Das Instrument kann nun relativ zu den Ultraschallbildern visualisiert werden.

2.2.5. Ultraschall in der bildgestützten Navigation

Die bildgestützte Navigation befasst sich mit der intraoperativen Einblendung von Instrumenten in prä- oder intraoperativ akquirierten Bilddaten (siehe Kapitel 5.2). Neben CT- und MRT-Daten kommt dabei häufig, insbesondere intraoperativ, Ultraschall zum Einsatz. Dabei werden verschiedene Ziele verfolgt. Zum einen können intraoperativ gewonnene Ultraschalldaten zur Registrierung mit einem präoperativen Modell verwendet werden (Image-And-Register, siehe Abb. 2.14), [70]. Insbesondere in der Neuronavigation wird Ultraschall zur Kompensation von intraoperativen Verschiebungen (z.B. Brainshift nach Schädelöffnung, [146, 189]) eingesetzt. Einen kontinuierlichen Abgleich von prä- und intraoperativer Situation bezeichnet man als iterative Navigation [183] (Abb. 2.14). Zum anderen kann Ultraschall als alleinige bildgebende Modalität eingesetzt werden. Man versucht dabei mittels Ultraschall sowohl das Organ als auch das Instrument zu schallen. Auf eine zusätzliche Registrierung von Instrument zu Ultraschalldaten wird verzichtet. Hier kommt die Interaktivität und Echtzeitfähigkeit der Ultraschallbildgebung zum tragen. Insbesondere bei Kathetereingriffen [119, 170, 98, 8, 87, 166, 111] und Myokardbiopsien [47] kommt diese Technik zum Einsatz.

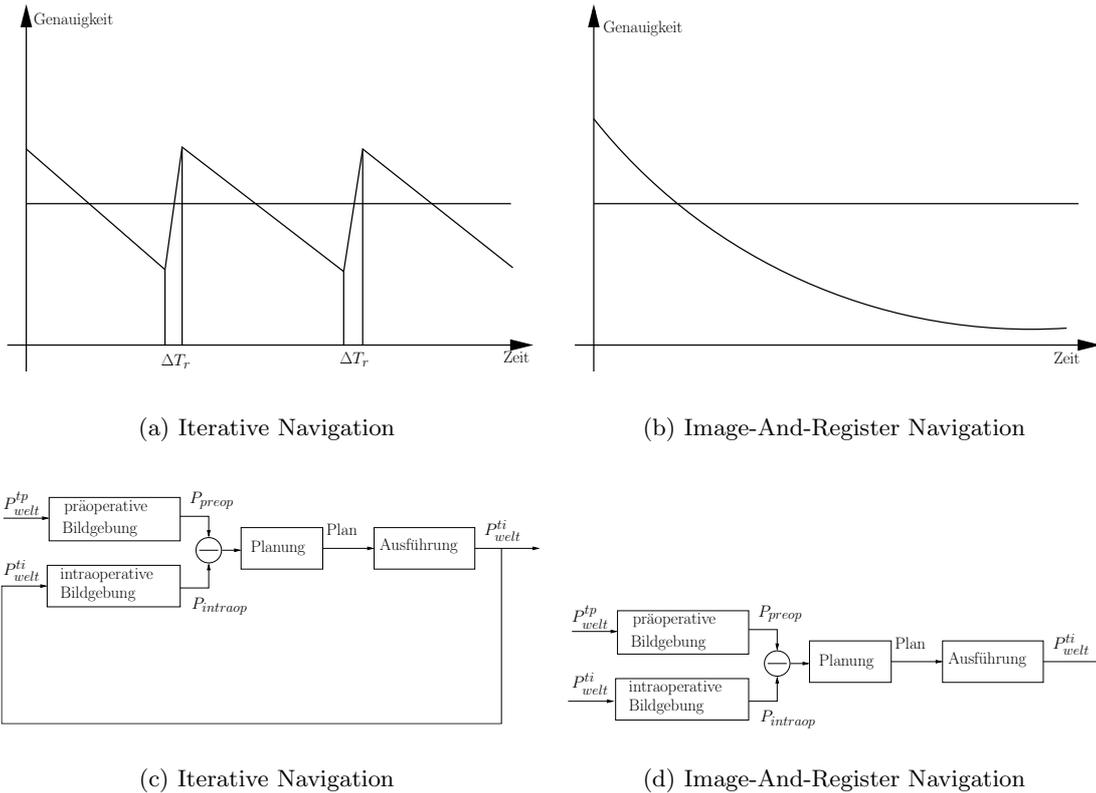


Abbildung 2.14.: Bei der iterativen Navigation wird zu bestimmten Zeitpunkten ΔT_r ein neues intraoperatives Bild aufgenommen und mit den präoperativen Daten registriert, wodurch die Genauigkeit wieder erhöht wird (links oben). Dies kann als geschlossener Regelkreis modelliert werden (links unten). Bei der Image-And-Register Navigation wird zu Beginn eine intraoperative Aufnahme mit den präoperativen Daten registriert. Insbesondere bei Weichteilverchiebungen und Bewegungen geht dabei Genauigkeit verloren (rechts oben). Dies kann als offener Steuerkreis modelliert werden (rechts unten). Der Schritt “Ausführung” entspricht dabei jeweils auch einem geschlossenen Regelkreis, da durch die Navigationsunterstützung zu jeder Zeit Sollposition (anatomische Struktur) mit Istposition verglichen werden kann.

Mathematische Rekonstruktion dreidimensionaler Vektorfelder

„Da nämlich die Einrichtung der ganzen Welt die vorzüglichste ist und von dem weisesten Schöpfer her stammt, wird nichts in der Welt angetroffen, woraus nicht irgendeine Maximum- oder Minimumeigenschaft hervorleuchtet.“

Leonard Euler, Mathematiker

Wie in Kapitel 2.2 beschrieben, stellt die Bestimmung von vektoriellen Geschwindigkeiten mittels Doppler-Ultraschall noch immer ein aktuelles Forschungsgebiet dar, da die winkelabhängigen Doppler-Messungen quantitative Aussagen erschweren. Beispielsweise werden Flussgeschwindigkeiten gleicher Richtung und Amplitude (Abb. 3.4(a)) oder Herzmuskelbewegungen gleicher Amplitude (Abb. 3.4(b)) je nach Bildposition verschiedenen gemessen und kodiert. In diesem Kapitel werden Methoden zur Verifizierung von **These 1**:

“Die Rekonstruktion vektorieller Geschwindigkeiten aus 3D Doppler-Ultraschallaufnahmen ist mit Hilfe physikalisch motivierter Regularisierungsverfahren möglich.”

erarbeitet und diskutiert. Nach einer Literaturübersicht über Methoden zur Geschwindigkeitsbestimmung mittels Ultraschall werden einige wichtige mathematische Grund-

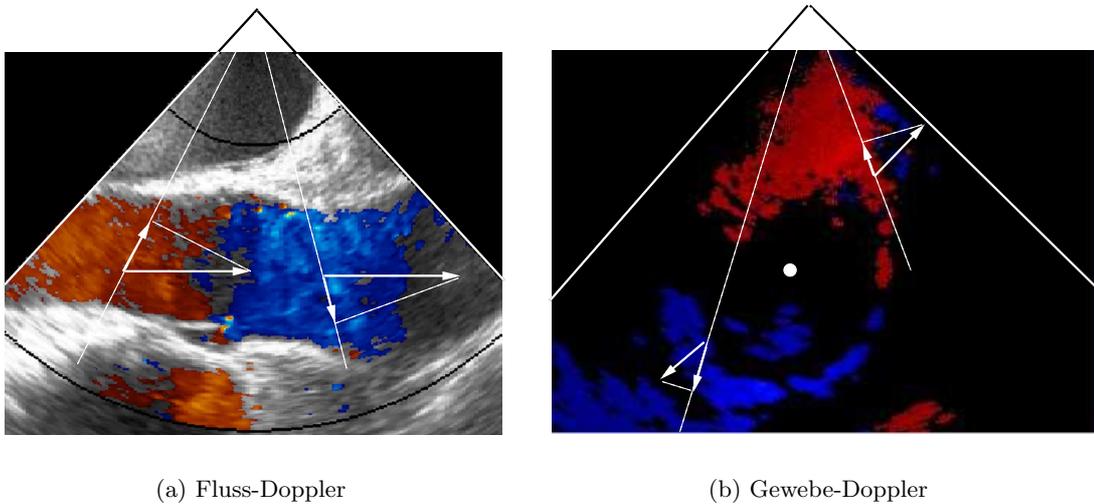


Abbildung 3.1.: Illustration der winkelabhängigen Dopplermessung. Je nach Lage im Bild werden gleiche Geschwindigkeiten unterschiedlich projiziert und dargestellt (rot: in Richtung Schallkopf, blau: entgegen Schallkopf). Links: Blutfluss durch die Aorta. Rechts: Wandbewegung der linken Herzkammer.

lagen inverser Probleme erarbeitet. Danach erfolgt eine Formulierung des Doppler-Rekonstruktionsproblems im Rahmen inverser Probleme. Abschliessend werden die erarbeiteten Methoden anhand von Simulationsuntersuchungen bewertet und diskutiert.

3.1. Stand der Forschung

Im Folgenden werden einige Ansätze zur Rekonstruktion von vektoriellen Geschwindigkeiten ausgehend von Ultraschallaufnahmen beschrieben. Die Verfahren werden untergliedert in Verfahren zur Rekonstruktion von Bewegungen (Geschwindigkeit von Gewebe) und Rekonstruktion von Flussgeschwindigkeiten. In dem Zusammenhang der vektoriellen Geschwindigkeitsrekonstruktion muss auch kurz auf Verfahren basierend auf anderen Modalitäten, wie z.B. der Magnetresonanztomographie, eingegangen werden.

3.1.1. Bewegungsrekonstruktion mit Ultraschall

Wie bereits in Kapitel 2.2.2 beschrieben, können mittels *Kreuz-Korrelationsverfahren* auch vektorielle Geschwindigkeiten bestimmt werden (siehe beispielsweise [92]). Dabei werden charakteristische Muster (sogenannte Fingerabdrücke) des RF-Signals in benachbarten Schalllinien gesucht. Eine Reihe von Autoren beschreiben Verfahren zur Berechnung von vektoriellen Geschwindigkeiten auf 2D und 3D Daten mittels Nachverarbeitung der Grauwertbilder. Diese basieren beispielsweise auf Korrelationsberechnun-

gen bzw. *Speckle-Tracking-Methoden* [126, 125, 131, 10, 11, 138, 91, 50, 203, 76, 41], *Registrierungsverfahren* [108] oder dem *optischen Fluss* [130, 173]. Bei den Speckle-Tracking-Verfahren werden innerhalb kleiner lokaler Fenster berechnete Speckle-Muster in einer lokalen Umgebung im darauffolgenden Zeitschritt gesucht. Methodisch sind diese Verfahren stark verwandt mit den Kreuz-Korrelationsverfahren mit dem Unterschied, dass die Berechnung auf Grauwertdaten anstatt auf RF-Daten erfolgt. Bei den Registrierungsverfahren werden zeitlich aufeinanderfolgende Bilder mittels geeigneter Verfahren aufeinander abgebildet (registriert). Die somit berechnete Verschiebung mit dem Wissen des zeitlichen Abstandes der Bilder liefert eine vektorielle Geschwindigkeit. Einen ähnlichen Ansatz verfolgen Verfahren basierend auf dem optischen Fluss. Hier wird der optische Fluss für die Grauwertbilder gegebenenfalls unter Hinzunahme von Dopplerinformationen und geeigneten Regularisierungsverfahren berechnet.

Eine anderen Ansatz verfolgen *modellbasierte Verfahren* [143]. Hier werden nach einer initialen Segmentierung des Epikards mittels Oberflächentracking Bewegungen einzelner Punkte berechnet. Diese Bewegungen wirken nun als Kräfte auf ein Finite-Elemente-Modell des Herzens, welches auf Grundlage der Segmentierung erstellt wurde.

Eine einfache Methode zur Rekonstruktion von vektoriellen Geschwindigkeiten aus Gewebe-Doppler-Daten liegt in der *interaktiven Winkelkorrektur* [185]. Annahme dabei ist, dass das Herz sich auf einen fixen Punkt hin kontrahiert. Dieser Fixpunkt wird manuell in den Daten markiert und die Geschwindigkeitsamplitude mittels $|\vec{v}| = \frac{v_{dop}}{\cos\phi}$ bestimmt. Die Richtung ist dabei durch den Fixpunkt der Kontraktion gegeben.

3.1.2. Flussrekonstruktion mit Ultraschall

Rekonstruktionsverfahren von Flussgeschwindigkeiten aus Grauwertbildern sind in der Literatur nicht zu finden. Dies hängt an den bei Flüssen nicht so stark ausgeprägten Speckle-Mustern. Erfolgversprechender scheinen *Vektor-Doppler Verfahren* und *interaktive Winkelkorrekturen*. Ziel der Vektor-Doppler Verfahren ist eine Erfassung mehrerer (2 oder 3) Geschwindigkeitskomponenten. Idee bei diesen Verfahren ist die Nutzung von zwei oder drei Sendern innerhalb einer Schallsonde und der nachträglichen Rekonstruktion des echten Geschwindigkeitsvektors. Solche Systeme existieren bislang nur experimentell und vermögen nur punktuell echte Geschwindigkeiten zu bestimmen. Eine Übersicht über Vektor-Doppler-Verfahren findet sich in [48, 49].

Auch zur Rekonstruktion von Flussgeschwindigkeiten ist eine interaktive Winkelkorrektur möglich. Hier ist für einen Querschnitt durch das Flussprofil eine Richtung der Geschwindigkeit vorzugeben. Diese Methode wird erfolgreich in unserer Gruppe zur Beurteilung von Aortenklappen eingesetzt [210]. Bei volumetrischen Geschwindigkeitsrekonstruktionen in gekrümmten Gefäßen kommt das Verfahren jedoch an seine Grenzen. Hier müsste für eine Vielzahl von Querschnitten die Flussrichtung bestimmt und

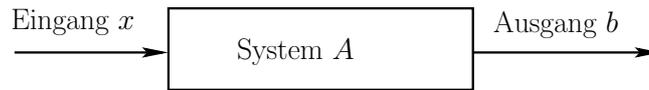


Abbildung 3.2.: Klassische Beschreibung eines technischen Systems.

ingezeichnet werden. Alternativ kann über eine Segmentierung die Flussrichtung abgeschätzt werden, welche normalerweise tangential zur Gefäßrichtung verläuft.

3.1.3. Andere Modalitäten

Zur Bestimmung der Herzwandbewegung und -deformation mittels Magnetresonanztomographie (MRT) [73, 167, 121, 127, 84, 140, 205], Computertomographie (CT) [65] und Positronenemissionstomographie (PET) [38, 99] existieren eine Vielzahl von Arbeiten. Einige Ansätze basieren auf reinen Bildverarbeitungsmethoden unter Verwendung der Morphologiedaten. Diese Ansätze können grob unterteilt werden in *intensitätsbasierte* und *modellbasierte* Verfahren. Intensitätsbasierte Verfahren basierend auf dem optischen Fluss werden beispielsweise für CT [65] und PET [99] beschrieben. Modellbasierte Ansätze benötigen meist eine Segmentierung von Endokard und Epikard [167, 142]. Anhand der Segmentierungen werden Kräfte berechnet, welche auf ein biomechanisches Modell einwirken und zu einer Bewegung bzw. Deformation führen. Zur numerischen Modellierung werden meist Finite Elemente Modelle eingesetzt.

Neben den reinen bildverarbeitungsbasierten Ansätzen existieren auch Verfahren, welche funktionelle Daten der Modalitäten verwenden. Durch Phasenkontrast-MRT-Aufnahmen [121, 167, 127] können partielle Geschwindigkeitsfelder von Herzwand und Fluss erhoben werden. Mittels Tagging-Magnetresonanzaufnahmen [154, 84, 140, 205] können dünn verteilte (engl. sparse) Geschwindigkeitsinformationen an bestimmten Punkten bestimmt werden, welche die Basis einer Geschwindigkeitsrekonstruktion bilden. Dabei ist Tagging-MRT allerdings als halb-funktionelles Verfahren einzustufen, da ein Bildverarbeitungsschritt notwendig ist, der aus den nicht-invasiven Landmarken (Tagging-Linien) Geschwindigkeitsinformationen berechnet. Fatouraee et al. beschreiben ein Verfahren, welches unter Einbeziehung von physikalisch motivierten Regularisierungstermen und Geschwindigkeitsinformationen aus Phasenkontrast-MRT-Daten vektorielle Flussgeschwindigkeiten rekonstruiert [56]. Zur Regularisierung wird hier neben einer Glattheitsbedingungen auch die Divergenzfreiheit einer inkompressiblen Strömung herangezogen.

3.2. Mathematische Grundlagen

Im Folgenden werden einige für das weitere Verständnis wichtige mathematische Grundlagen erläutert. Insbesondere werden inverse Probleme beschrieben. Sofern nicht anders angegeben, sind die Grundlagen aus [115, 69] entnommen.

Ein technisches System kann allgemein beschrieben werden durch Eingang x , Systemgleichungen A und Ausgang b (Abb. 3.2). Im kontinuierlichen Fall werden die Systemgleichung üblicherweise durch (partielle) Differentialgleichungen beschrieben ($G = x_a/x_e$, wobei G die Übertragungsfunktion und x_e, x_a den Ein- und Ausgang im Frequenzbereich bezeichnen), im diskreten Fall (F1) durch Matrizen mit $Ax = b$. Im klassischen Fall wird nun bei bekanntem Eingang x und bekanntem System A der Ausgang b berechnet. Nun können weitere Fälle auftreten. Im Fall (F2) soll bei bekanntem Eingang x und Ausgang b das System A bestimmt werden. Hier spricht man von Systemidentifikation. Im Fall (F3) soll bei bekanntem System A und Ausgang b der Eingang x berechnet werden. Das ist der klassische Fall inverser Probleme. In der Ingenieurwissenschaft treten solche Fragestellungen meist dann auf, wenn die gewünschte Größe nicht direkt gemessen werden kann sondern nur ein von ihr abhängiger Wert. Beispielsweise will man in der Computertomographie lokale Absorptionskoeffizienten bestimmen, kann jedoch nur Absorptionsprofile messen.

3.2.1. Inverse und schlecht gestellte Probleme

Inverse Probleme lassen sich folgendermaßen definieren:

Definition 1. Gegeben sei ein System mit $Ax = b$ und $A : X \rightarrow Y$. Als **inverses Problem** bezeichnen wir die Bestimmung von x mit $A^{-1}b = x$ und $A^{-1} : Y \rightarrow X$.

Die Begriffe “Vorwärtsproblem” und “inverses Problem” sind je nach Betrachtungsweise austauschbar. Charakteristisch für inverse Probleme ist, dass diese oft schlecht gestellt (ill-posed) sind. Die schlecht Gestelltheit eines Problem wird nach Hadarmard folgendermaßen definiert [115]:

Definition 2. Gegeben sei $A : X \rightarrow Y$. Das Problem (A, X, Y) heisst **gut gestellt**, wenn

1. $Ax = b$ für jedes $b \in Y$ eine Lösung hat
2. diese Lösung eindeutig ist,
3. die Lösung stetig von den Daten abhängt.

Ist eine dieser Bedingungen nicht erfüllt, so nennen wir das Problem **schlecht gestellt**.

3.2.2. Verallgemeinerte Inverse

Soll x aus $Ax = b$ bestimmt werden, existiert nur für $b \in R(A)$ eine Lösung, wobei $R(A) = \{Ax|x \in X\}$ den Bildraum von A bezeichnet. Nun wird der Defekt zu

$$J(x) := \|Ax - b\| \quad (3.1)$$

definiert. Für alle $b \notin R(A)$ löst das Minimum

$$\min_{x \in X} J(x) = \min_{x \in X} \|Ax - b\| \quad (3.2)$$

das Problem annähernd. Ist x dadurch nicht eindeutig bestimmt, wird das x mit kleinster Norm

$$x : \|x\| < \|u\| \quad \forall u \quad \text{mit} \quad J(u) = J(x) = \min J \quad (3.3)$$

als *Moore-Penrose Lösung* bzw. *verallgemeinerte Lösung* bezeichnet. Die dadurch definierte Abbildung $A^\dagger : Y \rightarrow X$ mit $A^\dagger b = x^\dagger$ bezeichnet man als *verallgemeinerte Inverse* bzw. *Moore-Penrose-Inverse* und x^\dagger als *Minimum-Norm-Lösung*[156]. Ist A^\dagger nicht stetig, können kleine Fehler in den Daten noch zu großen Fehlern im Ergebnis führen (Verletzung von Punkt 3 aus Definition 2.). Abhilfe schafft hier ein Familie von Abbildungen $T_\lambda : Y \rightarrow X$ mit

$$\lim_{\lambda \rightarrow 0} T_\lambda b = A^\dagger b \quad \text{für} \quad b \in D(A^\dagger), \quad (3.4)$$

wobei $D(A^\dagger)$ den Definitionsbereich bezeichnet. Diese Familie von Abbildungen bezeichnet man als *Regularisierungen*. Stehen gestörte Eingangsdaten \tilde{b} zur Verfügung, berechnet sich die Näherungslösung zu $\tilde{x}_\lambda = T_\lambda \tilde{b}$, wobei man den Gesamtfehler mittels

$$\tilde{x}_\lambda - x = T_\lambda(\tilde{b} - b) + (T_\lambda - A^\dagger)b \quad (3.5)$$

auftrennen kann in *Datenfehler* $e_d = T_\lambda(\tilde{b} - b)$ und *Regularisierungsfehler* $e_r = (T_\lambda - A^\dagger)b$.

3.2.3. Singulärwertzerlegung

Betrachten wir im folgenden diskrete Probleme. Ein wichtiges Werkzeug zur Beurteilung von schlecht gestellten Problemen ist die Singulärwertzerlegung.

Definition 3. Die *Singulärwertzerlegung (SVD)* einer Matrix A ist eine Zerlegung der Form

$$A = U \Sigma V^T = \sum_{i=1}^n u_i \sigma_i v_i^T, \quad (3.6)$$

wobei $U = (u_1, \dots, u_n) \in \mathbb{R}^{m \times n}$ und $V = (v_1, \dots, v_n) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ Matrizen mit orthogonalen Spalten ($U^T U = V^T V = I_n$) und $\Sigma = \text{diag}(\sigma_1, \dots, \sigma_n)$ eine Diagonalmatrix mit nichtnegativen Elementen $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \dots \geq \sigma_n \geq 0$ bezeichnet. Die Elemente σ_i heißen Singulärwerte von A .

Die SVD ist eng verwandt mit der Eigenwertzerlegung von $A^T A$. Der Rang $\text{rang}(A)$ bezeichnet die Anzahl linear unabhängiger Spalten in A und ist gleich der Anzahl von Singulärwerten mit $\sigma_i > 0$. Singulärwerte $\sigma_i \sim 0$ wirken sich bei gestörten Eingangsdaten stark auf die Lösung aus. Deshalb bezeichnet man den *numerischen ϵ -Rang* einer Matrix als die Anzahl Singulärwerte größer ϵ . Man kann nach [69] nun zwischen *rang-defizienten Problemen* und *schlecht-gestellten Problem* unterscheiden. Bei rang-defizienten Problem existiert eine Ansammlung kleiner Singulärwerte $\sigma_i \sim 0$ mit einem signifikanten Sprung zum nächsthöheren Singulärwert. Bei schlecht-gestellten Problemen gehen die Singulärwerte ohne signifikanten Sprung gegen Null. Dabei ist Anzumerken, dass eine Rang-Defizienz ein Sonderfall der Schlecht-Gestelltheit ist.

Mittels SVD läßt sich nun

$$Ax = \sum_{i=1}^n \sigma_i \langle v_i^T, x \rangle u_i = b \quad (3.7)$$

und

$$A^{-1}b = \sum_{i=1}^n \sigma_i^{-1} \langle u_i^T, b \rangle v_i = x \quad (3.8)$$

schreiben. Hieraus erkennt man, dass kleine Singulärwerte große Auswirkungen auf die Lösung des inversen Problems haben. Mit diesen Erkenntnissen läßt sich nun ein rang-defizientes Problem lösen mittels

$$A^\dagger b = \sum_{\sigma_n > 0} \sigma_n^{-1} \langle b, u_n \rangle v_n \quad (3.9)$$

und ein ϵ -rang-defizientes Problem mittels

$$A^\dagger b = \sum_{\sigma_n > \epsilon} \sigma_n^{-1} \langle b, u_n \rangle v_n. \quad (3.10)$$

Allgemeiner läßt sich damit ein schlecht-gestelltes Problem lösen zu

$$T_\lambda b = \sum_{\sigma_n > 0} \sigma_n^{-1} F_\lambda(\sigma_n, b) \langle b, u_n \rangle v_n, \quad (3.11)$$

wobei $F_\lambda(\sigma_n, b)$ als Filterfaktoren bezeichnet werden.

Definition 4. Die Verwendung der Filterfaktoren

$$F_\gamma(\sigma) \begin{cases} 1 & \sigma > \gamma \\ 0 & \sigma \leq \gamma \end{cases} \quad (3.12)$$

bezeichnet man als **abgeschnittene Singulärwertzerlegung**.

Weiterhin läßt sich mittels SVD die wichtige Konditionszahl einer Matrix A definieren. Sie ist ein Maß für die Sensitivität der Lösung bzgl. Störungen der Eingangsdaten und definiert zu:

Definition 5. Die Zahl $\kappa = \text{cond}(A) = \|A\|_2 \|A^\dagger\|_2 = \frac{\sigma_1}{\sigma_{\text{rang}(A)}}$ bezeichnet man als **Konditionszahl** von A , wobei $\|\cdot\|_2$ die Spektralnorm bezeichnet.

3.2.4. Tikhonov-Regularisierung

Eine Methode zur Regularisierung ist der Einbezug von Vorwissen über die Lösung, z.B. ihre Glattheit. Dazu wird Gleichung 3.1 um einen Term erweitert.

Definition 6. Das Funktional

$$J_\lambda(x) := \|Ax - b\|^2 + \lambda^2 \Omega(x) \quad (3.13)$$

bezeichnet man als **Tikhonov-Funktional** bzw. **Tikhonov-Regularisierung** und $\Omega(x)$ als **Strafterm** bzw. **Regularisierungsterm**. Die regularisierte Lösung berechnet sich zu

$$x_\lambda = \arg \min_x \{ \|Ax - b\|^2 + \lambda^2 \Omega(x) \} \quad (3.14)$$

Im diskreten Fall läßt sich die Tikhonov-Regularisierung schreiben als

$$x_\lambda = \arg \min_x \{ \|Ax - b\|_2^2 + \lambda^2 \|Lx\|_2^2 \} \quad (3.15)$$

bzw.

$$x_\lambda = A_\lambda^\# b \quad \text{mit} \quad A_\lambda^\# = (A^T A + \lambda L^T L)^{-1} A^T. \quad (3.16)$$

Dabei bezeichnet $A_\lambda^\#$ die Tikhonov-regularisierte Inverse und L die Regularisierungsmatrix. Durch die Tikhonov-Regularisierung werden für $L = I_n$ (Einheitsmatrix) die Filterfaktoren $F_\lambda(\sigma_i) = \frac{\sigma_i^2}{\sigma_i^2 + \lambda^2}$ gemäß Gleichung 3.11 definiert.

3.2.5. Projektionsoperator und Orthogonalprojektion

Zur mathematischen Formulierung der Doppler-Abbildung in Kapitel 3.3.1 sind die Begriffe Orthogonalraum, Projektion und Orthogonalprojektion von Bedeutung und

wie Folgt definiert (siehe [156],275ff.):

Definition 7. Zwei Elemente x und y eines Innenproduktraumes X (d.h. für X ist ein Skalarprodukt definiert) heißen **orthogonal** zueinander ($x \perp y$), wenn $\langle x, y \rangle_X = 0$ ist. Zwei Teilmengen U und V von X stehen orthogonal aufeinander ($U \perp V$), wenn alle ihre Elemente wechselseitig orthogonal zueinander sind. Die Menge $U^\perp := \{x \in X | x \perp U\}$ heisst **Orthogonalraum** von U in X .

Mit dieser Definition läßt sich eine **Orthogonalzerlegung** $X = U \oplus U^\perp$ herleiten, d.h. jedes Element $x \in X$ läßt sich zerlegen in $x = u + v$ mit $u \in U$ und $v \in U^\perp$.

Definition 8. Sei $U \subset X$. Die Abbildung $P_U : X \rightarrow U$, definiert durch $P_U : x \rightarrow u$ mit $x = u + v, u \in U$ und $v \in U^\perp$ heisst **Orthogonalprojektion** oder **orthogonaler Projektor** von X auf U .

3.2.6. Variationsrechnung

Die Variationsrechnung befasst sich mit der Minimierung von Funktionalen. Ein allgemeines Variationsproblem

$$\int_{\Omega} L \left(\vec{v}, \frac{\partial v_q}{\partial x_p}, \vec{x} \right) d\Omega \rightarrow \min_v \quad (3.17)$$

einer vektoriiellen Funktion $\vec{v} : \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}^m$ mit $\vec{v}(\vec{x}) = (v_1(\vec{x}), \dots, v_m(\vec{x}))$ und $\mathbb{R}^n \supset \Omega \ni \vec{x} = (x_1, \dots, x_n)$ wird minimiert durch Lösung der zugehörigen Euler-Lagrange-Gleichungen [89]

$$\frac{\partial L}{\partial v_q} - \sum_{p=1}^n \frac{\partial}{\partial x_p} \frac{\partial L}{\partial (\partial_p v_q)} = 0, \quad q = 1 \dots m. \quad (3.18)$$

Gleichung (3.18) beschreibt ein System gekoppelter partieller Differentialgleichungen. Die Anwendung der zuvor beschriebenen Tikhonov-Regularisierung auf kontinuierliche Daten führt zu solchen Variationsproblemen.

3.3. Methoden

In den folgenden Abschnitten wird eine neue Methode zur Rekonstruktion von Vektorfeldern aus Dopplermessungen vorgestellt. Zunächst wird in Abschnitt 3.3.1 die grundlegende Lösungsidee beschrieben. Danach wird das Problem als inverses Problem modelliert (Abschnitt 3.3.2) und Lösungsmethoden dazu vorgestellt (Abschnitt 3.3.3 und 3.3.4). In den weiteren Abschnitten wird die Integration physikalischer Modelle (Abschnitt 3.3.5) und mehrerer Dopplermessungen (Abschnitt 3.3.6) sowie die Behandlung von Diskontinuitäten beschrieben (Abschnitt 3.3.7).

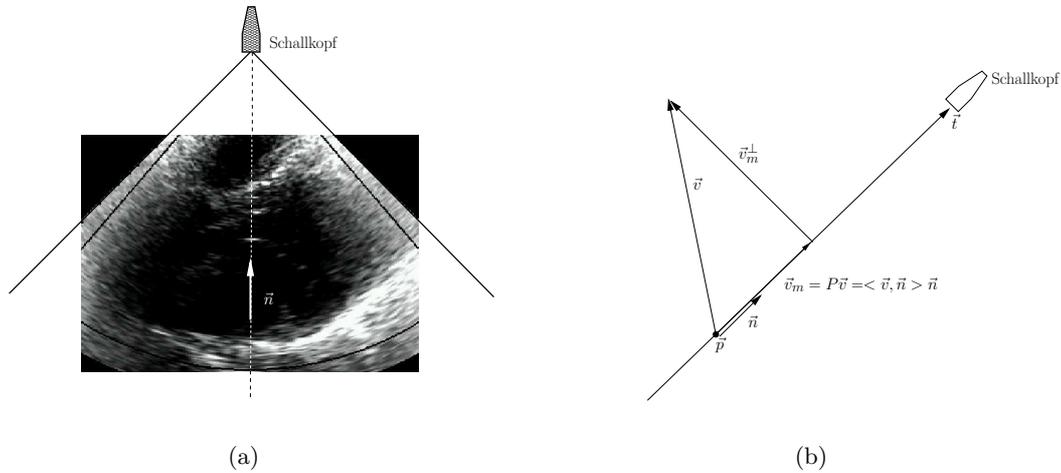


Abbildung 3.3.: Definition des Einheitsvektors \vec{n} in Richtung Schallkopf (links) und vereinfachte, graphische Veranschaulichung der Dopplermessung (rechts).

3.3.1. Problemstellung und Lösungsidee

Grundlage folgender Betrachtungen ist die Verwendung von konvexen Schallsonden (Abb. 3.3(a)), wie in der Herzbildgebung mittels Ultraschall üblich. Für diese Art von Schallsonden kann ein fester Bezugspunkt $\vec{t} = (t_x, t_y, t_z)^T \in \mathbb{R}^3$ der Schallausbreitung angegeben werden (Abb. 3.3). Zu jedem Punkt $\vec{p} = (x, y, z)^T \in \mathbb{R}^3$ des Doppler-Datensatzes wird die Geschwindigkeit in Richtung des Punktes \vec{t} dargestellt. Für jeden Punkt \vec{p} kann nun weiter ein Einheitsvektor $\vec{n} = (n_x, n_y, n_z)^T \in \mathbb{R}^3$ in Richtung \vec{t} zu

$$\vec{n}(\vec{p}) = \frac{\vec{t} - \vec{p}}{\|\vec{t} - \vec{p}\|} \quad (3.19)$$

definiert werden. Dieser Einheitsvektor ist offensichtlich abhängig vom betrachteten Raumpunkt. Im Folgenden wird nun eine Theorie der Geschwindigkeitsmessung für einen beliebigen fixen Raumpunkt $\vec{p} \in \mathbb{R}^3$ hergeleitet und Lösungsmöglichkeiten diskutiert.

Mit der Definition des Einheitsvektors \vec{n} aus Gleichung 3.19 können nun die mittels Doppler-Ultraschall gemessenen Geschwindigkeiten $\tilde{v}_m \in \mathbb{R}$ dargestellt werden als das Skalarprodukt

$$\begin{aligned} \tilde{v}_m &= \langle \vec{v}, \vec{n} \rangle \\ &= \|\vec{v}\| \|\vec{n}\| \cos \alpha \\ &= v_x n_x + v_y n_y + v_z n_z, \end{aligned} \quad (3.20)$$

der wahren Geschwindigkeit $\vec{v} = (v_x, v_y, v_z)^T \in \mathbb{R}^3$ mit dem Einheitsvektor \vec{n} (Abb. 3.3(b)). Wir kennen zu jeder Messung also nicht nur die gemessene Geschwindigkeitssamplitude \tilde{v}_m sondern auch den zugehörigen Einheitsvektor in Richtung Schallkopf. Damit können wir einen Vektor $\vec{v}_m \in \mathbb{R}^3$ definieren zu

$$\vec{v}_m = \tilde{v}_m \vec{n} = \langle \vec{v}, \vec{n} \rangle \vec{n}. \quad (3.21)$$

Dies kann modelliert werden als Projektionsoperation

$$\vec{v}_m = P[\vec{v}] \quad (3.22)$$

mit $P : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$ und

$$P[\cdot] = \langle \cdot, \vec{n} \rangle \vec{n} \quad (3.23)$$

$$= \begin{pmatrix} n_1 n_1 & n_1 n_2 & n_1 n_3 \\ n_2 n_1 & n_2 n_2 & n_2 n_3 \\ n_3 n_1 & n_3 n_2 & n_3 n_3 \end{pmatrix}. \quad (3.24)$$

Aus den Definitionen von Kapitel 3.2.5 wird ersichtlich, dass ein Projektionsoperator P die Bedingung $P^2[v] = P[P[v]] = P[v]$ erfüllt. Dies gilt im Falle der Dopplermessungen wegen

$$\begin{aligned} P[P[\vec{v}]] &= \langle \langle \vec{v}, \vec{n} \rangle \vec{n}, \vec{n} \rangle \vec{n} \\ &= \langle \vec{v}_m, \vec{n} \rangle \vec{n} \\ &= \langle \tilde{v}_m \vec{n}, \vec{n} \rangle \vec{n} \\ &= \tilde{v}_m \langle \vec{n}, \vec{n} \rangle \vec{n} \\ &= \tilde{v}_m \vec{n} = P[\vec{v}]. \end{aligned} \quad (3.25)$$

Aus obigen Betrachtungen erkennt man, dass nur die zu dem Einheitsvektor \vec{n} parallele Geschwindigkeitskomponente gemessen wird, die orthogonale Komponente $\vec{v}_m^\perp \in \mathbb{R}^3$ ist “unsichtbar” (Abb. 3.3(b)). Der wahre Geschwindigkeitsvektor \vec{v} ist die Summe $\vec{v} = \vec{v}_m + \vec{v}_m^\perp$ des gemessenen Geschwindigkeitsvektors \vec{v}_m mit der orthogonalen Geschwindigkeitskomponente \vec{v}_m^\perp . Dieser Sachverhalt wird in Anlehnung an das Blendenproblem des optischen Flusses [82] als “Doppler Blendenproblem” bezeichnet.

Durch den Messwert \vec{v}_m wird ein linearer Unterraum

$$\mathbb{R}^3 \supset V_m^\perp = \{\vec{v} \in \mathbb{R}^3 \mid \langle \vec{v}, \vec{v}_m \rangle = 0\} \quad (3.26)$$

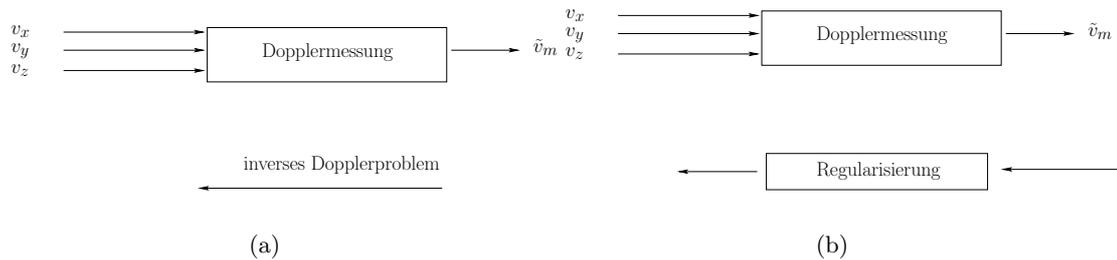


Abbildung 3.4.: Dopplermessung aus systemtheoretischer Sicht. Aus gegebenem Ausgang (Dopplermessung) und System (Physik der Dopplermessung) ist der Eingang (wahrer Geschwindigkeitswert) zu rekonstruieren (links). Dieses Problem ist nur unter Hinzunahme geeigneter Regularisierungen lösbar (rechts).

aufgespannt, welcher das orthogonale Komplement zu $V_m = \{\vec{v}_m\}$ bezeichnet. Die wahre Geschwindigkeit \vec{v} ist Element der linearen Mannigfaltigkeit

$$M(\vec{v}_m) = \vec{v}_m + V_m^\perp \quad (3.27)$$

$$= \{\vec{v}_m + \vec{v}_m^\perp \mid \vec{v}_m^\perp \in V_m^\perp\} \quad (3.28)$$

$$= \{\vec{v} \in \mathbb{R}^3 \mid \left\langle \vec{v}, \frac{\vec{v}_m}{\|\vec{v}_m\|} \right\rangle = \|\vec{v}_m\|\}, \quad (3.29)$$

welche eine Ebene im \mathbb{R}^3 beschreibt (Abb. 3.5(a)).

Aus Gleichung (3.20) wird offensichtlich, dass aus einer Messung \tilde{v}_m an einem Punkt \vec{p} der wahre Geschwindigkeitsvektor \vec{v} nicht rekonstruiert werden kann: es gibt eine Gleichung für die drei Unbekannten v_x , v_y and v_z . Für einen einzelnen Punkt ist das Problem daher nicht lösbar, jedoch liefert eine 3D Doppler-Messung Geschwindigkeiten für ein komplettes Volumen. Abbildung 3.4 veranschaulicht den Dopplermessvorgang aus systemtheoretischer Sicht: die wahre Geschwindigkeit bestehend aus drei Komponenten (Input) wird mittels Dopplermessung (System) auf eine Geschwindigkeitskomponente (Output) abgebildet. Nun stellt sich die Frage, welcher Input bei gegebenem System den vorliegenden Output produziert. Wie in Kapitel 3.2.1 erläutert, werden solche Probleme als inverse Probleme bezeichnet, welche zudem meist schlecht gestellt sind.

In unserem Falle haben wir es zumindest um eine schlecht Gestelltheit im Sinne von (ii) nach Definition 2 zu tun: zu einem gegebenen Messwert existieren eine Vielzahl an potentiellen wahren Geschwindigkeiten (Abb. 3.5). Im nächsten Abschnitt werden wir die mathematische Formulierung auf volumetrische Messungen ausweiten und im Rahmen der Theorie inverser Probleme formulieren. Diese Erweiterung liefert im Gegensatz zu der punktuellen Betrachtung Lösungsmöglichkeiten unter Beachtung von Beziehungen zwischen benachbarten Punkten.

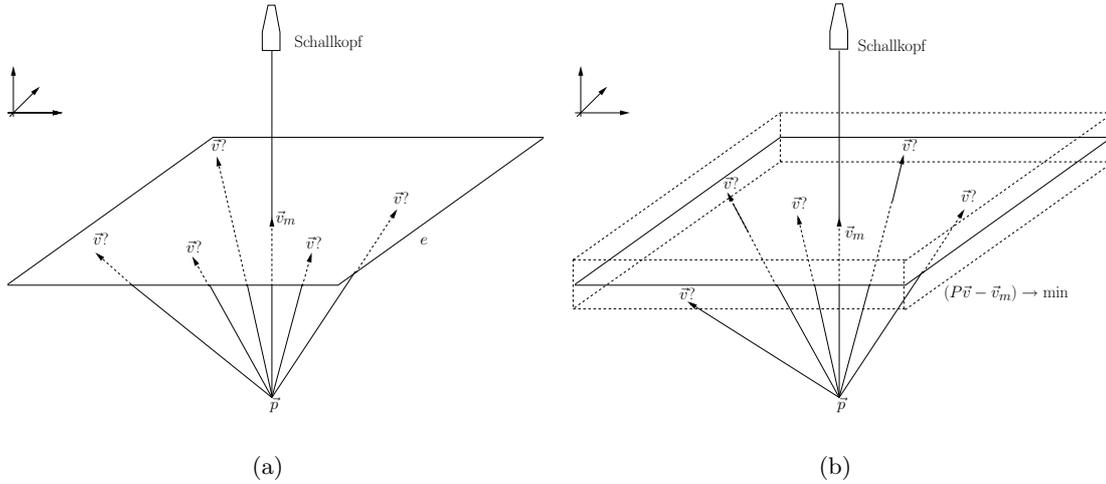


Abbildung 3.5.: Doppler-Blendenproblem: Die gemessene Geschwindigkeit \vec{v}_m spannt eine zu ihr orthogonale Ebene e mit allen möglichen wahren Geschwindigkeiten auf (links). Durch eine Tikhonov-Regularisierung wird die Doppler-Bedingung zu einem Quader “aufgeweitet”: die gesuchten Geschwindigkeiten müssen nicht mehr genau auf der Ebene e liegen (rechts).

3.3.2. Formulierung als inverses Problem

Zunächst bezeichnen wir nun das Skalarfeld der gemessenen Geschwindigkeiten mit $V_m \ni v_m : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}$ und das Vektorfeld der wahren Geschwindigkeiten mit $V \ni v : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$. Die Dopplermessung kann jetzt mittels Projektionsoperation $P : V \rightarrow V_M$ modelliert werden. Unter Einbeziehung der diskreten Eigenschaften von digitalen Bildern folgt nun

$$v_m = Pv, \tag{3.30}$$

mit $v_m \in \mathbb{R}^{ijk}$, $v \in \mathbb{R}^{3ijk}$. $P \in \mathbb{R}^{3ijk \times ijk}$ beschreibt eine tridiagonale Projektionsmatrix. Gleichung 3.30 wird im Folgenden “Doppler-Bedingung” genannt. Das Ziel eines Rekonstruktionsverfahrens ist nun die Lösung des inversen Problems

$$v = P^{-1}v_m. \tag{3.31}$$

Gleichung (3.31) beschreibt das *inverse Doppler-Problem*. Wie bereits erläutert, ist das Problem in Gleichung (3.31) schlecht gestellt im Sinne einer nicht eindeutigen Lösbarkeit. Dies kann durch Rangbestimmung der Matrix P mit $rank(P) = ijk < 3ijk$ verifiziert werden. Matrix P ist somit rangdefizient [69] und liefert für Gleichung (3.31) keine eindeutige Lösung.

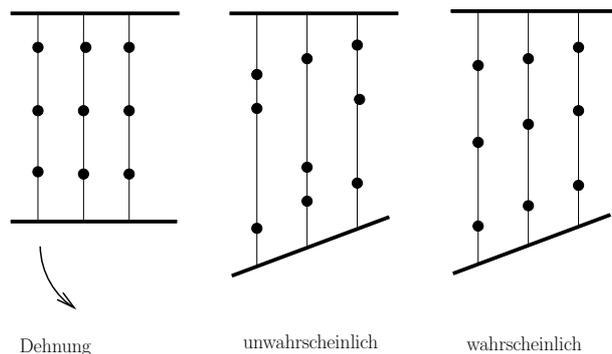


Abbildung 3.6.: Motivation der Glattheitsbedingung zur Regularisierung. Benachbarte Massepunkte eines Muskelstranges (schwarze Punkte) werden sich nach einer Dehnung (oder Stauchung) ähnlich verhalten (rechtes Bild). Eine Verteilung wie im mittleren Bild ist eher unwahrscheinlich.

3.3.3. Lösung des inversen Problems

Das inverse Problem aus Gleichung (3.31) kann mittels Tikhonov-Regularisierung gelöst werden (siehe Kapitel 3.2.1). Bei der Tikhonov-Regularisierung wird bekanntes Vorwissen, sogenannte *a-priori* Information, in den Lösungsprozeß integriert. Die Idee ist nun, das Problem aus Gleichung (3.31) in das Minimierungsproblem

$$v = \arg \min_v (E_d(v) + \lambda E_r(v)) \tag{3.32}$$

$$= \arg \min_v (\|Pv - v_m\|^2 + \lambda \|Lv\|^2), \tag{3.33}$$

zu transformieren, wobei L bzw. $E_r(v)$ die Regularisierung beschreibt. Weiterhin beschreibt $E_d(v)$ das Datenfunktional bzw. die Abweichung der Lösung von den Messdaten. Der Parameter λ kontrolliert den Einfluss des Regularisierungsterms auf den Lösungsprozess. Für die Bestimmung von Gewebe-Geschwindigkeiten ist eine einfache und plausible Regularisierungsbedingung die räumliche Glattheit (Abb. 3.6). Durch die Hinzunahme eines Regularisierungsterms wird die Doppler-Bedingung zugunsten des Regularisierungsterms, gesteuert durch den Regularisierungsparameter λ , “aufgeweicht” (Abb. 3.5(b)).

Für die Rekonstruktion von laminaren Fluss-Geschwindigkeiten können ebenfalls Glattheitsbedingungen eingesetzt werden [56]. Weitere Verbesserung versprechen hier Annahmen über die Divergenzfreiheit einer inkompressiblen Flüssigkeit (Erhaltung der Masse), wie in der Navier-Stokes-Gleichung beschrieben (siehe Kapitel 3.3.5).

Räumliche Glattheit kann modelliert werden durch die Minimierung der Summe der quadrierten partiellen Ableitungen $\sum_{i=1}^3 \|\nabla v_i\|^2$ des Geschwindigkeitsfeldes. Im kontinuierlichen Fall beschreibt Gleichung (3.32) ein Variationsproblem. Unter Einbezie-

hung der räumlichen Glattheit als Regularisierungsterm wird Gleichung (3.32) nun zu

$$v = \arg \min_v \int_{\Omega} (Pv - v_m)^2 + \lambda \sum_{i=1}^3 \|\nabla v_i\|^2 \, d\Omega. \quad (3.34)$$

Die zu Gleichung (3.34) gehörenden Euler-Lagrange-Gleichungen werden durch die Diffusionsgleichungen

$$(Pv - v_m)n_i - \lambda \Delta v_i = 0, \quad i = 1 \dots 3 \quad (3.35)$$

beschrieben, wobei $\Delta v = \text{div}(\nabla v)$ den Laplace-Operator bezeichnet (zur Herleitung siehe Kapitel 3.2.6 und Anhang). Gleichung (3.35) beschreibt ein System gekoppelter partieller Differentialgleichungen. Nach Einführung einer künstlichen Zeit t kann das Vektorfeld durch Lösung der zugehörigen Diffusions-Reaktions Gleichungen [192]

$$\frac{\partial v_i}{\partial t} = (Pv - v_m)n_i - \lambda \Delta v_i, \quad i = 1 \dots 3 \quad (3.36)$$

iterativ berechnet werden. Zur Diskretisierung von Gleichung (3.36) wird ein explizites Eulerschema basierend auf Finiten-Differenzen verwendet. Damit erhält man das Iterationsschema

$$v_i^{k+1}(x, y, z) = v_i^k(x, y, z) + \tau \left((Pv - v_m)n_i - \lambda d_i^k(x, y, z) \right) \quad i = 1, 2, 3, \quad (3.37)$$

bzw.

$$\mathbf{v}^{k+1} = \mathbf{v}^k + \tau \Delta \mathbf{v}^k, \quad (3.38)$$

wobei $d_i^k(x, y, z)$ den diskretisierten Laplace-Operator (siehe Anhang) und τ den Zeitschritt für das Iterationsschema bezeichnet.

3.3.4. Numerische Aspekte

Zur Vermeidung numerischer Instabilitäten des Iterationsschemas (3.38) muss der Zeitschritt τ die CFL-(Courant-Friedrichs-Levy) Bedingung erfüllen. In der praktischen Realisierung wird zunächst $\tau = 1$ gewählt. Nach jeder Iteration wird mittels $\mathbf{v}^{k+1} > \mathbf{v}_{instabil}$ geprüft, ob die Lösung instabil wird und divergiert. Ist dies der Fall, wird das Iterationsverfahren mit $\tau_{neu} = \frac{\tau}{2}$ neu gestartet. Das Iterationsverfahren wird abgebrochen, falls eine maximale Anzahl an Iterationen erreicht ist oder die Bedingung $\Delta \mathbf{v}^k < \epsilon_{konvergenz}$ erfüllt ist. Zur Implementierung wurde das Finite-Differenzen-Framework des Insight-Toolkits ITK [86] verwendet. Zur Lösung werden Neuman'sche Randbedingungen $\frac{\partial v}{\partial n} = 0$ auf $\delta\Omega$ (verschwindende Normalenableitung an den Rändern) eingesetzt.

3.3.5. Divergenzfreie Regularisierung

Die Strömung eines viskosen, inkompressiblen Fluids wird durch die Navier-Stokes Gleichungen

$$\partial_t v + (v \cdot \nabla) v - \nu \Delta v = -\frac{1}{\rho} \nabla p \quad (3.39)$$

$$\operatorname{div} v = 0 \quad (3.40)$$

beschrieben, wobei p den Druck, ρ die Reynoldszahl und ν die Viskosität beschreibt [66]. Der erste Teil beschreibt die Erhaltung der Bewegungsenergie, der zweite Teil ($\operatorname{div} v = 0$) beschreibt die Kontinuitätsgleichung bzw. die Erhaltung der Masse. Dieser lässt sich nun als zusätzlicher Regularisierungsterm in Gleichung (3.34) einsetzen und liefert

$$v = \arg \min_v \int_{\Omega} (Pv - v_m)^2 + \lambda_1 \sum_{i=1}^3 \|\nabla v_i\|^2 + \lambda_2 (\operatorname{div} v)^2 \, d\Omega. \quad (3.41)$$

Die zu Gleichung (3.41) gehörenden Euler-Lagrange-Gleichungen werden durch

$$f_i - \lambda_1 \Delta v_i - \lambda_2 \left(\frac{\partial}{\partial x_i} \operatorname{div} v \right) = 0, \quad i = 1 \dots 3 \quad (3.42)$$

bzw.

$$f - \lambda_1 \Delta v - \lambda_2 \nabla \operatorname{div} v = 0 \quad (3.43)$$

mit $f = (Pv - v_m)n$ beschrieben (zur Herleitung siehe Anhang). Nach Diskretisierung (siehe Anhang) erfolgt die Lösung analog dem vorherigen Kapitel.

3.3.6. Integration mehrerer Messungen

Das inverse Doppler-Problem lässt sich durch drei Messungen aus unterschiedlichen, möglichst orthogonalen Richtungen exakt lösen. Dazu müsste an jedem Punkt das Gleichungssystem

$$\begin{pmatrix} n_{1x} & n_{1y} & n_{1z} \\ n_{2x} & n_{2y} & n_{2z} \\ n_{3x} & n_{3y} & n_{3z} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} v_{m1} \\ v_{m2} \\ v_{m3} \end{pmatrix} \quad (3.44)$$

gelöst werden, wobei $\vec{n}_i = (n_{ix}, n_{iy}, n_{iz})^T$ die jeweiligen Einheitsvektoren in Richtung der unterschiedlichen Schallkopfpositionen und $\vec{v}_m = (v_{m1}, v_{m2}, v_{m3})^T$ die Messwerte bezeichnen. Bereits eine zweite Messung aus unterschiedlicher Richtung verspricht eine genauere Rekonstruktion. Dazu wird Gleichung (3.34) um zusätzlichen Messungen

erweitert. Damit ergibt sich

$$v = \arg \min_v \int_{\Omega} \sum_{i=1}^N \left((P_i v - v_{mi})^2 \right) + \lambda E_r(v) d\Omega, \quad (3.45)$$

wobei N die Anzahl der Messungen bezeichnet. Dieser Ansatz verpricht auch bei drei und mehr Messungen bessere Lösungen, da dadurch Rauschen und Inexaktheiten bei der Positionsbestimmung der Schallkopfpositionen regularisiert werden. Eine Umwandlung von Gleichung 3.45 in die zugehörigen Euler-Lagrange Gleichungen erfolgt analog Kapitel 3.3.3.

3.3.7. Diskontinuitätenerhaltende Rekonstruktion

Ein Problem bei der Lösung des inversen Doppler-Problems mittels des beschriebenen Verfahrens, ist die Diffusion über Objektgrenzen hinweg. Die Diffusionsgleichung (3.35) bewirkt eine ‘‘Verschmierung’’ der Objektgrenzen. Man benötigt eine diskontinuitätenerhaltende Regularisierung, welche Objektgrenzen berücksichtigt. Dazu werden verschiedene Verfahren beschrieben [180, 69, 191, 89]. Hier wird eine sogenannte segmentierungsgesteuerte Regularisierung verwendet. Das bedeutet, dass eine Segmentierung des Objektes, für welches Geschwindigkeiten rekonstruiert werden sollen, vorliegen muss. Statt Gleichung (3.34) wird nun

$$v = \arg \min_v \int_{\Omega_s} (Pv - v_m)^2 + \lambda \sum_{i=1}^3 \|\nabla v_i\|^2 d\Omega. \quad (3.46)$$

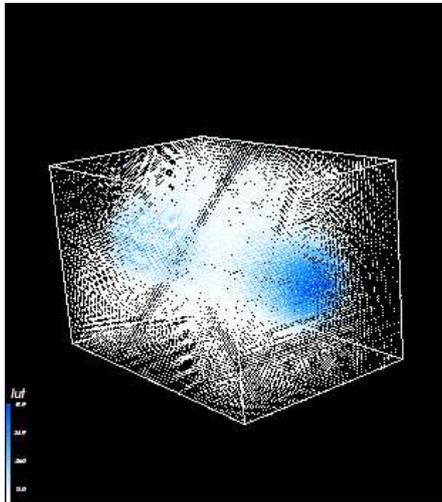
betrachtet, wobei Ω_s das Objekt beschreibt. Es wird damit nur innerhalb des Objektes regularisiert. Als Randbedingung werden hier ebenfalls Neuman-Bedingungen verwendet. Als neues Iterationsschema ergibt sich daraus

$$\mathbf{v}^{\mathbf{k}+1} = \mathbf{v}^{\mathbf{k}} + \tau \Delta \mathbf{v}_d^{\mathbf{k}}, \quad (3.47)$$

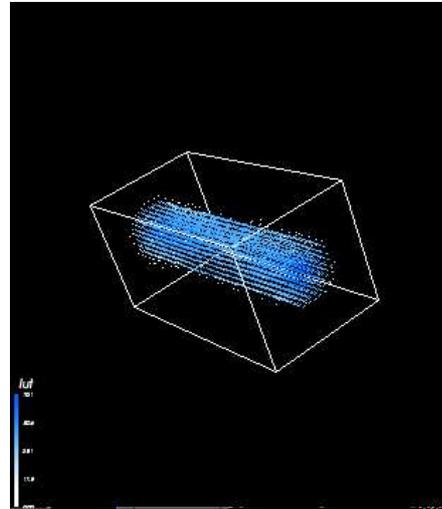
mit

$$\Delta \mathbf{v}_d^{\mathbf{k}} = \begin{cases} \Delta \mathbf{v}^{\mathbf{k}} & \text{in } \Omega_s \\ 0 & \text{sonst.} \end{cases} \quad (3.48)$$

Die Auswirkung einer segmentierungsgesteuerten Regularisierung zeigt Abb. 3.7.

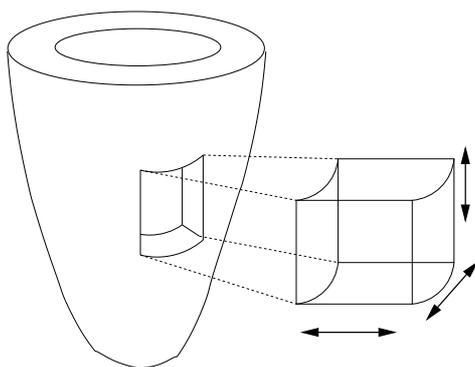


(a) Ohne Diskontinuitätenerhaltung

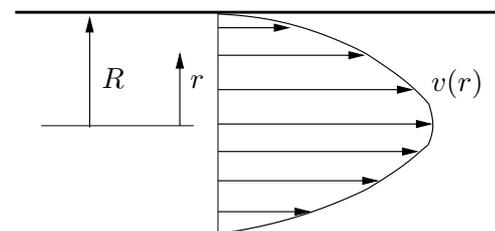


(b) Mit Diskontinuitätenerhaltung

Abbildung 3.7.: Diskontinuitätenerhaltende Rekonstruktion am Beispiel einer Flussrekonstruktion.



(a) Bewegungsmuster



(b) Flussprofil

Abbildung 3.8.: Simuliert werden typische Bewegungsmuster, wie sie innerhalb der Herzwand auftreten können (links). Zur Bewertung der Rekonstruktion von Flüssen werden laminare Flussprofile simuliert (rechts).

3.4. Simulationen

3.4.1. Bewegungsmuster

Zur Überprüfung der Machbarkeit wurden verschiedene Geschwindigkeitsmuster erzeugt, wie sie typischerweise in der Herzwand auftreten können (Abb. 3.8(a)). Betrachtet wird dabei ein kleiner, quaderförmiger Ausschnitt der Herzwand. Diese Muster wurden einer (virtuellen) Dopplermessung unterzogen und danach rekonstruiert. Die Größe eines Datensatzes entsprach $(20 \times 20 \times 20)$ Voxel. Folgende Geschwindigkeitsmuster wurden untersucht: Translation, Dehnung, Scherung, Kontraktion auf einen Punkt und Rotation um die z -Achse (Abb. 3.9). Die maximale Geschwindigkeitsamplitude wurde dabei zu $v_{max} = 5 \frac{cm}{s}$ festgelegt. Dies entspricht einer realistischen Geschwindigkeit innerhalb der Herzwand. Die Schallkopfposition war bei den virtuellen Messungen $\vec{t} = (10, 0, 10)$.

3.4.2. Flussmuster

Zur Bewertung von Flussrekonstruktionen wurden laminare Strömungsprofile (Poissonville-Strömung) in einer kreisförmigen Struktur mit Radius R mittels

$$v(r) = c \left(1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right) \quad (3.49)$$

mit $c = v_{max} = 100 \frac{cm}{s}$ erzeugt (Abb. 3.8(b)), einer simulierten Dopplermessung unterzogen und rekonstruiert (Abb. 3.9).

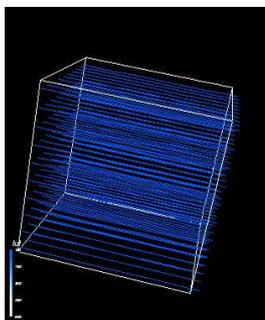
3.4.3. Rauschen

Zur Evaluation der Robustheit des Verfahrens bezüglich Rauschen wurden Datensätze mit normalverteiltem Rauschen $f(\mu = 0, \sigma)$ gestört (Abb. 3.10).

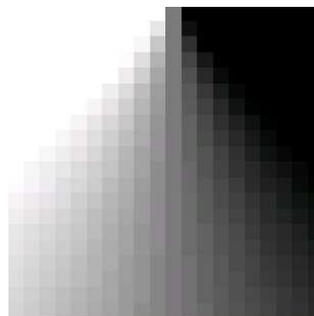
3.4.4. Fehlermaße

Zur Evaluation der Rekonstruktionsgenauigkeit wurden Winkelfehler

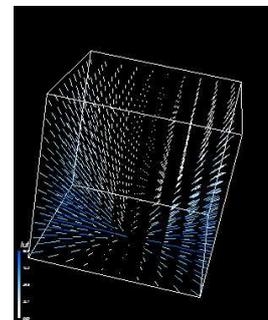
$$e_a = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N a_i, \quad a_i = \arccos \left\langle \frac{\vec{v}_i^t}{\|\vec{v}_i^t\|}, \frac{\vec{v}_i^r}{\|\vec{v}_i^r\|} \right\rangle = \angle(\vec{v}_i^t, \vec{v}_i^r), \quad (3.50)$$



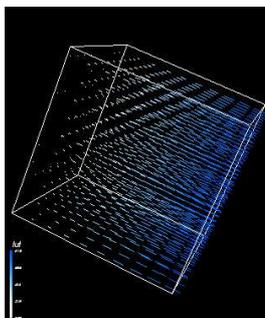
(a) Translation



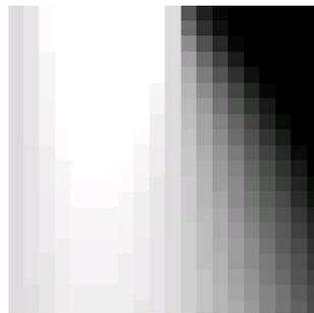
(b) Translation



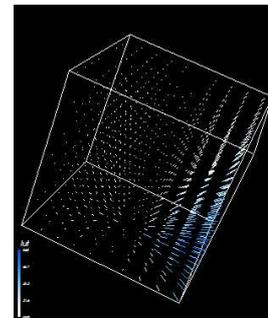
(c) Translation



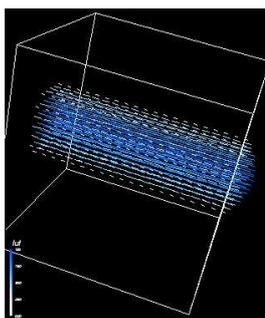
(d) Dehnung



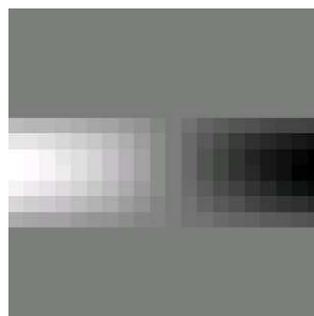
(e) Dehnung



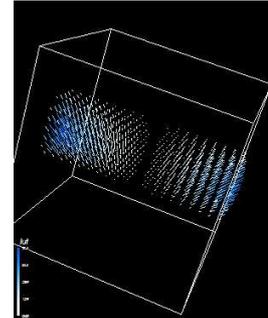
(f) Dehnung



(g) Fluss



(h) Fluss



(i) Fluss

Abbildung 3.9.: Beispiele für simulierte Geschwindigkeitsprofile. Linke Spalte: Original, mittlere Spalte: simulierte Dopplermessung, rechte Spalte: simulierte Dopplermessung mit Berücksichtigung der Schallkopfposition.

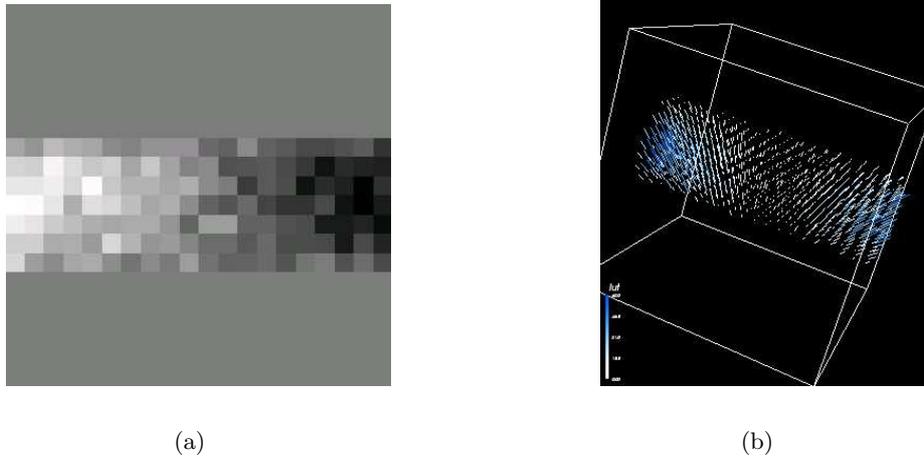


Abbildung 3.10.: Beispiele für verrauschte Daten mit $\sigma = 0.1v_{max}$. Links: nach simulierter Dopplermessung und (rechts) mit Berücksichtigung der Schallkopfposition.

und Distanzfehler

$$e_d = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d_i,$$

$$d_i = \|\vec{v}_i^t - \vec{v}_i^r\|, \quad (3.51)$$

bestimmt, wobei \vec{v}^t die wahre Geschwindigkeit, \vec{v}^r die rekonstruierte Geschwindigkeit und N die Anzahl an Bildpunkten bezeichnet. Der Winkelfehler e_a liefert den Winkel in $[\circ]$ zwischen wahrer und berechneter Geschwindigkeit, der Distanzfehler liefert die Amplitude des Abstandsvektors zwischen wahrer und berechneter Geschwindigkeit.

Relative Fehler \tilde{e}^k zum Iterationszeitpunkt k im Bezug zum Ausgangsfehler e^0 (bei Iteration 0) werden bestimmt zu $\tilde{e}_a^k = \frac{e_a^k}{e_a^0}$ bzw. $\tilde{e}_d^k = \frac{e_d^k}{e_d^0}$. Dabei bezeichnen die relativen Fehler \tilde{e}^k die Fehlerreduktion in Bezug auf die reine Dopplermessung, da das Iterationsschema zur Rekonstruktion der Geschwindigkeiten mit der Dopplermessung initialisiert wird (e^0 entspricht dem Fehler zwischen wahrer Geschwindigkeit und mittels Dopplermessung gemessener Geschwindigkeit unter Berücksichtigung der Schallkopfposition).

3.4.5. Numerische Parameter

In folgenden Rekonstruktionen wurde das Iterationsschema nach einer max. Anzahl $I_{max} = 5000$ von Iteration bzw. bei Erfüllung des Konvergenzkriteriums $\Delta \mathbf{v}^k < 0.001$ abgebrochen. Der Zeitschritt τ wurde zunächst zu $\tau = 1$ gewählt und bei Instabilität schrittweise halbiert, wobei ein instabiles Verhalten durch $\|\vec{v}_{mean}\| > 10 \cdot \|\vec{v}_{max}\|$ definiert wurde.

| Muster | absoluter Fehler | | relativer Fehler | |
|--------------------|-----------------------------|----------------------|-----------------------|----------------------|
| | Abstand $e_d[\frac{cm}{s}]$ | Winkel $e_a[^\circ]$ | Abstand \tilde{e}_d | Winkel \tilde{e}_a |
| Translation | 0.015 | 0.06 | 0.003 | 0.001 |
| Dehnung | 0.66 | 9.6 | 0.34 | 0.15 |
| Scherung | 1.18 | 14.4 | 0.54 | 0.23 |
| Punktinkontraktion | 1.53 | 31 | 0.78 | 0.59 |
| Rotation | 2.1 | 53 | 1.9 | 1.63 |
| Fluss 1 (r=4) | 2.3 | 1.5 | 0.41 | 0.18 |
| Fluss 2 (r=8) | 11.2 | 5.8 | 0.51 | 0.18 |

Tabelle 3.1.: Absolute und relative Fehler der Rekonstruktion verschiedener Geschwindigkeitsmuster.

3.5. Ergebnisse

3.5.1. Fehler in Abhängigkeit der Iteration

Bewegungsmuster

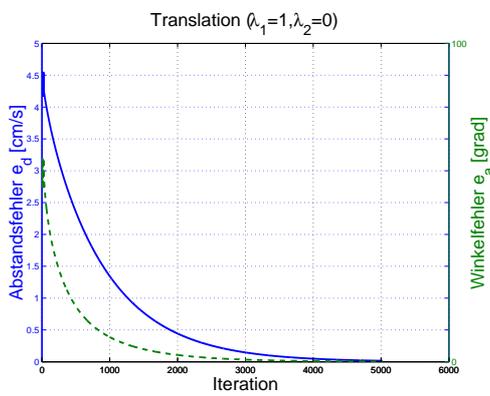
Bei den Bewegungsmustern Translation, Dehnung, Punktinkontraktion und Scherung konnte sowohl der Winkel- als auch der Abstandsfehler reduziert werden (Abb. 3.11 und Tabelle 3.1). Das Rotationsmuster konnte nicht rekonstruiert werden (relative Fehler > 1 , siehe Tabelle 3.1). Dies ist mit der Ähnlichkeit der Dopplermessung des Rotationsmusters mit der Dopplermessung des Translationsmusters zu erklären, es kann in diesem Fall nicht zwischen den beidem Mustern unterschieden werden (vergleiche Abb. 3.12 und Abb. 3.9(c)). Eine exakte Rekonstruktion konnte nur für das einfachste Translationsmuster erreicht werden. Dies ist mit der minimalsten Glattheit des Translationsmusters im Vergleich zu den anderen Mustern zu erklären. Es wird solange minimiert, bis Datenterm als auch Glattheitsterm verschwinden. Bei den anderen Mustern verbleibt immer ein Kompromiss zwischen Erfüllung der Glattheitsbedingung und Erfüllung des Datenterms.

Flussmuster

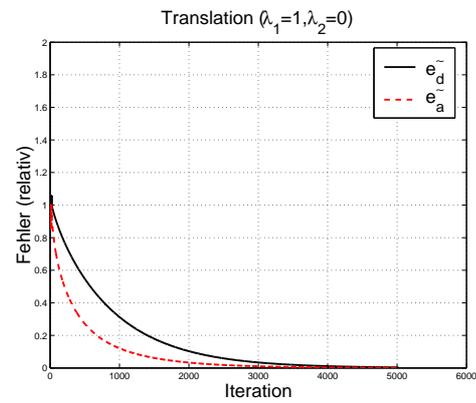
Der Winkelfehler des Poisonville-Flusses mit Radius $r = 4$ konnte auf 18% reduziert werden bei einer Reduktion des Abstandsfehlers auf $\sim 41\%$ (Tabelle 3.1). Bei einem Radius von $r = 8$ wurde der Winkelfehler ebenfalls auf 18% reduziert bei einer Reduktion des Abstandsfehlers auf $\sim 51\%$ (Abb. 3.11(e) und 3.11(f) sowie Tabelle 3.1).

3.5.2. Fehler in Abhängigkeit der Regularisierungsparameter

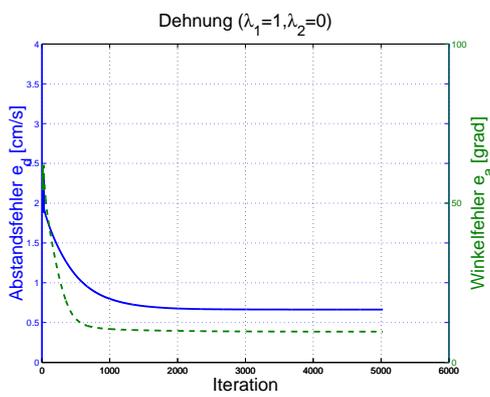
Die besten Ergebnisse werden für $\lambda_1 \gg \lambda_2$ erzielt. Die Ergebnisse verschlechtern sich, wenn $\lambda_2 > 0.1$ gewählt wird. Zudem reagiert für $\lambda_2 > 0.1$ die Lösung sensibler bzgl.



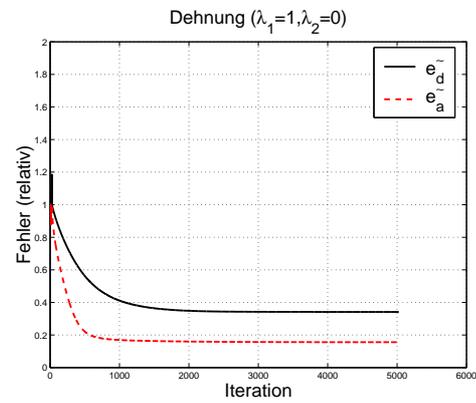
(a) Translation (absolut)



(b) Translation (relativ)



(c) Dehnung (absolut)



(d) Dehnung (relativ)

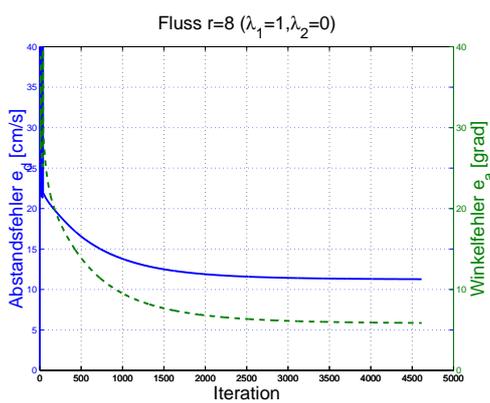
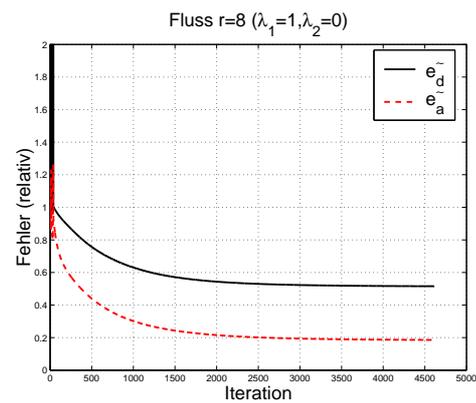
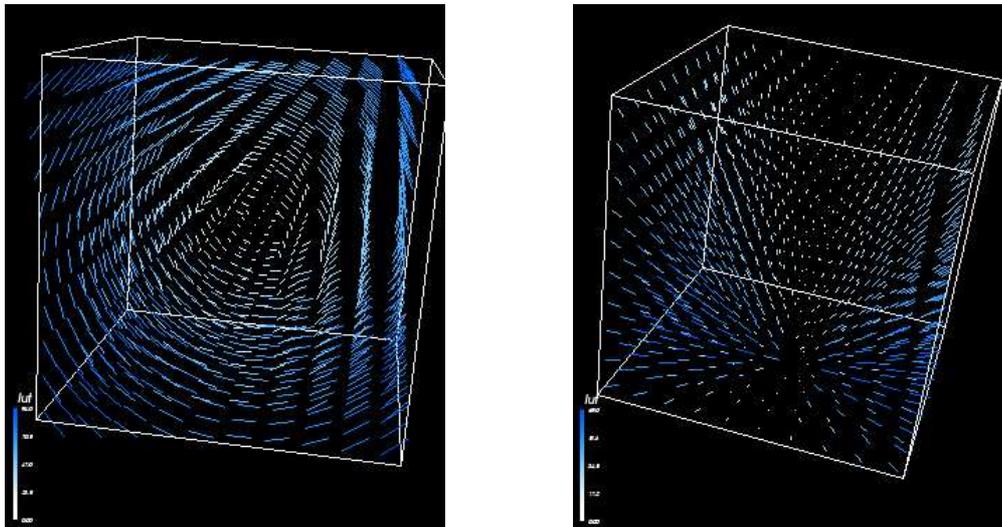
(e) Fluss $r=8$ (absolut)(f) Fluss $r=8$ (relativ)

Abbildung 3.11.: Beispiel des Konvergenzverhaltens der Rekonstruktion verschiedener Bewegungs- und Flussmuster ($\lambda_1 = 1, \lambda_2 = 0$).



(a) Rotation

(b) Dopplermessung

Abbildung 3.12.: Simuliertes Rotationsmuster und zugehörige Dopplermessung. Man erkennt, dass die Dopplermessung von Rotationsmuster und Translationsmuster (vgl. Abb. 3.9(c)) ähnlich sind. Daher kann das Rotationsmuster nicht rekonstruiert werden.

Wahl von λ_1 (Abb. 3.13). Dies gilt sowohl für die Rekonstruktion von Bewegungsmustern als auch für die Rekonstruktion von Flussmustern.

3.5.3. Fehler in Abhängigkeit des Rauschens

Bei der Rekonstruktion des Translationsmusters steigen relativer Abstandsfehler, relative Winkelfehler sowie die absoluten Fehler linear mit dem Rauschpegel (Abb. 3.14(a)). Bei den anderen Bewegungs- und Flussmustern ist ein robustes Verhalten gegenüber Rauschpegel erkennbar. Der relative Abstandsfehler als auch der relative Winkelfehler bleibt nahezu konstant (Abb. 3.14). Allgemein zeigt sich das Rekonstruktionsverfahren sehr robust gegenüber Störungen.

3.5.4. Fehler in Abhängigkeit der Anzahl von Messungen

Die Integration mehrerer Messungen aus verschiedenen Richtungen liefert i) schnellere Konvergenz und ii) genauere Ergebnisse (Abb. 3.15). Es ist zu beobachten, dass auch bei drei Messungen das Geschwindigkeitsfeld nicht exakt rekonstruiert wird. Bedingt durch die Konstruktion des Variationsfunktional wird immer ein Kompromiss zwischen Erfüllung des Datenterms und Erfüllung des Regularisierungsterms erzwungen. Allerdings zeigt sich die Rekonstruktion robust gegenüber Rauschen (Abb. 3.15(b) und 3.15(d)). Die Schallkopfpositionen waren dabei gewählt zu: $\vec{t}_1 = (N_x/2, 0, N_z/2)$, $\vec{t}_2 =$

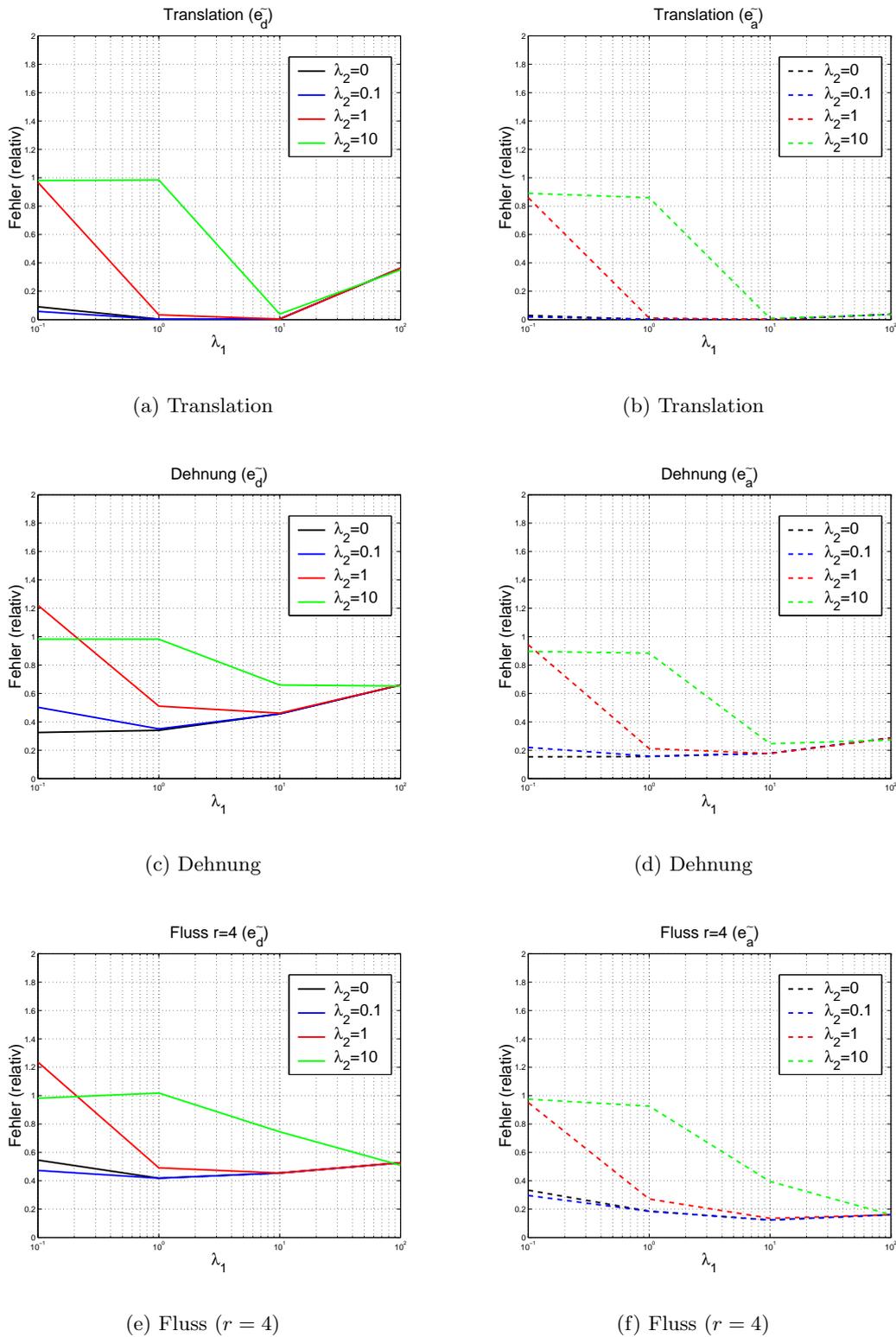
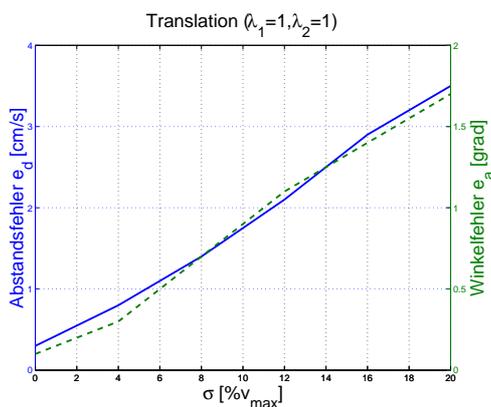
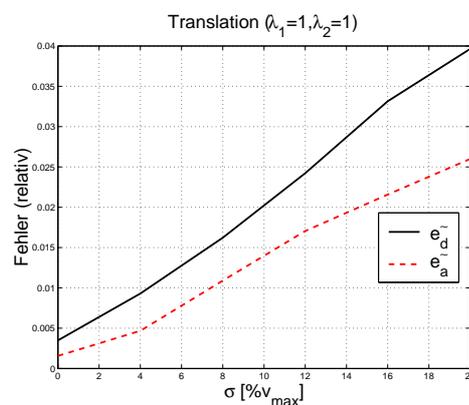


Abbildung 3.13.: Abhängigkeit des relativen Fehlers von den Regularisierungsparametern λ_1 und λ_2 am Beispiel verschiedener Bewegungs- und Flussmuster. Linke Spalte: Abstandsfehler, rechte Spalte: Winkelfehler.

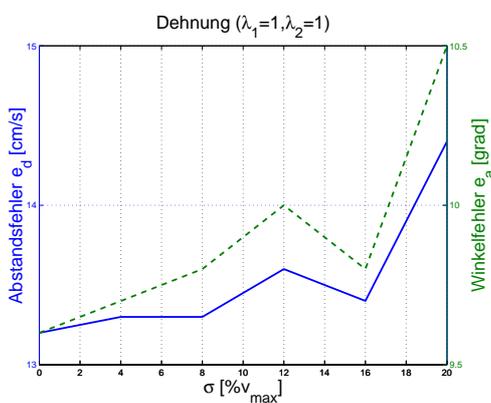
3. Mathematische Rekonstruktion dreidimensionaler Vektorfelder



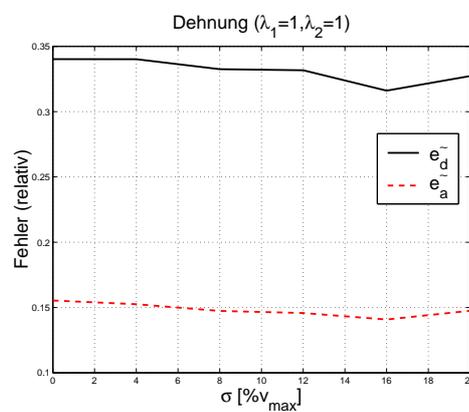
(a) Translation



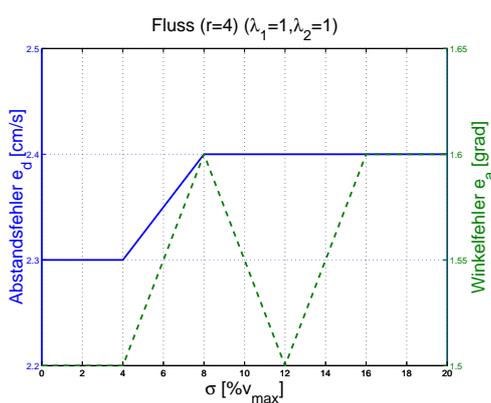
(b) Translation



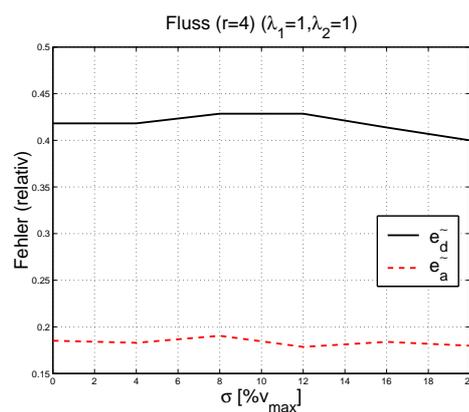
(c) Dehnung



(d) Dehnung



(e) Fluss ($r = 4$)



(f) Fluss ($r = 4$)

Abbildung 3.14.: Abhängigkeit der Lösung von Störeinflüssen am Beispiel verschiedener Bewegungs- und Flussmuster.

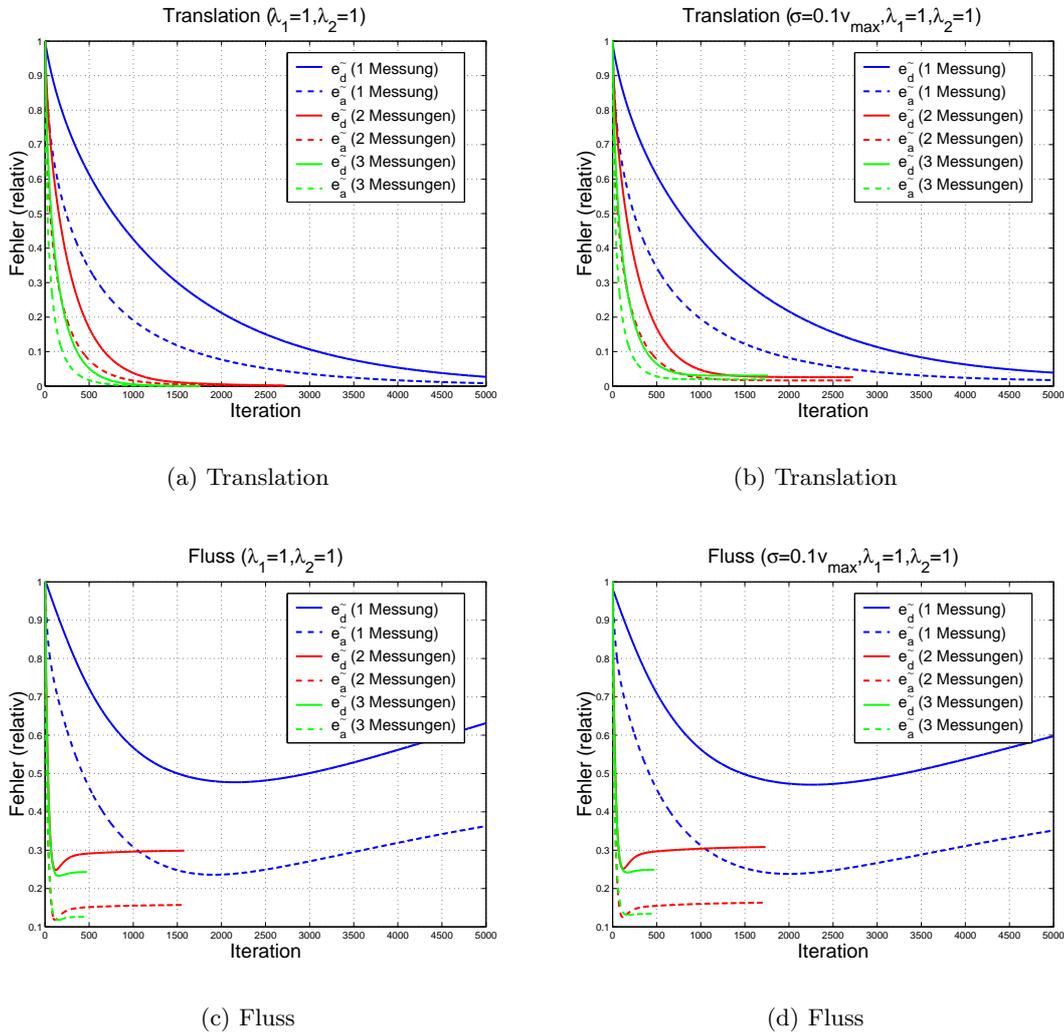


Abbildung 3.15.: Fehler in Abhängigkeit der Anzahl von Messungen. Linke Spalte: ohne Rauschen, rechte Spalte: mit Rauschen.

$(N_x/2, N_y/2, N_z/2), \vec{t}_3 = (N_x/2, N_y/2, 0)$, wobei N_i die Volumengröße in Dimension i bezeichnet.

3.5.5. Beispiel: In-vitro Fluss

In einem Schlauchsystem mit Durchmesser $d = 10\text{mm}$ wurden mittels Zentrifugalpumpe (Medtronic(BioMedicus), Modell 540, Minnesota, USA) laminare, stationäre Flüsse erzeugt. Zur besseren Messbarkeit mittels Doppler-Ultraschall wurde das Wasser mit Speisestärke (Mondamin, Unilever, London, England) angereichert. Die Flüsse wurden mit einem SONOS 5500 (Philips, Niederlande) mit multiplaner 3D TEE Sonde (T6H) aufgenommen. Die Flüsse wurden manuell segmentiert, da die Flussdaten teils erhebli-

che Doppler-Artefakte zeigten. Die Schallkopfposition wurde aus den Ultraschalldaten mit Bildverarbeitungsmethoden berechnet. Die Flussdaten wurden für verschiedene λ_1 und λ_2 rekonstruiert und qualitativ beurteilt. Gute Ergebnisse zeigten sich für $\lambda_1 \gg \lambda_2$ und $\lambda_2 > 0$ (Abb. 3.16(c)). Dies korreliert mit den Ergebnissen aus den Simulationen in den vorherigen Abschnitten. Für $\lambda_2 = 0$ und kleinem λ_1 konvergiert das Verfahren zu schnell mit unbefriedigenden Ergebnissen (Abb. 3.16(e)). Bei zu großem λ_2 kommt es zu physikalisch nicht plausiblen Ergebnissen (Abb. 3.16(d) und 3.16(f)).

3.5.6. Beispiel: In-vivo Fluss

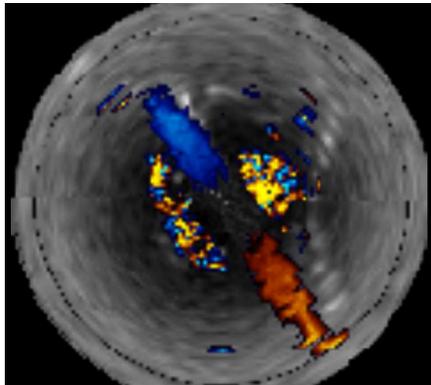
Das Verfahren wurde zur Rekonstruktion eines Flusses durch die Aorta verwendet (Abb. 3.17(a) und 3.17(b)). Die Flussdaten wurden intraoperativ mit einem SONOS 5500 (Philips, Niederlande) mit multiplaner 3D TEE Sonde (T6H) in der Herzchirurgie der Universitätsklinik Heidelberg (PD Dr. De Simone) aufgenommen. Die Aorta wurde manuell segmentiert und die Schallkopfposition aus den Bilddaten ermittelt. Auch hier werden in Übereinstimmung mit den in-vitro Versuchen die qualitativ besten Ergebnisse für $\lambda_1 \gg \lambda_2$ und $\lambda_2 > 0$ erzielt (Abb. 3.17).

3.6. Diskussion

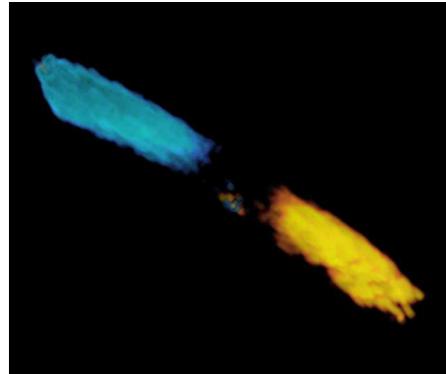
Das in diesem Kapitel neu vorgestellte Rekonstruktionsverfahren zeigte bei simulierten Geschwindigkeitsprofilen vielversprechende Ergebnisse. Eine Translationsbewegung kann vollständig rekonstruiert werden. Diese stellt allerdings den einfachsten Fall dar und entspricht nicht unbedingt realen Verhältnissen. Bei komplexeren Bewegungsmustern wie Dehnung und Scherung konnte der relative Abstandsfehler (Winkelfehler) in Bezug zur reinen Dopplermessung auf 34%(15%) bzw. 54%(23%) reduziert werden. Bei laminaren Flussprofilen konnte der relative Abstandsfehler (Winkelfehler) auf 41%(18%) reduziert werden. Qualitativ gute Ergebnisse wurden auch für die Rekonstruktion von in-vitro und in-vivo Flüssen erzielt, wobei eine quantitative Beurteilung noch aussteht. Dabei lieferte die Wahl der Regularisierungsparameter zu $\lambda_1 \in [1 \cdots 10]$ und $\lambda_1 \gg \lambda_2, \lambda_2 > 0$ die besten Ergebnisse. Dies zeigt, dass die Integration der Divergenzfreiheit ($\lambda_2 > 0$) in den Rekonstruktionsprozess zumindest bei Flussrekonstruktionen positiven Einfluss auf die Ergebnisse hat.

Das vorgestellte Verfahren ist in dieser Form nur bei konvexen Schallsonden anwendbar, eine Übertragung auf lineare Schallsonden scheint nicht möglich.

Bei der Rekonstruktion von realen Flussdaten ist eine korrekte Einstellung des Nyquist-Limits (max. messbare Geschwindigkeit) zu beachten. Bei Überschreiten dieser Geschwindigkeitsgrenze kommt es zu Umschlägen (positive Geschwindigkeiten erscheinen negativ und umgekehrt), welche die Rekonstruktion verfälscht.



(a) In-vitro Fluss (Schicht)



(b) In-vitro Fluss (3D Volumen)

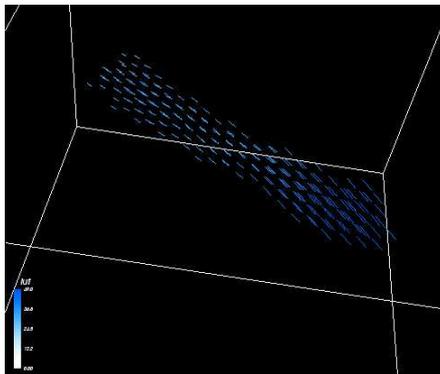
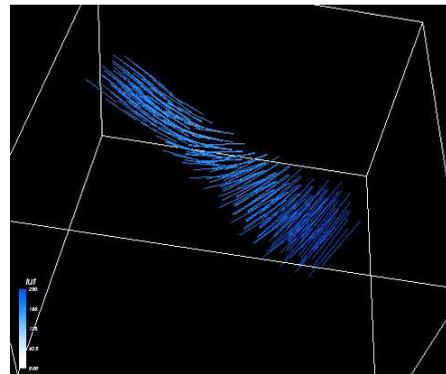
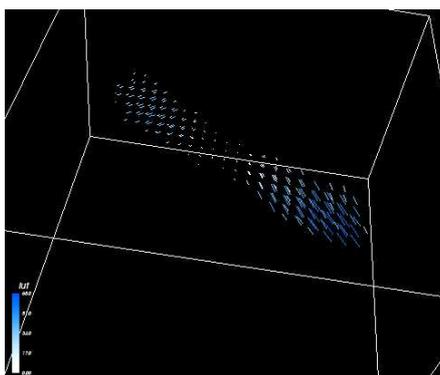
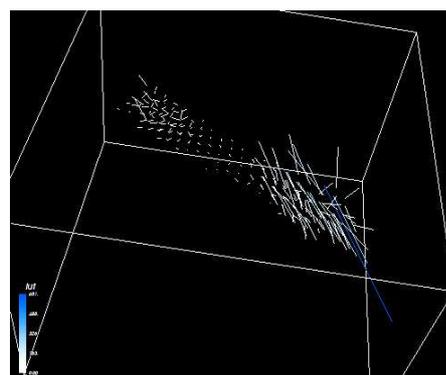
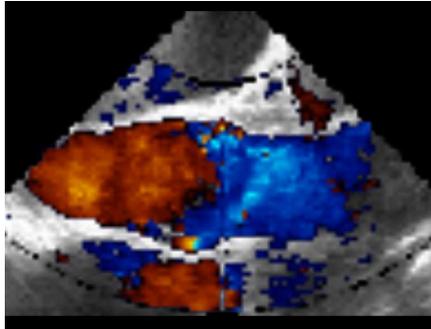
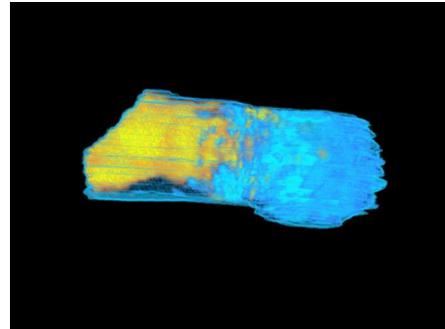
(c) $\lambda_1 = 10, \lambda_2 = 0.1$ (d) $\lambda_1 = 1, \lambda_2 = 1$ (e) $\lambda_1 = 1, \lambda_2 = 0$ (f) $\lambda_1 = 1, \lambda_2 = 10$

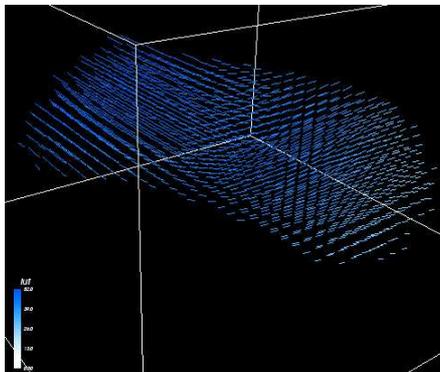
Abbildung 3.16.: Beispiel der Rekonstruktion eines in-vitro Flusses. Qualitativ gute Ergebnisse werden erzielt für $\lambda_2 > 0$ und $\lambda_1 \gg \lambda_2$ (Abb. (c)).



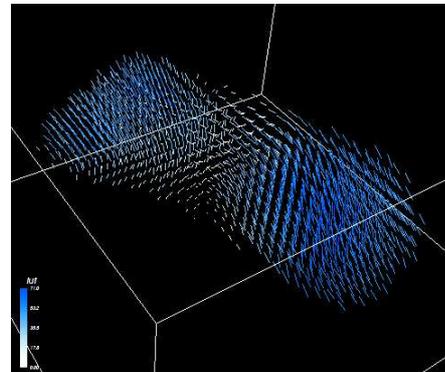
(a) In-vivo Fluss (Schicht)



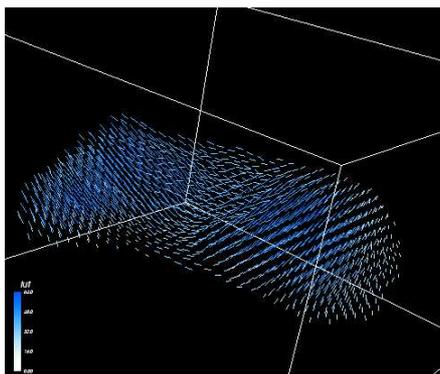
(b) In-vivo Fluss (3D Volumen)



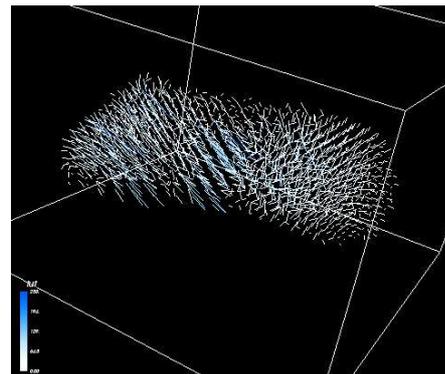
(c) $\lambda_1 = 10, \lambda_2 = 0.1$



(d) $\lambda_1 = 1, \lambda_2 = 1$



(e) $\lambda_1 = 1, \lambda_2 = 0$



(f) $\lambda_1 = 1, \lambda_2 = 10$

Abbildung 3.17.: Beispiel der Rekonstruktion eines in-vivo Flusses in der Aorta. Qualitativ gute Ergebnisse werden erzielt für $\lambda_2 > 0$ und $\lambda_1 \gg \lambda_2$ (Abb. (c)).

Das Verfahren benötigt zur diskontinuitätenerhaltenden Rekonstruktion eine Segmentierung der Region, innerhalb welcher Geschwindigkeiten rekonstruiert werden sollen. Wenn eine solche Segmentierung vorliegt, könnte zumindest bei laminaren Strömungen die Geschwindigkeitsrichtung tangential zur Gefäßrichtung angenommen werden. Rauschen, welches bei Doppler-Messungen in hohem Maße auftreten kann, würde dabei den Rekonstruktionsprozess erheblich verfälschen. Durch die Integration von physikalischem Wissen, wie bei dem hier vorgestellten Verfahren, kommt es auch bei starkem Rauschen noch zu stabilen Ergebnissen.

Aus medizinischer Sicht ist innerhalb von klinischen Studien zu bewerten, für welche Fragestellungen eine vektorwertige Geschwindigkeitsbestimmung neue diagnostische Informationen liefert. Für bestimmte Fragestellungen wie z.B. die Flussbestimmung innerhalb der Aorta ist eine vektorielle Geschwindigkeitsbestimmung sicherlich sinnvoll und erschliesst unter Umständen auch neue Anwendungsgebiete. Auch bei vergleichenden Untersuchungen sind vektorielle Geschwindigkeitsinformationen zur Vermeidung winkelabhängiger Fehler hilfreich.

Aus numerischer Sicht lässt sich das hier vorgestellte Verfahren durch komplexere Regularisierungsterme (adaptiver Regularisierungsparameter λ , räumlich-zeitliche Regularisierung, geschwindigkeitsabhängige Regularisierung) sowie optimierte Lösungsverfahren (z.B. adaptives Operatorsplitting [193]) erweitern. Die durchschnittliche Dauer zur Rekonstruktion der in Kapitel 3.5 beschriebenen Geschwindigkeitsprofile betrug $t \approx 300s$ (Intel Pentium 4, 1.8GHz). Mehrgitterverfahren können hier zur Reduktion der Rechenzeit beitragen.

Die Genauigkeit des Rekonstruktionsverfahrens unterliegt verschiedenen potentiellen Fehlerquellen. Zum einen liefert die numerische Lösung bedingt durch Diskretisierungsfehler Ungenauigkeiten. Weiterhin ist die Integration von physikalischem Vorwissen wie z.B. die Glattheit oder Divergenzfreiheit nur ein grobes Modell der Wirklichkeit. Auch die Messdaten sind fehlerbehaftet. So wird der Doppler-Ultraschall bedingt durch Unterschiede der Schalllaufzeiten verzerrt und besitzt weiterhin nur eine begrenzte räumliche Auflösung. Bei der Integration mehrerer Messungen, wie in dieser Arbeit beispielhaft an Simulationen gezeigt, ist die Überlagerung der Messdaten eine weitere Fehlerquelle. Dabei kommt es zu Ungenauigkeit durch gestörte Positionsmessungen oder ungenaue Kalibrierungen (siehe Kapitel 4).

Die dieser Arbeit verwandtesten Arbeiten sind [56, 135, 28, 130]. Fatourae et al. [56] schlagen eine auf Strömungsmodellen basierte Regularisierung von MR-Phasenkontrastaufnahmen zur Minimierung von Messungenauigkeiten vor. Nakajima et al. [135] bestimmen Flussgeschwindigkeiten mit Hilfe des optischen Flusses und Regularisierungstermen auf Basis der Navier-Stokes-Gleichungen. Chen et al. [28] bestimmen vektorwertige Luftströmungen aus Doppler-Radaraufnahmen durch Regularisierung mit ein-

fachen Glattheitsbedingungen. Moreau et al. [130] integrieren die Doppler-Bedingung in den optischen Fluss zur Bestimmung zweidimensionaler Geschwindigkeiten der Herzwandbewegung. Ein anderer, in der Literatur beschriebener Ansatz zur Bestimmung vektorieller Geschwindigkeiten aus Ultraschalldaten liegt in regularisierten Korrelationsverfahren, welche direkt auf reinen RF-Daten angewandt werden [107]. Der Vorteil dieser Verfahren liegt in der direkten Implementierbarkeit innerhalb des Ultraschallkopfes. Der Vorteil des in vorliegender Arbeit vorgestellten Verfahrens liegt in der Integrierbarkeit von applikationsspezifischem, physikalischem Wissen.

Verbindung zu anderen Gebieten

Inverse und schlecht gestellte Probleme finden sich in vielen Methoden der medizinischen Bildverarbeitung. Die Bedeutung von inversen Problemen in der Bildverarbeitung und Regularisierungsverfahren zu deren Lösung beschreiben Poggio et al. in einem Nature-Artikel [147]. Beispielsweise werden elastische Registrierungsalgorithmen mit Vorwissen über Gewebeeigenschaften regularisiert. Bewegungen und Deformationen von elastischen Materialien sind meist derart, dass sie das elastische Potential

$$P(u) = \int_{\Omega} \frac{\mu}{4} \sum_{j,k=1}^d (\partial_{x_j} u_k + \partial_{x_k} u_j)^2 + \frac{\lambda}{2} (\operatorname{div} u)^2 d\Omega \quad (3.52)$$

minimieren. Dabei bezeichnen λ und μ die Lamé-Konstanten und $u = (u_i)_{i=1,\dots,d}$ den Verschiebungsvektor. Dies lässt sich aus Erkenntnissen der Elastizitätstheorie und der Verknüpfung von Strain-Tensor mit Stress-Tensor über das Hook'sche Gesetz herleiten [77, 128]. Wird das elastische Potential als Regularisierer von nicht-parametrischen Registrierungsverfahren eingesetzt [128], resultiert daraus die Navier-Lamé-Gleichung

$$f = \mu \Delta u + (\lambda + \mu) \nabla \operatorname{div} u. \quad (3.53)$$

Die Verwendung des elastische Potentials als Regularisierer bezeichnet man als *elastische Registrierung*. Ersetzt man das Bewegungsfeld u durch das Geschwindigkeitsfeld v , ergibt sich die Navier-Lamé-Gleichung für Geschwindigkeiten

$$f = \mu \Delta v + (\lambda + \mu) \nabla \operatorname{div} v. \quad (3.54)$$

Dies bezeichnet man als *Fluid-Registrierung* bzw. visko-elastische Registrierung [128, 24]. Die Verwendung einer einfachen Glattheitsbedingung führt zur *Diffusions-Registrierung*. Ein Vergleich von Gleichung (3.36) mit der Diffusions-Registrierung sowie von Gleichung (3.43) mit Gleichung (3.54) der Fluid-Registrierung zeigt die Ähnlichkeit des in dieser Arbeit entwickelten Verfahrens mit den Gleichungen der elastischen Registrierung.

Zur Bewegungsbestimmung aus Grauwertbildern wird häufig der optische Fluss eingesetzt. Er beschreibt die Erhaltung von Grauwerten bei Bildsequenzen mittels

$$\nabla I \cdot v = \frac{\partial I}{\partial t}, \quad (3.55)$$

wobei I die Grauwertintensität beschreibt. Gleichung (3.55) ist nicht eindeutig lösbar. Horn und Schunk schlugen dafür eine Regularisierung basierend auf Glattheitsbedingungen vor, welche zu einer Diffusionsgleichung führt [82]. Im Laufe der Zeit wurden eine Reihe weiterer Regularisierungsterme vorgeschlagen [192, 162], darunter auch physikalisch motivierte Terme [135]. Die Regularisierung des optischen Flusses führt zu ähnlichen Gleichungen wie die in dieser Arbeit entwickelten Gleichungen zur Rekonstruktion von Doppler-Daten.

Durch die oben aufgezeigte Verbindung des in dieser Arbeit vorgestellten Verfahrens zu elastischen Registrierungsverfahren als auch dem optischen Fluss lassen sich Theorien bezüglich Regularisierungstermen leicht übertragen. Beispielsweise können in zukünftigen Weiterentwicklungen flussabhängige [16, 191, 192] und räumlich-zeitliche Regularisierungsterme [192] untersucht werden, welche im Rahmen der Theorie des optischen Flusses entwickelt wurden.

3.7. Zusammenfassung

Die Bestimmung vektorieller Geschwindigkeiten von Herzwandbewegung und intrakardialen Flüssen mittels Doppler-Ultraschall ist ein noch nicht gelöstes Forschungsgebiet. In diesem Kapitel wurde ein neues Verfahren zur Rekonstruktion vektorieller Geschwindigkeitsfelder auf Basis von 3D Doppler-Ultraschalldaten vorgestellt. Das Verfahren basiert auf Methoden der inversen und schlecht gestellten Probleme. Nach einer Modellierung der Doppler-Rekonstruktion als inverses Problem wurde ein Variationsfunktional sowie die zugehörigen Euler-Lagrange Gleichungen zur Lösung des Rekonstruktionsproblems hergeleitet. Das Verfahren wurde quantitativ anhand simulierter Geschwindigkeitsprofile sowie qualitativ am Beispiel der Rekonstruktion von in-vitro und in-vivo Flüssen bewertet. Mit dem neu vorgestellten Verfahren konnte **These 1**:

“Die Rekonstruktion vektorieller Geschwindigkeiten aus 3D Doppler-Ultraschallaufnahmen ist mit Hilfe physikalisch motivierter Regularisierungsverfahren möglich.”

verifiziert werden. Erstmals wurde die Rekonstruktion von Geschwindigkeiten aus Doppler-Daten im Rahmen der Theorie inverser Probleme diskutiert. Dadurch, sowie durch den in der Diskussion aufgezeigten Bezug zu Methoden des optischen Flusses

und der elastischen Registrierung werden Lösungstheorien übertragbar. Die mit dem vorgestellten Verfahren erarbeitete Möglichkeit, vektorielle Geschwindigkeitsinformationen zu gewinnen, verspricht neue und wertvolle Informationen für die Diagnostik kardiovaskulärer Erkrankungen.

Positionsmarkierter 3D Ultraschall

„Um klar zu sehen, genügt oft ein Wechsel der Blickrichtung.“

*Antoine de Saint-Exupéry,
Schriftsteller*

In Kapitel 3.3.6 wurde gezeigt, dass mehrere Doppler-Messungen aus unterschiedlichen Richtungen zur Rekonstruktion eines vollständigen Geschwindigkeitsfeldes beitragen können. Diese Idee motivierte zur Aufstellung von **These 2**:

“Neuartige 3D Ultraschallsonden lassen sich durch elektromagnetische Positionsmessensoren derart erweitern, dass Bildaufnahmen aus verschiedenen Richtungen kombiniert werden können (positionsmarkierter 3D Ultraschall).”

Ziel ist die Verwendung von positionsmarkierten 3D Schallsonden zur Kombination mehrfacher Aufnahmen (MAW, multiple acoustic windows) als auch zur bildgestützten Chirurgie. Im Unterschied zu den in der Literatur beschriebenen 3D Freihandultraschallsystemen (positionsmarkierte 2D Systeme), werden in vorliegender Arbeit 3D Sonden durch elektromagnetische Positionsmesssysteme (EMTS) erweitert. Kernaufgabe ist eine exakte räumliche Kalibrierung der Sonden. Nach Kalibrierung können Aufnahmen aus unterschiedlichen Richtungen akquiriert und kombiniert werden oder positionsmarkierte Instrumente in Relation zu den Ultraschalldaten visualisiert werden. In diesem Kapitel werden

- der Aufbau eines positionsmarkierten 3D Ultraschallsystems,

- ein neues 3D Kalibrierungsverfahren,
- und eine Evaluierungsstudie der Störeinflüsse verschiedener Schallsonden auf elektromagnetische Positionsmesssysteme

beschrieben. Zur weiteren Motivation des Aufbaus eines positionsmarkierten 3D Ultraschallsystems werden im nächsten Kapitel zunächst einige potentielle Anwendungen des positionsmarkierten 3D Ultraschalls beschrieben.

4.1. Motivation

Geschwindigkeitsrekonstruktion

Eine bereits beschriebene Anwendung ist die vektorielle Geschwindigkeitsrekonstruktion (siehe Kapitel 3.3.6). Dabei sind mehrere möglichst überlappende Doppler-Aufnahmen des gewünschten Bereiches zu akquirieren (Abb. 4.1(a)). Die Aufnahmen sind dann mittels Addition oder mit Hilfe der in Kapitel 3 beschriebenen Verfahren zu kombinieren.

Bildverbesserung durch mehrfache Schallfenster

Ultraschallaufnahmen sind häufig durch Schallartefakte bedingt durch Knochen oder Fettgewebe charakterisiert. Abhilfe können hier redundante Aufnahmen aus unterschiedlichen Richtungen schaffen (Abb. 4.1(a)). Eingesetzt wird diese Methode beispielsweise in der Abdominalsonography [96] und der Volumenbestimmung des linken Ventrikels [202]. Eine andere Anwendung ist die Vergrößerung des Aufnahmebereiches. Dabei werden nicht überlappende sondern nebeneinanderliegende Bereiche akquiriert und zu einem größeren Volumen zusammengesetzt.

Reduktion der Untersucherabhängigkeit

Ultraschalluntersuchungen, insbesondere quantitative Untersuchungen, unterliegen häufig einer hohen Untersucherabhängigkeit. Je nachdem wo der Schallkopf plaziert wird, resultieren andere Werte. Kann die Schallkopfposition relativ zu anatomischen Landmarken vorgegeben werden, können damit genauere quantitative Aussagen gewonnen werden [46].

Bildgestützte Chirurgie und Navigation

Bei navigierten Operationen wird bereits Ultraschall eingesetzt. Dabei erfolgt eine Registrierung mit präoperativ akquirierten Daten und gegebenenfalls ein intraoperatives Update bei Gewebeverschiebungen. Bei Verwendung von positionsmarkierten 3D Ultraschallsystem können intraoperativ bei Bedarf jederzeit Bilder akquiriert werden und Instrumente relativ dazu eingeblendet werden (Abb. 4.1(b) und 4.1(c)). Eine potentielle

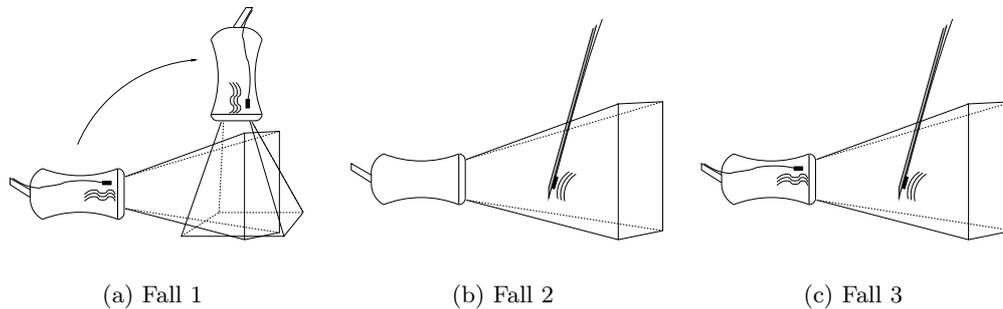


Abbildung 4.1.: Mögliche Anwendungsszenarien für den positionsmarkierten 3D Ultraschall bzw. den 3D Ultraschall in Kombination mit positionsmarkierten Instrumenten. Je nach Anwendungsfall kann es zu verschiedenen Fehlern durch den Störeinfluss der Schallsonde kommen.

Anwendung findet sich in dem in Kapitel 5 beschriebenen ultraschallbasierten System zur Navigation von minimal-invasiven herzchirurgischen Instrumenten.

4.2. Material

4.2.1. Trackingsystem

Der im nächsten Abschnitt beschriebene Prototyp eines positionsmarkierten Ultraschallsystems wurde mit dem EMTS miniBird500 (Ascension Technology, USA) realisiert. Das miniBird500 basiert auf einer gepulsten DC-Technologie und ist damit im Vergleich zu AC-Systemen robuster gegenüber konduktiven Metallen. Das System verfügt nach Herstellerangaben über eine statische Positionsgenauigkeit von $1.7mm$ und eine statische Winkelgenauigkeit von 0.5° . Die Messrate liegt zwischen $30Hz$ und $144Hz$. Das System liefert sechs Freiheitsgrade. Des Weiteren wurde das microBird System (Ascension Technology, USA) sowie das Aurora System (NDI, Kanada) integriert. Eine genauere Beschreibung der Systeme findet sich in Abschnitt 4.4.3.

4.2.2. Ultraschallgerät

Der Prototyp wurde mit einem Philips SONOS 5500/7500 mit 5MHz TEE Sonde (T6H) realisiert. Auf die Verwendung einer neuen Live3D Sonde (X4) musste zunächst verzichtet werden, da zu Beginn der Arbeit das System noch nicht am Markt verfügbar war und der Hersteller nach Verfügbarkeit des Gerätes das Datenformat nicht offenlegte.

4.3. Kalibrierungsverfahren

4.3.1. Problemstellung

Beim positionsmarkierten Ultraschall sind mehrere Koordinatensysteme involviert: das Bildkoordinatensystem i , das Sensorkoordinatensystem s , das Transmitterkoordinatensystem t und ein Weltkoordinatensystem c (Abb. 4.2). Werden nun Aufnahmen aus verschiedenen Richtungen akquiriert, sind diese in ein gemeinsames Koordinatensystem umzurechnen (Abb. 4.2). Hierfür bietet sich das Transmitterkoordinatensystem oder ein beliebig wählbares Weltkoordinatensystem an. Die Aufgabe besteht nun darin, Bildkoordinaten \vec{x}_i in Weltkoordinaten \vec{x}_c mittels

$$\vec{p}_c = T_t^c T_s^t T_i^s \vec{p}_i, \quad (4.1)$$

umzurechnen, wobei die T_i^j die 4×4 Transformationsmatrizen von Koordinatensystem i nach Koordinatensystem j bezeichnen. Die Hilfsmatrix T_t^c kann bei späteren Rekonstruktionen willkürlich gewählt werden, für den Kalibrierungsschritt wird das Koordinatensystem c jedoch meist durch das Kalibrierphantom vorgegeben. Die Matrix T_s^t wird durch die Messungen des Trackingsystems gegeben. Aufgabe der Kalibrierung ist es nun, die unbekannte Matrix T_i^s zu bestimmen. Mit einfachen Worten bestimmt die Kalibrierung die Lage und Position des Sensors am Ultraschallkopf. Da zu Kalibrierungszwecken meist ein zusätzliches Weltkoordinatensystem c verwendet wird, die Transformation T_t^c aber nicht bekannt ist, muss diese im Kalibrierungsschritt ebenfalls bestimmt werden. Hinzu kommt (falls nicht vom Ultraschallgerät bekannt) die Bildauflösung $\vec{s} = (s_x, s_y, s_z)$. Insgesamt sind damit 15 Unbekannte zu bestimmen, sechs Unbekannte der Kalibrierungsmatrix T_i^s , sechs Unbekannte der Hilfsmatrix T_t^c und drei Unbekannte der Auflösung \vec{s} .

4.3.2. Literaturübersicht

Ein einfaches und häufig als Goldstandard beschriebenes Kalibrierungsverfahren ist die **single-point** Kalibrierung. Hierbei dient ein Punktobjekt als Nullpunkt des Weltkoordinatensystems c . Dieses Punktobjekt wird aus vielen verschiedenen Richtungen aufgenommen und anhand von Gleichung 4.1 ein überbestimmtes Gleichungssystem aufgestellt. Problematisch hierbei ist die Bildaufnahme, da in jedem Bild das Punktobjekt sichtbar sein muss, was bei 2D Aufnahmen schwierig zu gewährleisten ist. Der Punkt muss danach zeitaufwendig manuell lokalisiert werden. Meistens werden als Punktobjekt sich kreuzende Nylonfäden [149, 39, 200] verwendet, aber auch andere Strukturen sind denkbar [112]. In einem ähnlichen Verfahren werden drei orthogonal aufgespannte Nylonfäden (**three-wire**) als Weltkoordinatensystem verwendet [26]. Jeder Faden

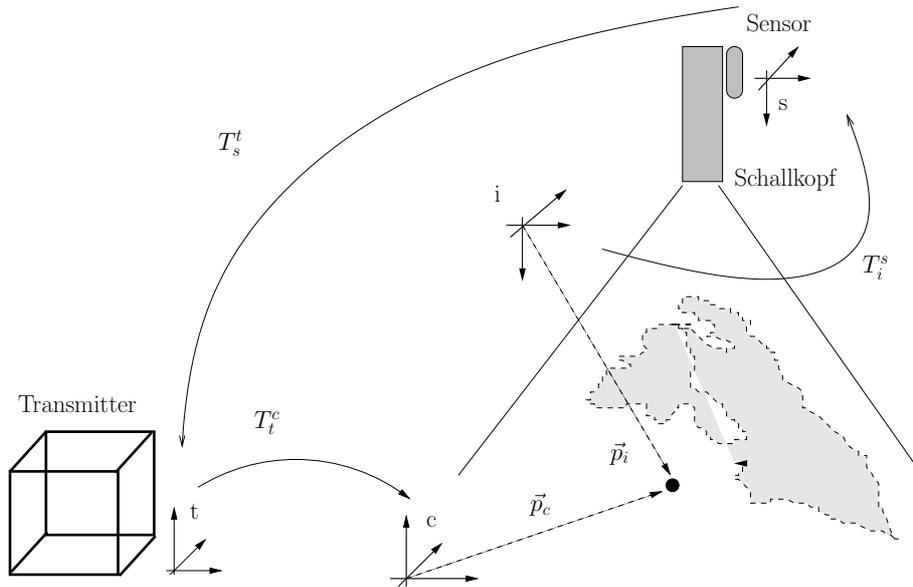


Abbildung 4.2.: Prinzip der Kalibrierung: beim positionsmarkierten 3D Ultraschall sind mehrere Koordinatensysteme involviert. Ein Punkt \vec{x}_i im Bildkoordinatensystem i wird über mehrere Transformationen in das Weltkoordinatensystem c umgerechnet. Der Kalibrierungsschritt bestimmt die unbekannte Transformation T_i^s vom Bildkoordinatensystem i ins Sensorkoordinatensystem s .

wird mehrmals aufgenommen und ein überbestimmtes Gleichungssystem aufgestellt. Die Bildaufnahme ist hier erleichtert, da ein ganzer Faden leichter zu finden ist als ein Punktobjekt. Allerdings basiert das Verfahren auf einer genauen orthogonalen Konstruktion des Fadenkreuzes. Beim **single-plane** Verfahren wird eine Ebene, z.B. der Boden einer Wasserwanne, mehrfach aufgenommen. Die Bilder zeigen jeweils eine gerade Linie, welche als Grundlage für das zu lösende Gleichungssystem dient. Zur Vermeidung der Verwischungseffekte durch endliche Schallbreite wurde diese Methode durch das Cambridge-Phantom weiter entwickelt [149]. Die single-point, three-wire und single-plane Verfahren beruhen alle auf der Lösung eines überbestimmten Gleichungssystems. Bei der Bildaufnahme ist hierbei auf eine ausreichende Abdeckung aller Freiheitsgrade zu achten und geeignete numerische Methoden sind zur Vermeidung von schlecht gestellten Gleichungen anzuwenden [149]. Eine andere Methodik verfolgt die **registrierungsbasierte** Kalibrierung. Von Blackall et al. [17] wird ein Verfahren vorgestellt, welches auf der 2D-3D Registrierung eines speziell gefertigten Phantoms beruht. Vom Phantom werden 3D MRT-Aufnahmen und 2D Ultraschallaufnahmen angefertigt. Diese werden rigide registriert und daraus die Kalibrierungsmatrix bestimmt. Diese Kalibrierung ist schneller durchführbar als die single-point Kalibrierung und die Genauigkeit liegt in derselben Größenordnung. Ein ähnlicher Ansatz mit einem speziellem Phantom aus sich kreuzenden Nylonfäden wird von Welch et al. [194] beschrieben. Eine weitere Idee besteht in der Verwendung von **positionsmarkierten Zeigern** [160, 141]. Die-

se werden zur Lokalisation von Landmarken oder als Landmarken selbst verwendet. Dabei ist der Zeiger zuvor ebenfalls zu kalibrieren. Pagoulatos et al. [141] verwenden ein Phantom bestehend aus mehreren Landmarken, welche durch Nylonfäden aufgespannt werden. Diese Landmarken werden nun in den Ultraschallbildern als auch mit dem positionsmarkierten Zeiger lokalisiert und aus diesen Informationen die Kalibrierungsmatrix bestimmt. Eine interessante Variante davon wird von Muratore et al. [133] beschrieben, die den positionsmarkierten Zeiger selbst als Landmarke verwenden. Vom Zeiger werden Bilder aus unterschiedlichen Richtungen akquiriert und die Spitze des Zeigers in den Bilddaten markiert. Eine weitere Variante besteht in der Verwendung eines getrackten Phantoms, wobei die Geometrie und Lage der Landmarken in Bezug zu dem Phantom bekannt ist [23].

In den meisten Fällen werden 2D Ultraschalldaten zur Kalibrierung verwendet, da üblicherweise herkömmliche 2D Systeme zu 3D Systemen erweitert werden. Wenige Arbeiten beschäftigen sich mit der Kalibrierung von 3D Systemen [23, 106].

Kalibrierungsverfahren lassen sich nach verschiedenen Kriterien charakterisieren. Einerseits wichtig ist die Genauigkeit der Kalibrierung. Andererseits soll das Verfahren auch einfach anwendbar und schnell durchführbar sein. Eine Auflistung potentieller Fehlerquellen und eine Diskussion verschiedener Genauigkeitsmaße geben Treece et al. [184]. In der Literatur werden eine Vielzahl von Genauigkeitsmaßen beschrieben (Residuen, Kalibrierpräzision, Kalibriergenauigkeit, Rekonstruktionspräzision, Rekonstruktionsgenauigkeit,...), ein Vergleich dieser Maße ist immer mit Vorsicht zu betrachten. Zum einen könnten verschiedene Maße verglichen werden, zum anderen haben weitere Komponenten Einfluss auf die Maße (Eindringtiefe, verwendetes Trackingsystem, ...). Im Wesentlichen liegt die Genauigkeit der beschriebenen Verfahren in der Größenordnung $1\text{--}2\text{mm}$, wobei unter speziellen Umständen (geringe Eindringtiefe) Genauigkeiten von $< 1\text{mm}$ erreicht werden können [184]. Tendenziell sind Systeme mit optischen Trackingsystemen (OTS), hohen Frequenzen und geringen Tiefeneinstellungen genauer [184]. Bei vielen Arbeiten werden hohe Genauigkeiten bei geringen Tiefeneinstellungen (teilweise 2cm oder 4cm) erreicht. Diese Angaben sind nicht ohne Weiteres auf höhere Eindringtiefen (im Herzbereich sind Eindringtiefen von 16cm und 20cm üblich) zu verallgemeinern. Bei positionsmarkierten Ultraschallsystemen kommen meist EMTS (z.B. [112, 149, 109, 200, 141, 194]) und OTS (z.B. [17, 23, 184, 26, 133, 160]), aber auch mechanische Systeme zum Einsatz [202].

4.3.3. Material und Methoden

Das hier vorgestellte Kalibrierungsverfahren beruht auf einem erweiterten single-point Verfahren. Ein dreidimensionales Phantom (hier: orthogonales Metallkreuz, Abb. 4.3(a)) wird von verschiedenen Richtungen geschallt. Mittels eines distanzminimierenden, mo-

delbasierten Registrierungsverfahren wird das Objekt in den Bilddaten lokalisiert. Zuvor werden die Originaldaten mittels automatisiertem Schwellwert- (10% des max. Grauwertes) und Scroppingverfahren (Elimination aller zusammenhängenden Gebiete kleiner 500 Pixel) für die Registrierung aufbereitet (Abb. 4.4). Zur automatischen Bestimmung von Landmarken (Abb. 4.3(b)) wird ein geometrisches Modell mittels Distanzminimierung rigide registriert. Das Modell wird durch drei orthogonale Basisvektoren $\vec{e}_x, \vec{e}_y, \vec{e}_z$ und einen Aufpunkt \vec{s} beschrieben. Für jedes Pixel $\vec{p} = (x, y, z)$ des Bildes wird nun der nächste Punkt des Modells durch

$$d(\vec{p}) = \min_{1,2,3} (d_1(\vec{p}), d_2(\vec{p}), d_3(\vec{p})) \quad (4.2)$$

berechnet, wobei

$$d_i(\vec{p}) = \|R\vec{e}_i \times (\vec{p} - (\vec{s} + \vec{t}))\| \quad (4.3)$$

den orthogonalen Abstand von Punkt \vec{p} auf die Achse $i \in \{1, 2, 3\}$ des Modells bezeichnet (Abb. 4.5). Das Ziel der Registrierung liegt nun in der Bestimmung einer Rotationsmatrix R und eines Translationsvektors \vec{t} , welche

$$\sum_{\vec{p}} B(\vec{p})d(\vec{p}) \rightarrow \min_{R, \vec{t}} \quad (4.4)$$

erfüllen, wobei $B(\vec{p})$ das segmentierte Bild bezeichnet. Eine initiale Registrierung erfolgt mittels Schwerpunktberechnung. Gleichung 4.4 wird mittels Gradientenabstiegsverfahren minimiert. Die Registrierung wird über einen Multiresolutions-Ansatz beschleunigt. Dabei wird die Registrierung für eine niedrige Auflösung berechnet und die Lösung als Startwert für die nächst höhere Auflösungsstufe verwendet.

Die lokalisierten Landmarken $\vec{l}_{0i}, \vec{l}_{1i}, \vec{l}_{2i}, \vec{l}_{3i}$ (in Bildkoordinaten, Abb. 4.3(b)) können nun in Gleichung 4.1 eingesetzt werden. Für \vec{l}_{0i} ergibt sich

$$\vec{l}_{0c} = T_t^c T_s^t T_i^s \vec{l}_{0i} \quad (4.5)$$

$$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = T_t^c T_s^t T_i^s \begin{pmatrix} s_x x_i \\ s_y y_i \\ s_z z_i \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.6)$$

wobei $\vec{s} = (s_x, s_y, s_z)$ die Bildauflösung bezeichnet. Die Bildauflösung kann entweder von den Bild-Informationen des Ultraschallgeräts übernommen werden oder als unbekannt angenommen werden. Entsprechend erhöht sich dann die Zahl der Unbekannten. Für \vec{l}_{1i} (und $\vec{l}_{2i}, \vec{l}_{3i}$ entsprechend) ergibt sich

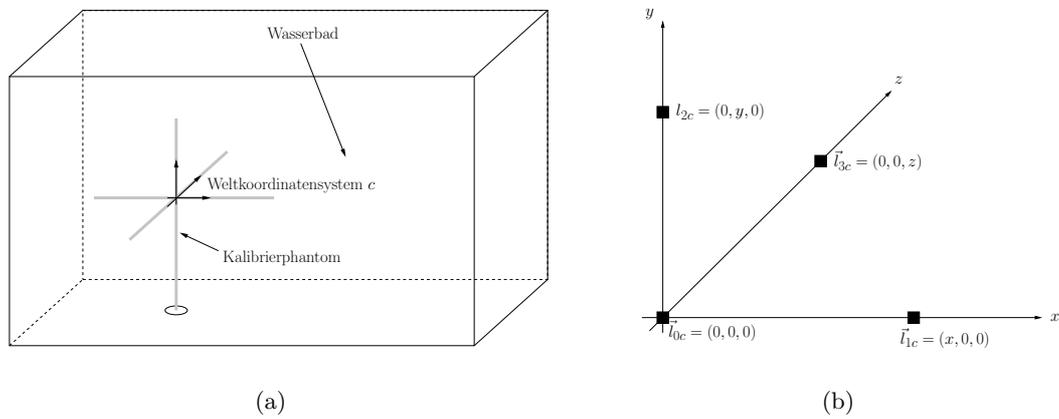


Abbildung 4.3.: Als Kalibrierphantom wird ein dreidimensionales Metallkreuz verwendet (links). Die Achsen des Kreuzes spannen das Weltkoordinatensystem c auf. Aus dem Objekt können vier Punkte für die Lösung der Kalibrierungsgleichung herangezogen werden (rechts).

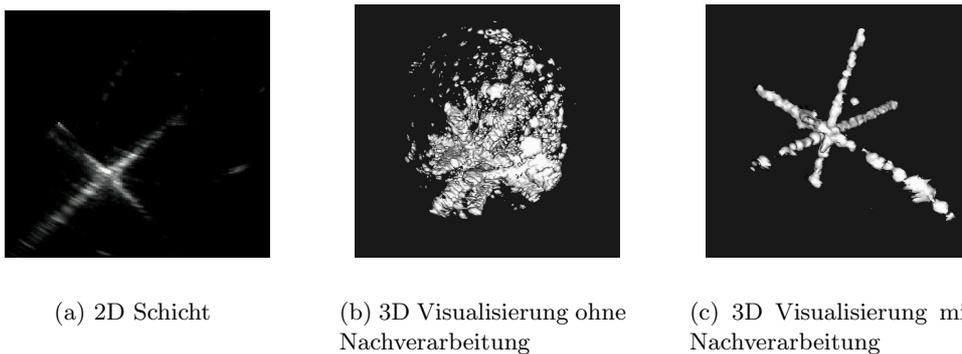


Abbildung 4.4.: Nach Aufnahme des Kalibrierphantoms (links und mitte) erfolgen eine Reihe von Bildverarbeitungsschritten zur Segmentierung des Kreuzes (rechts).

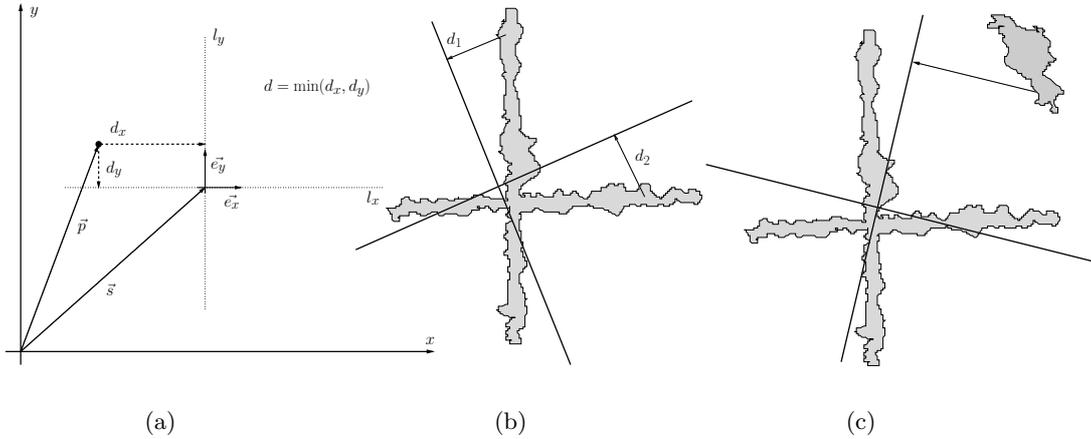


Abbildung 4.5.: Prinzip der Segmentierung mittels modellbasierter Registrierung. Minimiert wird der durchschnittliche orthogonale Abstand von erfassten Bildpunkten des Kalibrierphantoms zu einem Kalibriermodell (links und mitte). Probleme ergeben sich bei großen Artefakten (rechts)

$$\vec{l}_{1c} = T_t^c T_s^t T_i^s \vec{l}_{1i} \quad (4.7)$$

$$\begin{pmatrix} x_c \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = T_t^c T_s^t T_i^s \begin{pmatrix} s_x x_i \\ s_y y_i \\ s_z z_i \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.8)$$

Aus Formel 4.5 lassen sich drei Gleichungen, aus Formel 4.7 zwei Gleichungen verwenden. Eine Aufnahme ergibt somit $3 + 3 \times 2 = 9$ Gleichungen, bei drei Aufnahmen stehen damit 27 Gleichungen zur Bestimmung 15 Unbekannter zur Verfügung. Nun ist das überbestimmte, nichtlineare Gleichungssystem

$$f(\theta) = 0 \quad (4.9)$$

mit $\theta = (\alpha_i^s, \beta_i^s, \gamma_i^s, t_{x_i}^s, t_{y_i}^s, t_{z_i}^s, \alpha_t^c, \beta_t^c, \gamma_t^c, t_{x_t}^c, t_{y_t}^c, t_{z_t}^c, s_x, s_y, s_z)$ zu lösen. Zur Lösung wird ein Levenberg-Marquardt Verfahren aus dem Insight-Toolkit (ITK) eingesetzt [86]. Zur Vermeidung eines schlecht konditionierten Gleichungssystems sind die Unbekannten zu skalieren [149]. Zur Vermeidung lokaler Minima wird das Gleichungssystem mehrmals mit unterschiedlichen Startwerten gelöst. Problematisch ist die Bestimmung der Landmarken $\vec{l}_{1i}, \vec{l}_{2i}, \vec{l}_{3i}$, da das Registrierungsverfahren keine eindeutige Lösung liefert (ein Kreuz kann auf verschiedene Weise auf ein anderes Kreuz registriert werden). Daher ist das Gleichungssystem zusätzlich für Permutationen von $\vec{l}_{1i}, \vec{l}_{2i}, \vec{l}_{3i}$ zu lösen und die beste Lösung zu verwenden.

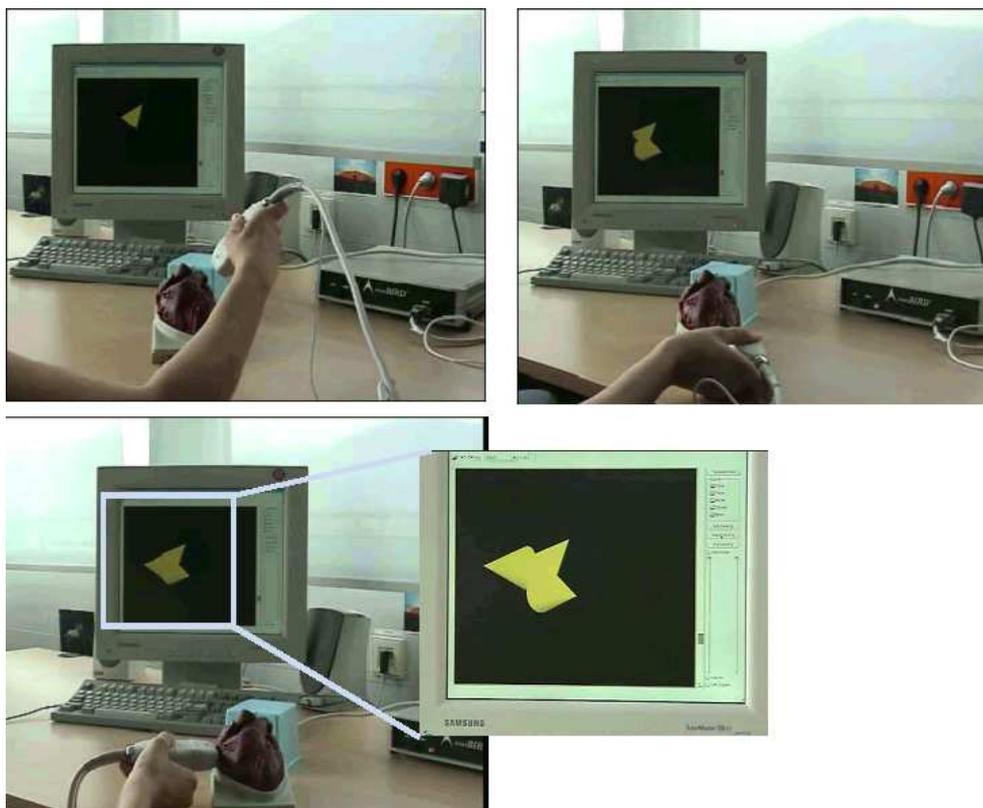


Abbildung 4.6.: Visualisierungskomponente der Applikation zur Kalibrierung positionsmarkierter Ultraschallsonden.

Visualisierungskomponente

Zur Orientierung bei der Akquisition mehrerer Aufnahmen wurde eine Visualisierungskomponente entwickelt. Der potentielle Aufnahmebereich einer 3D Sonde wird visualisiert und nach erfolgter Akquisition festgehalten. Dadurch werden die potentiellen Aufnahmebereiche relativ zueinander visualisiert, was eine optimale Orientierung während der Datenakquisition sowohl für die Kalibrierung als auch für spätere Zwecke (je nach Anwendungsfall überlappende Aufnahmebereiche oder sich ergänzende Aufnahmebereiche) ermöglicht (Abb. 4.6).

4.3.4. Ergebnisse

4.3.4.1. Applikation

Die oben beschriebenen Komponenten zur Kalibrierung wurden auf Basis der von Wolf et al. entwickelten EchoAnalyzer-Software [197] implementiert und in eine Applikation integriert. Die Applikation bietet momentan eine Schnittstelle zu den Trackingsystemen miniBird500, microBird und Aurora sowie dem Ultraschallgerät Sonos 5500/7500. Die Applikation ermöglicht die halbautomatische Segmentierung des Kalibrierphan-

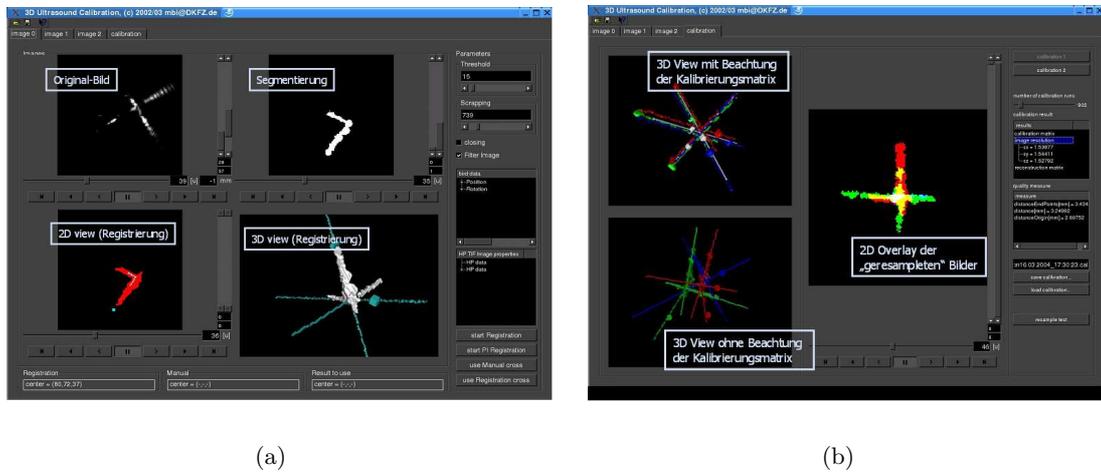


Abbildung 4.7.: Applikation zur Kalibrierung positionsmarkierter Ultraschallsonden: Segmentierung mittels modellbasierter Registrierung (links) und Lösung der Kalibriergleichungen mit nachfolgender Transformation der Daten in ein gemeinsames Koordinatensystem (rechts).

toms mittels modellbasierter Registrierung (Abb. 4.8 und 4.7(a)), die Lösung der Kalibriergleichungen (4.9) mit Ausgabe der Residuen sowie die Transformation der Daten in ein gemeinsames Koordinatensystem (Abb. 4.7(b)). Bei der halbautomatischen Segmentierung wird das Kalibrierobjekt automatisch vorsegmentiert (Schwellwertverfahren und Bestimmung zusammenhängender Gebiete). Das dadurch erhaltene Segmentierungsergebnis kann manuell nachkorrigiert werden. Danach startet der Benutzer das Registrierungsverfahren und kann in einer 3D Ansicht das Ergebnis kontrollieren. Bei mangelhafter Registrierung kann eine weitere Nachkorrektur der Vorsegmentierung erfolgen. Die beschriebene Visualisierungskomponente (Abb. 4.6) ermöglicht eine verbesserte Orientierung während der Akquisition mehrerer Datensätze. Die berechneten Kalibrierungsparameter werden in eine Datei geschrieben und bei Akquisition weiterer positionsmarkierter Daten eingelesen.

4.3.4.2. Automatische Landmarkenbestimmung

Genauigkeit

Zur Bestimmung der Genauigkeit der automatischen Segmentierung des Kalibrierphantoms wurden von zehn Personen jeweils neun Datensätze ausgewertet. Der Mittelpunkt des Kalibrierphantoms wurde jeweils schichtbasiert manuell markiert und mit dem automatisch berechneten Mittelpunkt verglichen. Ein Datensatz zeigte erhebliche Abweichungen aufgrund von Schallartefakten und wurde aus der Evaluierung ausgeschlossen. Tabelle 4.1 zeigt die Ergebnisse der Evaluierung, wobei μ_x^M den Mittelwert, σ_x^M die Standardabweichung der Ergebnisse der manuellen Markierung darstellen, x_a das Er-

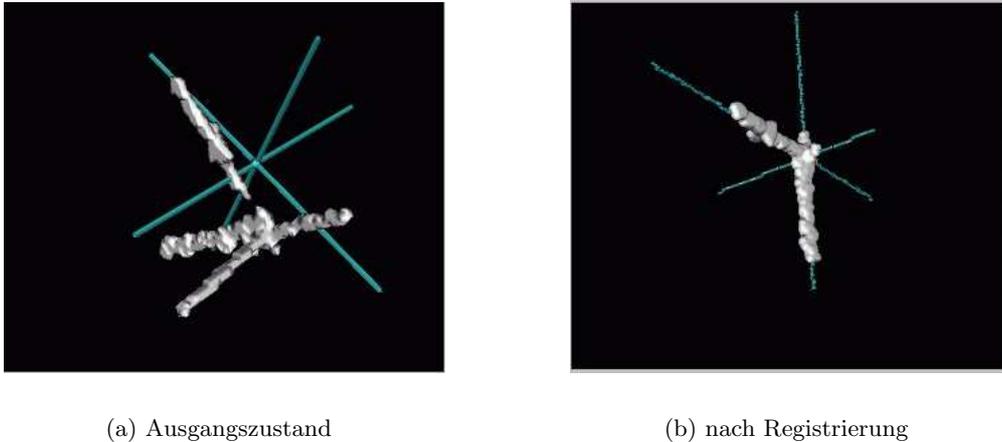


Abbildung 4.8.: Beispiel der automatischen Landmarkenbestimmung mittels modellbasierter Registrierung.

gebnis der automatischen Segmentierung und x_{diff} ($y_a, z_a, y_{diff}, z_{diff}$ entsprechend) die Differenz zwischen automatischer und manueller Mittelpunktsbestimmung und d den euklidischen Abstand zwischen manuell und automatisch bestimmten Mittelpunkt beschreiben. Eine genaue automatische Mittelpunktsbestimmung hängt wesentlich von der Bildqualität ab, große Artefakte durch z.B. Reflektionen stören die modellbasierte Registrierung erheblich (Abb. 4.5(c)).

Konvergenz- und Zeitverhalten

Das Optimierungsverfahren konvergiert schon nach wenigen Schritten (Abb. 4.9(a)). Dies erklärt auch, warum eine Multiresolution-Registrierung nur minimale Vorteile bringt (Abb. 4.9(b)).

4.3.4.3. Numerische Experimente

Die Lösung der Kalibriergleichungen stellt ein komplexes numerisches Optimierungsproblem mit mehreren potentiellen Fehlerquellen dar. Die Genauigkeit der Lösung ist im Wesentlichen abhängig von der Genauigkeit der Landmarkenbestimmung, der Genauigkeit der Messdaten des EMTS sowie von numerischen Einflüssen. Dazu zählen die Startwerte des Optimierungsverfahren und die Konditionszahl. Letztere wird maßgeblich durch die Anzahl abgedeckter Freiheitsgrade der Schallsonde bei Datenakquisition sowie die Parameterskalierung bestimmt. Hohe Konditionszahlen führen zu instabilen und ungenauen Lösungen. Im Folgenden wird das oben beschriebene Kalibrierverfahren numerisch anhand simulierter Daten untersucht. Dabei wurden ausgehend von

$$\vec{p}_c = T_t^c T_s^t T_i^s \vec{p}_i, \quad (4.10)$$

| | D1 | D2 | D3 | D4 | D5 | D6 | D7 | D8 | μ | σ |
|--------------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|----------|
| σ_x^M | 0.31 | 0.69 | 0.67 | 0.51 | 0.94 | 0.67 | 0.47 | 0.96 | | |
| μ_x^M | 63.9 | 53.4 | 63.7 | 43.4 | 62.7 | 50.3 | 61 | 47.6 | | |
| x_a | 64 | 55 | 63 | 44 | 61 | 49 | 59 | 49 | | |
| x_{diff} | 0.1 | 1.6 | 0.7 | 0.6 | 1.7 | 1.3 | 2 | 1.4 | 1.17 | 0.64 |
| σ_y^M | 0.48 | 1.03 | 0.69 | 0.87 | 0.7 | 0.63 | 0.56 | 1.54 | | |
| μ_y^M | 48.3 | 73.8 | 42.4 | 73.1 | 46.5 | 72.8 | 67.1 | 51.2 | | |
| y_a | 38 | 70 | 42 | 71 | 43 | 71 | 65 | 53 | | |
| y_{diff} | 0.3 | 3.8 | 0.4 | 2.1 | 3.5 | 1.8 | 2.1 | 1.8 | 1.97 | 1.25 |
| σ_z^M | 0.99 | 0.63 | 1.33 | 0.63 | 0.87 | 0.63 | 0.81 | 1.61 | | |
| μ_z^M | 60.9 | 65.2 | 49.3 | 24.2 | 24.9 | 20.2 | 23 | 19.8 | | |
| z_a | 60 | 64 | 49 | 28 | 25 | 22 | 25 | 22 | | |
| z_{diff} | 0.9 | 1.2 | 0.3 | 3.8 | 0.1 | 1.8 | 2 | 2.2 | 1.53 | 1.19 |
| d | 0.95 | 4.29 | 0.86 | 4.38 | 3.89 | 2.85 | 3.52 | 3.16 | 3.58 | 2.2 |

Tabelle 4.1.: Vergleich zwischen automatischer und manueller Mittelpunktbestimmung (Angaben in Voxel).

die Matrizen T_t^c , T_s^t und T_i^s beliebig gewählt. Die Landmarken im Weltkoordinatensystem wurden zu $\vec{p}_c^0 = \vec{l}_{0c} = (0, 0, 0)^T$, $\vec{p}_c^1 = \vec{l}_{1c} = (x, 0, 0)^T$, $\vec{p}_c^2 = \vec{l}_{2c} = (0, y, 0)^T$ und $\vec{p}_c^3 = \vec{l}_{3c} = (0, 0, z)^T$ gewählt. Dann wurden mittels

$$\vec{p}_i = T_i^{s-1} T_s^{t-1} T_t^{c-1} \vec{p}_c \quad (4.11)$$

die Landmarken im jeweiligen Bildkoordinatensystem bestimmt und in die Kalibrierungsgleichung eingesetzt. Verwendet wurden Landmarken (bzw. Transformationsmatrizen T_s^t der Positionsmessung) aus drei unterschiedlichen Raumrichtungen. Der Kalibrierungsfehler e_k wird bestimmt zu

$$e_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left[\frac{1}{4} \sum_{j=0}^3 \|T_t^c T_s^t(i) \tilde{T}_i^s \vec{l}_{ji} - \vec{l}_{jc}\| \right], \quad (4.12)$$

wobei N die Anzahl verwendeter Aufnahmen (hier drei) und \tilde{T}_i^s die berechnete Kalibrierungsmatrix bezeichnet.

Abhängigkeit der Lösung von der Genauigkeit der Landmarkenbestimmung

Hier wurden die in Gleichung 4.11 bestimmten Landmarken gemäß $\tilde{p}_i = \vec{p}_i + \vec{e}$ gestört und in die Kalibrierungsgleichung eingesetzt. Zur Simulation einer zufälligen Störung wurde $\vec{e} = f(\sigma)$ gewählt, wobei $f(\sigma)$ ein normalverteiltes Rauschen mit Standardabweichung σ und Mittelwert $\mu = 0$ bezeichnet. Zur Simulation einer systematischen Störung wurde $\vec{e} = \vec{c}$ gesetzt. Der Kalibrierungsfehler steigt mit zunehmendem Maße einer zufälligen Störung und liegt in etwa derselben Größenordnung wie die Standardabweichung der Störung (Abb. 4.10(a)). Systematische Störungen hingegen wirken sich kaum auf die

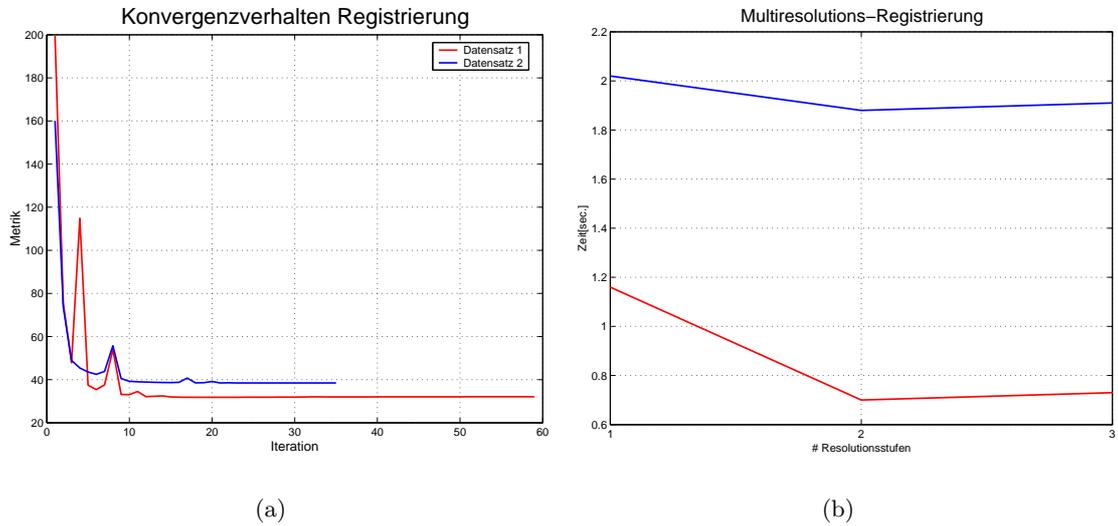


Abbildung 4.9.: Konvergenz- (links) und Zeitverhalten (rechts) der automatischen Landmarkenbestimmung (Beispiel).

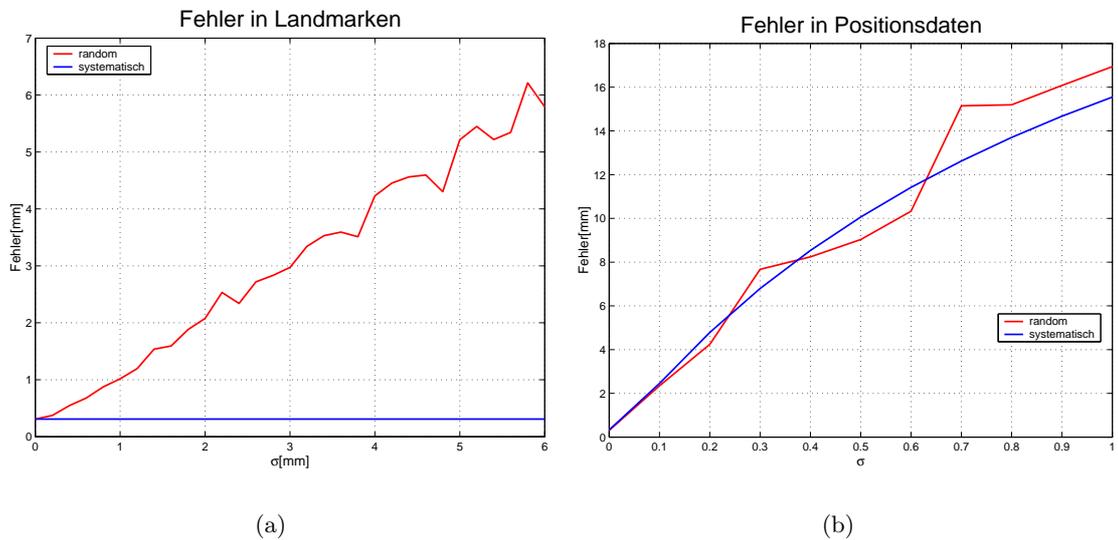


Abbildung 4.10.: Stabilität der Kalibrierung bei Ungenauigkeiten der Landmarken (links) und der Positionsmessdaten (rechts).

Genauigkeit aus. Im realen Fall werden Kombinationen von zufälligen und systematischen Störungen auftreten, so dass sich der Fehler zwischen roter und blauer Kurve ansiedeln sollte. Beispielsweise ist bei der automatischen Landmarkenbestimmung innerhalb eines Datensatzes ein systematischer Fehler zu beobachten (Modellkreuz liegt falsch in den Daten), wohingegen zwischen den Datensätzen ein zufälliger Fehler auftritt (die Registrierung ist für unterschiedliche Datensätze unterschiedlich genau).

Abhängigkeit der Lösung von der Genauigkeit der Positionsmessdaten

Hier wurden die Positionsmatrizen T_s^t gemäß

$$\tilde{T}_s^t = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x + \tilde{e} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y + \tilde{e} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z + \tilde{e} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.13)$$

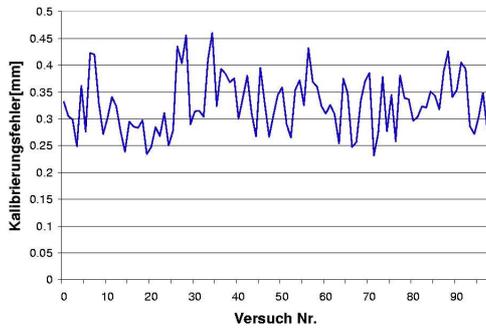
mit $\tilde{r}_{ij} = r_{ij}(\alpha + e, \beta + e, \gamma + e)$ und $e = f(\sigma)$ bei zufälliger Störung bzw. $e = c$ bei systematischer Störung bestimmt und zur Lösung der Kalibrierungsgleichung mit den in Gleichung 4.11 bestimmten Landmarken verwendet. Da Translationswerte und Winkelwerte in unterschiedlichen Bereichen liegen ($\alpha, \beta, \gamma \in [-\pi, +\pi]$ und $t_x, t_y, t_z \in [-500mm, +500mm]$), werden Translationswerte mit $\tilde{e} = 10e$ gestört. Der Kalibrierfehler steigt sowohl mit zunehmender zufälliger Störung als auch mit zunehmender systematischer Störung (Abb. 4.10(b)). Wie in Kapitel 4.4 näher untersucht, wird die reale Störung auch hier eine Mischung aus zufälliger und systematischer Störung sein. Man erkennt, dass die Kalibrierungsgleichungen bzgl. Störung der Positionsmessdaten sensibler reagieren als bzgl. Störung der Landmarken.

Abhängigkeit der Lösung von den Positionsdaten

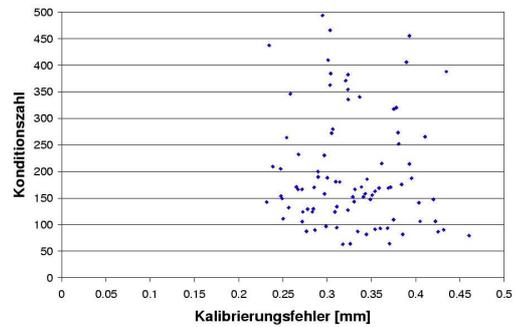
Hier wurde die Kalibrierung für unterschiedliche, zufällig gewählte Positionsdaten bestimmt. Man erkennt, dass die Kalibrierung robust gegenüber den Positionsdaten ist (Abb. 4.11(a)), der Fehler liegt jeweils im Bereich $[0.25, 0.45]mm$ bei Konditionszahlen κ des Gleichungssystems von 50–500 (Abb. 4.11(b)). Die Konditionszahl κ (bei Lösung θ , siehe auch Kapitel 3.2.1) ist ein Maß für die schlechte Gestelltheit des Problems, d.h. für die Anfälligkeit der Lösung gegenüber Störungen (siehe Kapitel 3.2.1 und [149]).

Abhängigkeit der Lösung von den Startwerten der Optimierung

Wie oben erläutert, werden die Kalibrierungsgleichungen für mehrere Startwerte gelöst. Dies ist unabdingbar zur Vermeidung lokaler Minima. Beispielsweise wird bei 350 Durchläufen mit zufälligen Startwerten nur zehnmal ein globales Minimum gefunden (Abb. 4.12). Abhilfe kann hier die Hinzunahme weiterer Aufnahmen bzw. Landmarken schaffen [149].



(a)



(b)

Abbildung 4.11.: Stabilität der Kalibrierung bei zufällig gewählten Positionsdaten. Links: Kalibrierfehler, rechts: Konditionszahl in Abhängigkeit des Kalibrierungsfehlers.

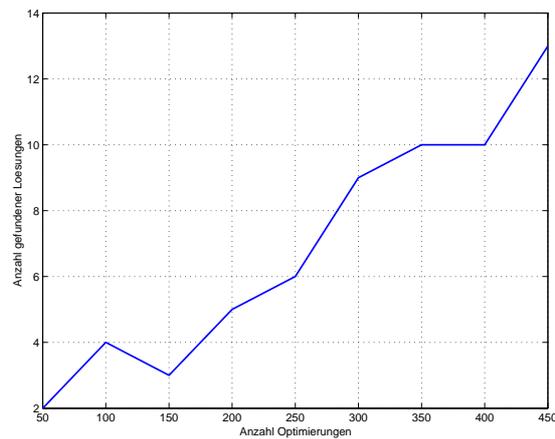


Abbildung 4.12.: Abhängigkeit der Lösung von den Startwerten der Optimierung.

4.3.4.4. Beispiel

Im Folgenden wird beispielhaft ein Ergebnis der Kalibrierung einer TEE-Sonde beschrieben. Von dem Kalibrierphantom aus Abb. 4.3(a) wurden drei Aufnahmen aus unterschiedlichen Richtungen gemacht. Dabei ist darauf zu achten, dass die Sonde in möglichst allen Freiheitsgraden gedreht wird. Ansonsten resultiert daraus eine schlechte Kondition der Kalibriergleichungen und damit eine ungenaue und instabile Lösung. Die Aufnahmen wurden über das LAN-Interface des Ultraschallgerätes an die Kalibrierapplikation übertragen und die zugehörigen Positionsdaten eingelesen. Pro Aufnahme wird eine Messreihe von mehreren hundert Positionsdaten eingelesen, eine hohe Varianz der Messdaten lässt auf eine gestörte Messung schließen. Bei der Kalibrierung ist darauf zu achten, dass das Wasserbad möglichst warm gehalten wird. Bei einer Temperatur von etwa 50°C hat Wasser in etwa dieselben Schalleigenschaften wie menschliches Gewebe. Allerdings schaltet das verwendete US-Gerät in Kombination mit der TEE-Sonde bei etwa 42°C aus Sicherheitsgründen ab. Damit verbleibt immer eine Restungenauigkeit die Schallgeschwindigkeit betreffend. Pro Aufnahme wurde der Kreuzmittelpunkt sowie die Kreuzendpunkte zur Lösung der Kalibriergleichung verwendet. Die Bildauflösung wurde als Unbekannte mit in die Kalibriergleichung aufgenommen, damit lässt sich der Fehler bzgl. Schallgeschwindigkeit in Wasser etwas kompensieren. Abb. 4.13 zeigt die Ergebnisse der Kalibrierung nach Transformation der Daten in das globale Koordinatensystem. Die Genauigkeit (RMS-Fehler) lag hier bei $d_{all} = 2.99\text{mm}$, wobei der Fehler am Kreuzmittelpunkt $d_o = 1.99\text{mm}$ und an den Kreuzendpunkten $d_{all} = 2.8\text{mm}$ betrug. In weiteren Kalibrierversuchen lag die Genauigkeit jeweils im Bereich $3 - 4\text{mm}$.

4.3.5. Diskussion

Mittels des oben vorgestellten Kalibrierverfahrens können mit wenigen dreidimensionalen Aufnahmen (≥ 3) bereits verwertbare Ergebnisse erzielt werden. Bei den in der Literatur beschriebenen Verfahren sind oft mehrere hundert 2D Aufnahmen notwendig. Das hier vorgestellte Verfahren verwendet im Gegensatz zu anderen Verfahren, welche auf Framegrabbing beruhen, digitale Ultraschalldaten. Die Detektion der Landmarken erfolgt halbautomatisch innerhalb weniger Sekunden. Eine zeitaufwendige manuelle Nachbearbeitung entfällt in den meisten Fällen. Die berechneten Genauigkeiten sind etwas geringer als die in der Literatur beschriebenen ($1-2\text{mm}$). Dies lässt sich zum einen durch die geringen, in der Literatur verwendeten Eindringtiefen, erklären. Häufig werden nur Eindringtiefen von $1-6\text{cm}$ beschrieben. Die hier vorgestellten Ergebnisse wurden bei in der Herzchirurgie üblichen Eindringtiefen von $20-24\text{cm}$ erzielt. Zum anderen haben schallkopfbedingte Störungen des elektromagnetischen Positions-

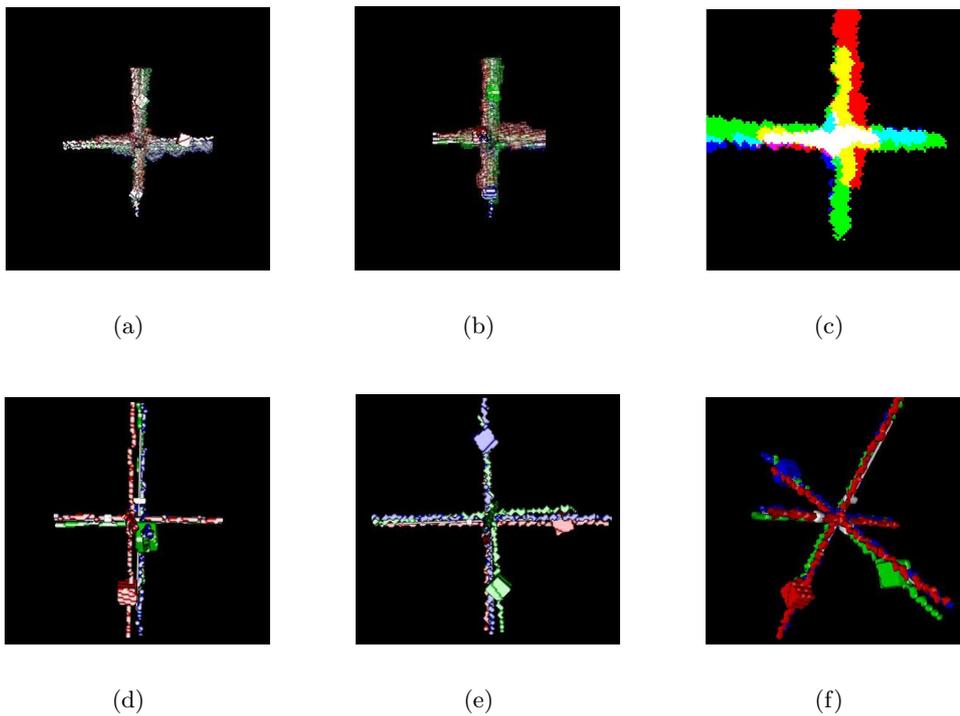


Abbildung 4.13.: Ergebnis der Kalibrierung einer 3D TEE-Schallsonde. Abb. 4.13(a) und 4.13(b) zeigen eine 3D Ansicht der segmentierten Aufnahmen nach Kalibrierung und Transformation in ein globales Koordinatensystem. Die Objekte sind in den Farben rot, grün und blau dargestellt. Abb. 4.13(c) zeigt eine 2D Schicht der transformierten Daten mit entsprechender Farbüberlagerung. Abb. 4.13(d) bis 4.13(f) zeigen jeweils eine 3D Ansicht der Modelle, welche zur automatischen Segmentierung verwendet wurden.

messsystems Auswirkungen auf die Genauigkeit (siehe Kapitel 4.4). Diese Störeinflüsse scheinen die Hauptfehlerquelle der Kalibrierungsergebnisse zu sein. Eine weitere Limitation des Kalibrierungsverfahrens besteht in der Phantomkonstruktion. Zum einen hängt die Genauigkeit des Verfahrens von der Orthogonalität des Kreuzes ab. Zum anderen sind mehrere Optimierungsläufe notwendig, da das Registrierungsverfahren das Modellkreuz nicht eindeutig registriert und somit eine Permutation an Kombinationen zu testen ist.

Die hier beschriebene Genauigkeit der Kalibrierung ist im Wesentlichen das Residuum der Kalibrierungsgleichung. Die exakte Evaluation der Genauigkeit von Kalibrierungsverfahren ist ein eigenes Forschungsgebiet. Man unterscheidet dabei im Wesentlichen zwischen der Bestimmung der absoluten Genauigkeit (accuracy) sowie der Bestimmung der Wiederholbarkeit (precision). Zur Bestimmung der absoluten Genauigkeit werden berechnete Werte mit wahren, bekannten Werten verglichen. Zur Bestimmung der Wiederholbarkeit werden mehrere Kalibrierungsergebnisse untereinander verglichen. Dabei lassen sich verschiedene Typen von Daten verwenden, z. B. die Position eines Punktes, der Abstand zweier Punkte oder das Volumen eines Objektes. Bei dem hier beschriebenen Verfahren besteht hinsichtlich der Evaluierung von absoluter Genauigkeit und Wiederholbarkeit noch weiterer Forschungsbedarf.

In diesem Kapitel wird erstmals der Aufbau eines positionsmarkierten 3D Ultraschallsystems mit Hilfe elektromagnetischer Sensoren beschrieben. Der einzige vergleichbare Ansatz wird von Ye et al. [202] beschrieben, die aus mehreren dreidimensionalen Aufnahmen des linken Ventrikels dessen Volumen bestimmten. Zur Positionsmessung wurde dabei jedoch ein mechanisches System eingesetzt.

4.4. Einfluss von Ultraschallsonden auf elektromagnetische Sensoren

4.4.1. Motivation

Die im vorherigen Abschnitt beschriebenen Kalibrierungsgenauigkeiten von etwa 3mm liegen etwas über den in der Literatur beschriebenen Werten. Dies hat mehrere Gründe und wurde in Kapitel 4.3.5 diskutiert. Als Hauptursache wurde eine Störung der Messergebnisse durch die Schallsonde vermutet. Dies motivierte zu einer ausführlichen Evaluation des Störeinflusses verschiedener Ultraschallsonden auf EMTS unterschiedlicher Technologien. Dazu wurden verschiedene Versuchsanordnungen aufgebaut und verschiedene Versuchsreihen durchgeführt. Untersucht wurden die Auswirkungen verschiedener Sonden auf die gemessene Position (Genauigkeit) sowie auf die Stabilität der Messung (Varianz der Messdaten, Rauschen).

4.4.2. Literaturübersicht

Einige Arbeiten beschäftigen sich mit dem Einfluss von leitfähigen und ferromagnetischen Materialien auf elektromagnetische Trackingsysteme, wobei nur wenige den Einfluss von Ultraschallköpfen untersuchen. In [15] wird der Einfluss von vier verschiedenen 2D Schallköpfen (zweimal Toshiba, zweimal Acuson) auf jeweils ein AC-Trackingsystem (Isotrek II, Polhemus) und ein DC-System (Bird, Ascension) untersucht. Der Störeinfluss wurde in Abhängigkeit des Abstandes zwischen Sensor und Schallkopf studiert. Dabei wurden bei einem Sensor-Emitter Abstand von $\sim 350\text{mm}$ die Störungen für das AC-System von $5\text{--}17\text{mm}$ bei einem Sensor-Schallkopf Abstand von 30mm festgestellt. Das DC-System war robuster und lieferte Störungen von $3\text{--}8\text{mm}$ bei 30mm Sensor-Schallkopf Abstand. In [85] wird der Einfluss eines 2D Schallkopfes (C4-2, Ultramate 9, Advanced Tech. Lab, USA) auf das AC-System Aurora (NDI, Kanada) studiert. Der Abstand von Sensor zu Emitter betrug 450mm . Die Verzerrungen variierten je nach Abstand von Schallkopf zu Emitter zwischen $2\text{--}10\text{mm}$. Ein geringer Abstand von Schallkopf zu Emitter ergab größere Verzerrungen als ein geringer Abstand von Schallkopf und Sensor. In [97] wird nicht der Einfluss von Schallköpfen auf das Trackingsystem evaluiert, sondern der Einfluss von leitfähigen Metallen in der Nähe eines 3D Freihand Ultraschallsystems basierend auf einem elektromagnetischen DC-Trackingsystem (miniBird, Ascension). Bei durch leitfähige Materialien gestörten Volumenmessungen an einem Phantom wurden Fehler von $12\text{--}15\%$ in Abhängigkeit der Position des Ultraschallgerätes beobachtet. Es finden sich keine Arbeiten, die den Einfluss von verschiedenen 3D Schallköpfen auf unterschiedliche Trackingsysteme und -technologien untersuchen.

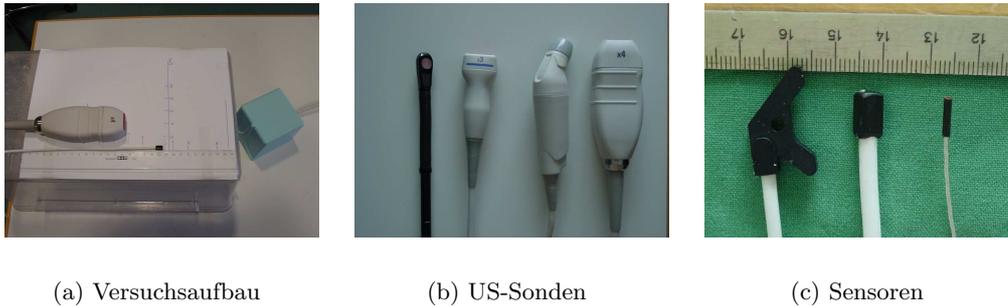


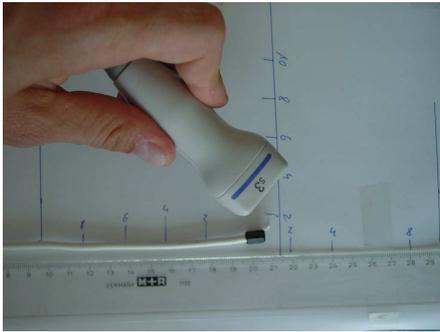
Abbildung 4.14.: Links: Versuchsaufbau. Mitte: untersuchte Ultraschallsonden, von links nach rechts: TEE T6H, 2D S3, TTE R5012, Live3D X4. Rechts: Sensoren der eingesetzten elektromagnetischen Trackingsysteme, von links nach rechts: NDI Aurora 6D, miniBird500, microBird.

4.4.3. Untersuchte Trackingsysteme

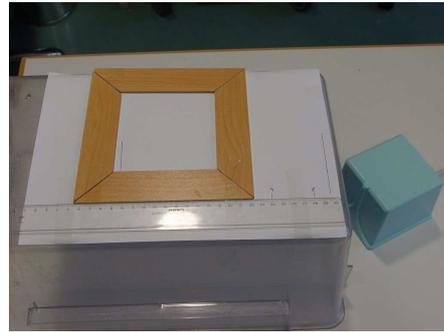
Untersucht wurden die Systeme miniBird500, microBird (beide Ascension Technology, USA) sowie Aurora (NDI, Kanada), siehe Abb. 4.14(c). Die Systeme miniBird500 und microBird basieren auf einer DC-Feld Technologie. Der Sender besteht aus drei orthogonal angeordneten Spulen, welche nacheinander für eine gewisse Zeitspanne angeregt werden. Diese Zeitspanne wird so gewählt, dass induzierte Wirbelströme in benachbarten Metallen möglichst verschwinden. Aus dem in dem Sensor induzierten Strom kann die relative Lage bestimmt werden. Elektromagnetische Positionsmessungen unterliegen zufälligen Störeinflüssen (noise, Rauschen) und systematischen Verzerrungen (distortion, bias). Bei gaussverteilten Messungen entspricht das Rauschen der Standardabweichung und die Verzerrung dem Abstand von gemessenem Mittelwert zu tatsächlichem Mittelwert. Zufällige Störungen werden beispielsweise durch Monitore oder schaltende Stromversorgen hervorgerufen. Systematische Fehler treten beispielsweise durch magnetische Materialien oder metallische Gegenstände im Bereich des Messvolumens auf. Das NDI Aurora System basiert auf einer AC-Feld Technologie. Dabei werden die Sender-spulen mit einem sinusförmigen Signal angeregt. Ein Nachteil gegenüber DC-Systemen ist die erhöhte Anfälligkeit gegenüber metallischen Objekten. In diesen werden durch das Wechselfeld Wirbelströme induziert, die wiederum ein Magnetfeld erzeugen. Dagegen sind AC-Verfahren weniger anfällig gegenüber statischen Magnetfeldern im Bereich des Messvolumens.

4.4.4. Untersuchte Schallsonden

Es wurde der Störeinfluss von vier unterschiedlichen Schallsonden untersucht. Als Ultraschallgerät kam ein Philips SONOS 7500 zum Einsatz. Untersucht wurden die multiplane TEE-Sonde T6H (Philips, 4-6 MHz), die 2D Sonde S3 (Philips, 1-3 MHz), die



(a) Versuch Positionsstabilität



(b) Versuch Wiederholgenauigkeit und Trajektorie

Abbildung 4.15.: Bei Versuch 1 wird die US-Sonde in zufälliger Weise um den fest montierten Sensor bewegt (links). Bei Versuch 4 wird eine lineare Strecke mehrmals vorwärts- und rückwärts abgefahren, bei Versuch 5 wird eine rechteckige Trajektorie abgefahren (rechts).

multiplane TTE-Sonde R5012 (Philips, 4-6 MHz) sowie die Live3D Sonde X4 (Philips, Abb. 4.14(b)).

4.4.5. Versuchsaufbau und Versuchsbeschreibung

Der Transmitter wurde jeweils auf einem ca. 1m hohen Tisch platziert. Damit wurden Störeinflüsse von Stahlkonstruktionen im Boden reduziert. Der Sensor wurde auf einer ca. 20cm hohen Plastikwanne auf dem Tisch platziert, damit wurden potentielle Störeinflüsse der Tischbeine reduziert, siehe Abb. 4.14(a). Das Ultraschallgerät befand sich in einem Abstand von ca. 0.5m zu dem Versuchsaufbau. Ausgewertet wurden Positionsdaten $\vec{p} = (x, y, z)$ sowie Orientierungsdaten in Form von Quaternionen $\vec{q} = (q_0, q_1, q_2, q_3)$ mit $q_i \in [0, 1]$.

Versuch 1: Positionsstabilität mit zufälliger Sondenposition

Hier wurde der Sensor auf der Plastikwanne fixiert und die US-Sonde in einem Volumen von $\pm 10\text{cm}$ in zufälliger Weise um den Sensor bewegt. Dieser Versuch wurde für verschiedene Sondenstände (I. Sonde vom Gerät entkoppelt (aus), II. Sonde an Gerät angeschlossen (an), III. 3D Datenakquisition durch Rotationsakquisition (rotierend, nur für TEE und multiplane TTE Sonde)) durchgeführt.

Versuch 2: Positionsstabilität mit definierter Sondenposition

Um die Ergebnisse aus Versuch 1 weiter systematisch zu analysieren, wurde die US-Sonde im Bereich von $\pm 10\text{cm}$ in Längsrichtung bei Querposition $p_q = 0\text{cm}$ sowie im Bereich von 0cm bis 10cm in Querrichtung bei Längsposition $p_l = 0\text{cm}$ auf den Sensor zugeführt und eine Reihe von Messdaten für jede Position akquiriert. Daraus wur-

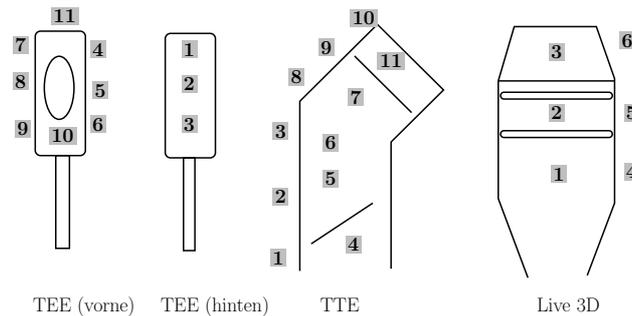


Abbildung 4.16.: Versuch 3: Untersuchte Sensorpositionen auf den Schallsonden.

den Mittelwert und Varianz berechnet und mit der Referenzposition (Messwert ohne Störeinfluss) verglichen. Die Sonden waren dabei mit dem Gerät verbunden und aktiv.

Versuch 3: Optimale Sensorposition relativ zur Sonde

Hier wurden für einige Kombinationen von Sonde/Sensor die Störanfälligkeiten für verschiedene Sensorpositionen (Abb. 4.16) an der jeweiligen Sonde bestimmt. Insbesondere wurden Kombinationen untersucht, bei denen sich in den Versuchen 1 und 2 eine hohe Störanfälligkeit herausstellte.

Versuch 4: Wiederholgenauigkeit

Hier wurde zur Verdeutlichung der Auswirkungen von Störeinflüssen eine lineare Strecke abgefahren, wobei der Sensor an der Sonde montiert war. Die Position am Ausgangspunkt wurde mit der Startposition verglichen. Dieser Versuch wurde exemplarisch für das miniBird500 System durchgeführt.

Versuch 5: Trajektorie

Hier wurde eine festgelegte Trajektorie (ein $10 \times 10\text{cm}$ großes Rechteck, siehe Abb. 4.15(b)) abgefahren. Der Sensor war dabei an der Sonde befestigt. Die gemessene Trajektorie wurde mit der störungsfreien Trajektorie (nur Sensor) verglichen. Zusätzlich wurde die Trajektorie mit dem Sensor abgefahren, wobei die Sonde in Nähe der Trajektorie montiert war. Dadurch wird Anwendungsfall 3 aus Abb. 4.1(b) simuliert. Versuch 5 wurde ebenfalls exemplarisch nur für das miniBird500 System durchgeführt.

Versuch 6: Einfluss der Messrate

Für die gepulsten DC-Systeme miniBird und microBird wurde der Einfluss der Messrate untersucht. Eine Verringerung der Messrate kann bei hoch permeablen Materialien eine Verringerung der Störung bewirken. Die Schallköpfe, die in den vorherigen Versuchen erhebliche Störungen hervorriefen, wurden auf einen fest montierten Sensor gelegt und die Abweichung zur ungestörten Messung für verschiedene Messraten bestimmt. Die Messraten lagen für das miniBird-System im Bereich $(40 - 140)\text{Hz}$ und für das microBird-System im Bereich $(20 - 100)\text{Hz}$.

Berechnung der Positionsstabilität

Für Versuche 1,2,3 und 6 wurde die Positionsstabilität quantitativ bestimmt, für Versuche 4 und 5 wurde die Positionsstabilität qualitativ durch Diagramme angegeben. Die quantitative Bestimmung der Positionsstabilität erfolgte durch Berechnung des Abstandes d_{max} einer Messreihe $\vec{p}_i = (x_i, y_i, z_i)$ von einer ungestörten Messung $\vec{p}_0 = (x_0, y_0, z_0)$ mittels

$$d_{max} = \max_i \left\{ \|\vec{p}_i - \vec{p}_0\|_2 = \sqrt{(x_i - x_0)^2 + (y_i - y_0)^2 + (z_i - z_0)^2} \right\}.$$

4.4.6. Ergebnisse

Im Folgenden werden zur Wahrung der Übersicht nur Messungen von Positionsdaten berücksichtigt. Die Orientierungsdaten zeigten hinsichtlich der Störungen ähnliches Verhalten wie die Positionsdaten. Die Ergebnisse werden hier zusammengefasst, die Messreihen sind im Anhang zu finden.

Versuch 1: Positionsstabilität mit zufälliger Sondenposition

Eine Auswahl an Ergebnissen von Versuch 1 ist in Abb. A.1 für das miniBird500 System, in Abb. A.2 für das microBird System und in Abb. A.3 für das Aurora System zu sehen. Abgebildet sind jeweils die Messreihen ohne Sonde, mit eingeschalteter 2D Sonde, mit eingeschalteter Live3D Sonde, mit aktiver TTE Sonde sowie mit aktiver TEE Sonde. Tabelle 4.2 fasst die Ergebnisse zusammen. Aufgelistet wird die erfasste maximale Abweichung d_{max} . Abbildung 4.17 zeigt die Störungen eines Positionsmesssystems bedingt durch unterschiedliche Sonden (Abb. 4.17(a), 4.17(b) und 4.17(c)) sowie die verursachten Störeinflüsse einer Sonde auf die unterschiedlichen Positionsmesssysteme (Abb. 4.17(d), 4.17(e) und 4.17(f)). Auffällig ist das gegensätzliche Verhalten des Aurora-Systems (AC) und der DC-Systeme (miniBird,microBird). Das AC-System zeigt für die Live3D Sonde wesentlich schlechtere Ergebnisse als für die multiplanen TEE- und TTE-Sonden. Die DC-Systeme hingegen zeigen für die Live3D Sonde wesentlich bessere Ergebnisse als für die multiplanen Sonden.

Versuch 2: Positionsstabilität mit definierter Sondenposition

Eine Auswahl an Ergebnissen von Versuch 2 ist in Abb. A.4 und A.5 für das miniBird500 System, in Abb. A.6 und A.7 für das microBird System und in Abb. A.8 und A.9 für das Aurora System zu sehen. Abgebildet ist die mittlere Abweichung sowie die Varianz in Bezug zur ungestörten Messung.

Versuch 3: Optimale Sensorposition

Die Ergebnisse aus Versuch 1 und 2 zeigen bereits eine deutliche Abhängigkeit des Störeinflusses von der relativen Lage von Sonde und Sensor. Versuch 3 beleuchtet die-

| | miniBird/[mm] | microbird/[mm] | Aurora/[mm] |
|---------------|---------------|----------------|-------------|
| ohne Sonde | 0.15 | 0.18 | 0.2 |
| 2D aus | 0.22 | 0.1 | 5.17 |
| 2D an | 0.28 | 0.30 | 5.56 |
| Live3D aus | 1.00 | 5.55 | 21.20 |
| Live3D an | 3.73 | 8.48 | 31.61 |
| TTE aus | 9.11 | 29.00 | 10.92 |
| TTE an | 5.45 | 61.92 | 10.00 |
| TTE rotierend | 12.53 | 58.26 | 10.22 |
| TEE aus | 6.94 | 36.57 | 7.22 |
| TEE an | 39.15 | 38.31 | 9.83 |
| TEE rotierend | 34.75 | 38.76 | 9.53 |

Tabelle 4.2.: Zusammenfassung der Ergebnisse aus Versuch 1. Aufgelistet wird die erfasste maximale Abweichung d_{max} von der störungsfreien Messung \vec{p}_0 .

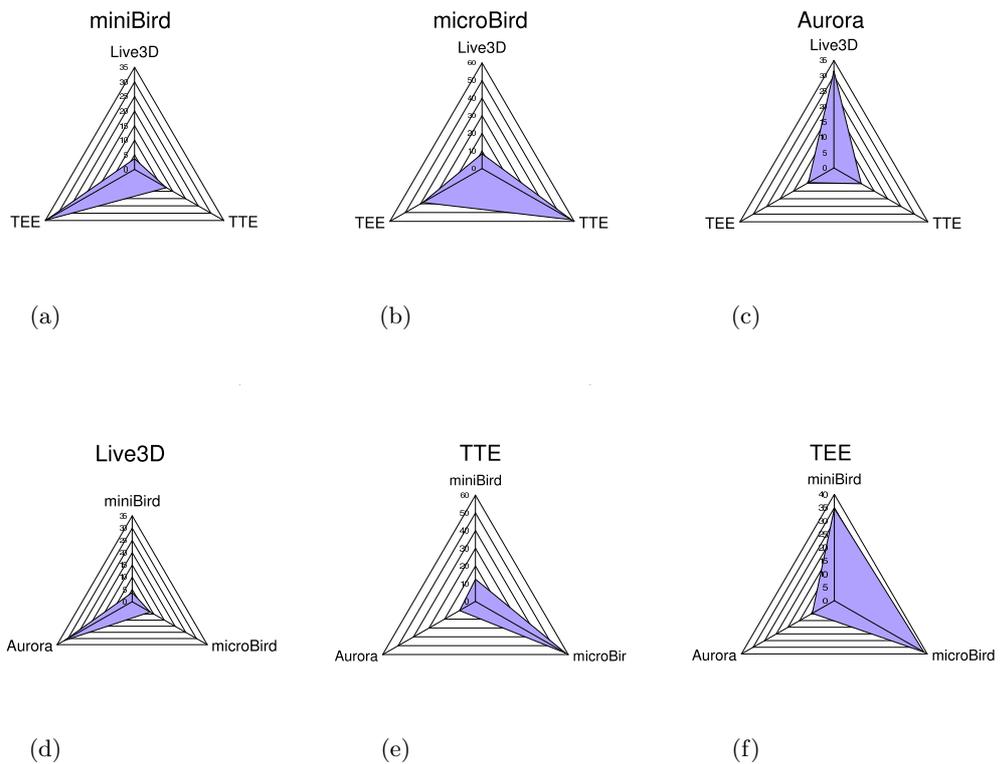


Abbildung 4.17.: Graphische Zusammenfassung der Ergebnisse von Versuch 1. Dargestellt ist der max. Fehler bei Verwendung eines bestimmten EMTS mit unterschiedlichen Sonden (obere Reihe) bzw. einer bestimmten Sonde mit unterschiedlichen EMTS (untere Reihe).

| | miniBird/[mm] | microbird/[mm] | Aurora/[mm] |
|-------------------|---------------|----------------|-------------|
| Live3D/ d_{min} | 1.0(P2/3) | 1.00(P3/6) | 10.0(P2) |
| Live3D/ d_{max} | 5.0(P1) | 12.3(P1) | 27.9(P3/6) |
| TTE/ d_{min} | 5.0(P11) | 6.0(P11) | 1.0(P8) |
| TTE/ d_{max} | 20.9(P5) | 119.2(P4) | 10.8(P3) |
| TEE/ d_{min} | 3.0(P11) | 6.0(P7) | 1.0(P5) |
| TEE/ d_{max} | 15.5(P3) | 30.4(P3) | 8.9(P2) |

Tabelle 4.3.: Zusammenfassung der Ergebnisse aus Versuch 3. Aufgelistet wird die erfasste maximale Abweichung d_{max} und minimale Abweichung d_{min} von der störungsfreien Messung mit zugehöriger Position (P) am Schallkopf (siehe Abb. 4.16).

se Abhängigkeit für verschiedene Sensorpositionen auf der Sonde genauer. Betrachtet wurden jene Sensor/Sonde Kombinationen, welche in den Versuchen 1 und 2 eine hohe Störanfälligkeit zeigten. In den Abbildungen A.10, A.12 und A.11 sind die positionsabhängigen Störeinflüsse durch Treppenstufen erkennbar. Bei dem Aurora-System ist im Gegensatz zu den beiden anderen Systemen ein stärkeres Rauschen erkennbar. Insgesamt kann festgestellt werden, dass eine hohe Sensitivität bezüglich der gewählten Sensorpositionen besteht. Tabelle 4.3 fasst die Ergebnisse zusammen. Abbildung 4.18 zeigt die Störungen eines Positionsmesssystemes bedingt durch unterschiedliche Sonden (Abb. 4.18(a), 4.18(b) und 4.18(c)) sowie die verursachten Störeinflüsse einer Sonde auf die unterschiedlichen Positionsmesssysteme (Abb. 4.18(d), 4.18(e) und 4.18(f)).

Versuch 4: Wiederholgenauigkeit

Aus Abbildung A.13 (jeweils obere blaue Kurven, relative Distanz zur Startposition) wird die Wiederholgenauigkeit bzw. Präzision unter Einfluss verschiedener Sonden deutlich. Die Wiederholgenauigkeit liegt für alle Sonden im Bereich von 1 – 2mm. Aus den jeweiligen unteren roten Kurven (absolute Distanz zum Ursprung des Transmitter-Koordinatensystems) ist jedoch zu sehen, dass trotz akzeptabler Wiederholgenauigkeit hohe Verzerrungen auftreten. Dies gilt insbesondere für die TEE-Sonde (Abb. A.13(c)) deutlich. Die Wiederholgenauigkeit wird maßgeblich von der Varianz der Messungen bestimmt.

Versuch 5: Trajektorie

Dieser Versuch gibt einen Eindruck von Rauschverhalten und Verzerrung. Das Rauschen wird durch die Rauheit der Trajektorie mit Störeinfluss (rote Kurve) verdeutlicht, die Verzerrung durch den Abstand zu der störungsfreien Trajektorie (blaue Kurve). Man erkennt insbesondere bei der TEE-Sonde (Abb. A.14(c)) und der TTE-Sonde (Abb. A.14(d)) ein starkes Rauschen sowie eine starke Verzerrung. Bei Anlegen der Sonde an die Bahn, erkennt man insbesondere für die TEE- und TTE-Sonde eine starke Abweichung im Bereich der Sonde (Abb. A.15(b) und A.15(c) hinten rechts). Bei Anlegen

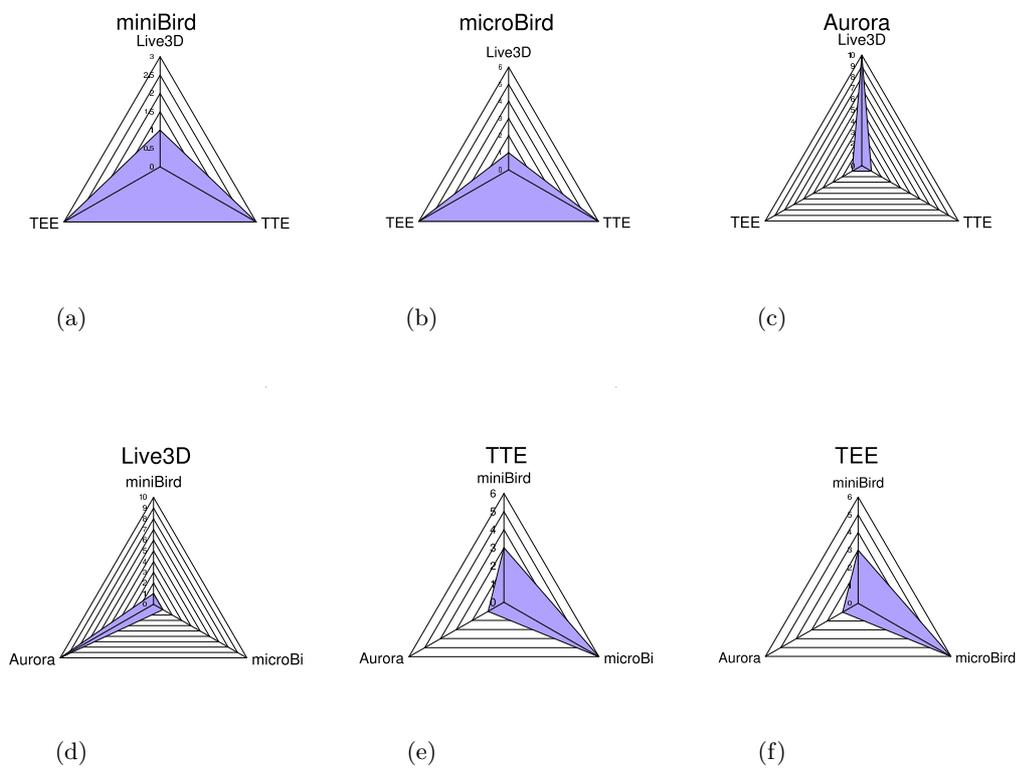


Abbildung 4.18.: Graphische Zusammenfassung der Ergebnisse von Versuch 3. Dargestellt ist der min. Fehler bei Verwendung eines bestimmten EMTS mit unterschiedlichen Sonden (obere Reihe) bzw. einer bestimmten Sonde mit unterschiedlichen EMTS (untere Reihe).

der Sonde in die Nähe des Transmitters sind hingegen weniger Störungen zu bemerken (Abb. A.16).

Versuch 6: Einfluss der Messrate

Eine Variation der Messrate ergab für keines der untersuchten DC-Systeme (mini-Bird500 und microBird) eine wesentliche Reduktion des Störeinflusses (Abb. A.17 und A.17). Die Störeinflüsse sind damit im Wesentlichen auf ferromagnetische Materialien in den Sonden zurückzuführen.

4.4.7. Diskussion

Die Ergebnisse aus Kapitel 4.4.6 liefern wichtige Daten zum Aufbau eines positionsmarkierten 3D Ultraschallsystems. Bisher werden in der Literatur vorwiegend positionsmarkierte 2D Ultraschallsysteme beschrieben [18, 39, 133, 148, 141, 158, 17, 194, 160, 26, 112, 159, 200, 109]. Die in dieser Arbeit gewonnenen Daten bestätigen einen geringen Störeinfluss von 2D Sonden auf elektromagnetische Trackingsysteme. Die Verwendung von positionsmarkierten 3D Ultraschallsystemen wird selten beschrieben. In [106] werden Verfahren zur Kalibrierung von positionsmarkierten 3D Systemen vorgestellt, allerdings nur mit simulierten Daten evaluiert. Mögliche Störeinflüsse von elektromagnetischen Systemen werden nicht berücksichtigt. In [110] werden elektromagnetische Trackingsysteme zur Kontrolle der Positionsstabilität von TEE-Sonden während 3D Datenakquisitionen eingesetzt. Hier sind Störeinflüsse evtl. zu vernachlässigen, da nur die relative Position entscheidend ist. Ein System zur Messung des Herzvolumens aus mehreren 3D Datensätzen wird in [202] beschrieben. Dabei wird jedoch ein mechanisches Trackingsystem verwendet, welches keinen Störungen durch die Schallsonde ausgesetzt ist. In [31] wird ein Trackingsystem zur Kompensation der Patientenbewegung eingesetzt. Auch hier sind relative Positionsänderungen wichtig und Störungen evtl. zu vernachlässigen. Die Ergebnisse der hier beschriebenen Evaluationsstudie zeigen, dass je nach verwendetem Schallkopf und Trackingsystem erhebliche Verzerrungen auftreten können. Die Verwendung von DC-Systemen erscheint in diesem Zusammenhang geeigneter. Es besteht eine große Abhängigkeit der Störung von der Position des Sensors auf dem Schallkopf. Dies ist beim Aufbau eines positionsmarkierten 3D Ultraschallsystems zu beachten. Die Ergebnisse korrelieren mit den Untersuchungen in [15, 85], die jedoch nur für 2D Sonden durchgeführt wurden. Dabei wurden ebenfalls Abhängigkeiten der Störung in Bezug auf verwendete Schallsonde und Trackingsystem festgestellt. Die gemessenen Störungen lagen dabei im Bereich 2–17mm, wohingegen in vorliegender Untersuchung bei multiplanen 3D Sonden Störungen von über 100mm gemessen wurden. Insgesamt bleibt festzuhalten, dass beim Aufbau eines positionsmarkierten 3D Ultraschallsystems, bzw. bei Anwendungen des 3D Ultraschalls in Kombination mit positionsmarkierten Instrumenten eine applikationsspezifische Bestimmung

des Störeinflusses unabdingbar ist.

Die in Abbildung 4.1 beschriebenen Anwendungsszenarien des positionsmarkierten 3D Ultraschalls bzw. des 3D Ultraschalls in Kombination mit positionsmarkierten Instrumenten unterliegen unterschiedlichen Störeinflüssen. In Anwendung 1 (Abb. 4.1(a)), bei der mehrere Volumen aus verschiedenen Richtungen akquiriert werden, kann eine Verzerrung der Positionsmessung sowie ein erhöhtes Rauschen (hohe Varianz der Messdaten) resultieren. In Anwendung 2 (Abb. 4.1(b)), bei der ein positionsmarkiertes Instrument initial mittels Ultraschallaufnahme registriert wird, kann eine Verzerrung der Positionsmessung des Instrumentes auftreten, wenn das Instrument sich zu nahe an der Schallsonde befindet. In Anwendungsszenario 3 (Abb. 4.1(c)), wo ein positionsmarkiertes Instrument relativ zu einer positionsmarkierten Sonde gezeigt wird, resultiert eine Störung durch die Schallsonde in einem Fehler der relativen Position von Schallsonde zu Instrument. Im Hinblick auf neue Anwendungen des positionsmarkierten 3D Ultraschalls (bildbasierte Navigation, Nutzung mehrerer Schallfenster) ist eine genaue Kenntnis der Störeinflüsse unabdingbar. Multiplane 3D Sonden scheinen für solche Zwecke nicht geeignet. Die neuen Live3D Sonden zeigen eine höhere Robustheit und erscheinen für diese Zwecke geeigneter.

4.5. Zusammenfassung

Anwendungen zur Aufnahme von 3D Ultraschalldaten aus mehreren Richtungen als auch Anwendungen der computergestützten Chirurgie motivierten zur Erweiterung aktueller 3D Ultraschallsysteme durch elektromagnetische Positionsmesssysteme. In diesem Kapitel wurden Methoden zur Verifizierung von **These 2**:

“Neuartige 3D Ultraschallsonden lassen sich durch elektromagnetische Positionsmessensoren derart erweitern, dass Bildaufnahmen aus verschiedenen Richtungen kombiniert werden können (positionsmarkierter 3D Ultraschall).”

erarbeitet und diskutiert. Zunächst wurde ein neues Kalibrierungsverfahren vorgestellt. Das Verfahren basiert im Gegensatz zu in der Literatur beschriebenen Verfahren auf dreidimensionalen Daten und liefert daher schon mit wenigen Aufnahmen (≤ 3) zufriedenstellende Ergebnisse. Die in Versuchen ermittelte Genauigkeit ($\sim 3mm$) lag jedoch etwas über den in der Literatur beschriebenen Genauigkeiten ($1-2mm$), was sich durch mehrere Tatsachen erklären läßt. Einerseits wurde die Kalibrierung für hohe, in der Herzchirurgie übliche Eindringtiefen durchgeführt, andererseits zeigte sich ein deutlicher Störeinfluss von 3D Schallsonden auf elektromagnetische Positionsmesssysteme. In dieser Arbeit wurde daher erstmals eine ausführliche Evaluation des Störeinflusses

aktueller 3D Schallsonden auf aktuelle elektromagnetische Positionsmesssysteme unterschiedlicher Technologien (DC, AC) durchgeführt. Der in diesem Kapitel erarbeitete Beitrag zum Stand der Forschung liegt in

- dem Aufbau eines positionsmarkierten 3D Ultraschallsystem mit elektromagnetischen Sensoren,
- einem neuen Kalibrierungsverfahren, welches auf dreidimensionalen Daten arbeitet und mit weniger Datensätzen auskommt,
- sowie einer Evaluierungsstudie des Störeinflusses von aktuellen 3D Schallsonden auf elektromagnetische Trackingsysteme.

Abschließend muss die Aussage von **These 2** kritisch diskutiert werden. Sicherlich können 3D Ultraschallsonden durch elektromagnetische Sensoren erweitert werden. Allerdings zeigen aktuell verfügbare 3D Schallsonden wesentlich höhere Störeinflüsse auf elektromagnetische Sensoren als 2D Sonden. Neue Echtzeit-3D Sonden zeigen sich jedoch in Kombination mit DC-basierten Positionsmesssystemen robust und sind als positionsmarkierte 3D Sonden einsetzbar. Neben der in Kapitel 3.3.6 beschriebenen Anwendung zur vektoriellen Geschwindigkeitsbestimmung ergeben sich gerade im Bereich der Therapieunterstützung durch intraoperative Bildgebung und Visualisierung relativer Positionen von Instrument zu anatomischen Strukturen interessante Anwendungen für positionsmarkierte 3D Ultraschallsysteme (siehe Kapitel 4.1 und 5).

Navigation zur minimal-invasiven chirurgischen Ablation von Vorhofflimmern

„Wenn ein Seemann nicht weiß, welches Ufer er ansteuern muß, dann ist kein Wind der richtige.“

*Lucius Annaeus Seneca, Philosoph
und Dichter*

In Kapitel 2 wurden verschiedene Therapieoptionen für Vorhofflimmern erläutert. Insbesondere wurde der Stellenwert der kurativen Verfahren mittels Chirurgie und Katheterablation hervorgehoben. Ein neues therapeutisches Verfahren sollte nach Möglichkeit die Vorteile beider Verfahren kombinieren, insbesondere die Minimalinvasivität der Katheterablationen mit den Heilungsraten chirurgischer Verfahren. Ein europäisches Konsortium hat sich genau diese Aufgabe zum Ziel gesetzt. Eine Gruppe von Ingenieuren aus Frankreich, England, Deutschland und Herzchirurgen aus Belgien, unter Leitung von GeBo Consult (Brüssel, Belgien) entwickelte ein neues Instrument zur minimal-invasiven chirurgischen Ablation [19, 57]. In diesem Kapitel wird auf Grundlage von **These 3:**

“Der 3D Ultraschall liefert intraoperativ wertvolle und unabdingbare Informationen zur exakten Platzierung minimal-invasiver Instrumente zur chirurgischen Ablation von Vorhofflimmern.”

die im Rahmen dieses Projektes entwickelte Konzeption und Realisierung eines bildba-

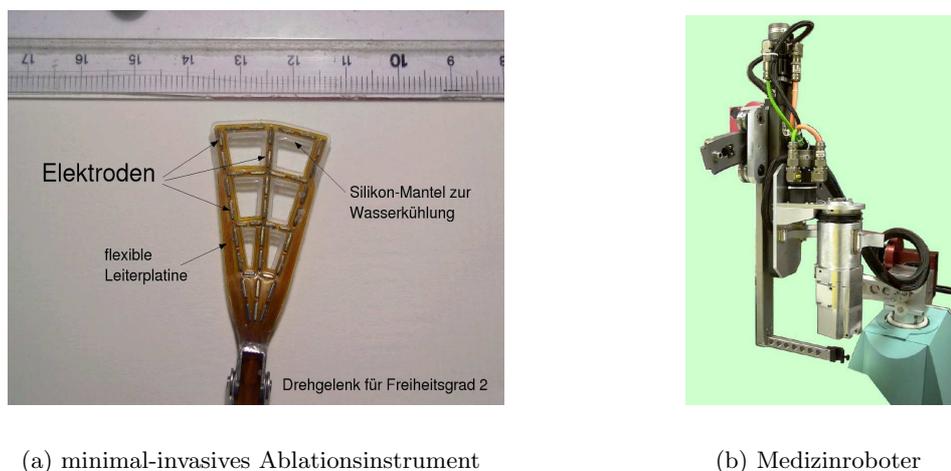


Abbildung 5.1.: Links: neues, minimal-invasive Ablationsinstrument[57] und zugehöriger Medizinroboter (rechts).

sierten Navigationsworkflows für die minimal-invasive Herzchirurgie vorgestellt. Nach einer Beschreibung des neuen Ablationsinstrumentes und einer Literaturübersicht über intrakardiale und chirurgische Navigationssysteme wird in diesem Kapitel der Entwurf eines System zur ultraschallbasierten, intraoperativen Navigation desselben beschrieben und diskutiert.

5.1. Hintergrund: Ein neues, minimal-invasives Ablationsinstrument

Die chirurgische Therapie verspricht heute insbesondere bei chronischem Vorhofflimmern die besten Erfolgsaussichten. Meistens wird dabei der Brustkorb eröffnet (Sternotomie) sowie das Herz unter Verwendung einer Herz-Lungen-Maschine stillgelegt (siehe Kapitel 2.1.6). Eine Brustkorberöffnung ist jedoch mit erheblichen postoperativen Schmerzen und Komplikationen, z.B. der Gefahr einer Entzündung (Mediastinitis), verbunden. Die Verwendung von Herz-Lungen-Maschinen birgt weiterhin die Gefahr von Schlaganfällen, Gedächtnisverlusten und Nieren- oder Lungenerkrankungen. Das neu entwickelte Instrument (Laboratoire d'Automatique, Ecolé Nationale Supérieur de Méchanique et des Microtechniques, Besançon) wird in einem minimal-invasiven Verfahren am schlagenden Herzen eingesetzt. Dabei erfolgt der Zugang über eine kleine Spreizung der linken Rippen (links-laterale Mini-Thoracotomie). Das eigentliche Ablationsinstrument (Abb. 5.1(a)), im Folgenden *Umbrella* genannt, besteht aus einer flexiblen, superelastischen Leiterplatte mit 22 Ablationselektroden. Die Elektroden können einzeln mittels Radiofrequenz-Energie aktiviert werden. Der Umbrella ist an ei-

ner Führungsstange befestigt, welche über einen 10mm Trochar über das linke Herzohr in den linken Vorhof eingeführt wird. Nachdem der Trochar am linken Herzohr befestigt wurde, wird die Führungsstange ausgefahren und der Umbrella kann im Vorhof entfaltet werden. Durch die Elastizität kann sich der Umbrella der Herzwand beliebig anpassen. Zusätzlich erfolgt eine Kühlung der Elektroden mittels Salzwasserlösung, um einen Temperaturanstieg von $> 60^\circ$ zu verhindern und tiefere Läsionen zu gewährleisten. Der Umbrella mitsamt Führungsstange und Trochar wird an eine mechanischen Schnittstelle eines Halte- und Manipulatorsystems (medizinischer Roboter) befestigt und mit diesem geführt und gesteuert.

5.1.1. Medizinroboter

Der medizinische Roboter wurde von Armstrong Healthcare Ltd. (London, UK) entwickelt. Er wird manuell vom Chirurgen am Patienten positioniert. Ist eine optimale Position erreicht, wird diese verriegelt. Im Roboter ist eine Steuerbox integriert. In diese Steuerbox wird eine Einheit eingeklinkt, welche im Wesentlichen aus dem Trochar und dem Umbrella besteht. Dieser Teil wird sterilisiert und nur einmal verwendet. Der Roboter verfügt zur initialen Positionierung über drei Freiheitsgrade. Nach Fixierung und Entfaltung des Umbrellas kann dieser in drei weiteren Freiheitsgraden bewegt werden (Translation M5, Kippung M2, Rotation um die eigene Achse M4, siehe Abb. 5.2).

Dazu wird eine Steuersoftware mit graphischer Oberfläche vom Chirurgen interaktiv bedient. Die Funktionsweise des Medizinroboters entspricht eher der eines Telemanipulators als der eines autonomen Roboters.

5.1.2. Gesamtsystem

Das Gesamtsystem besteht aus einem Steuerrechner, einem Navigationsrechner, dem Medizinroboter mit Umbrella, einem Ultraschallgerät, einem RF-Generator und einer Pumpe zur Flüssigkeitskühlung (Abb. 5.3). Das Navigationssystem verfügt über zwei Schnittstellen zu

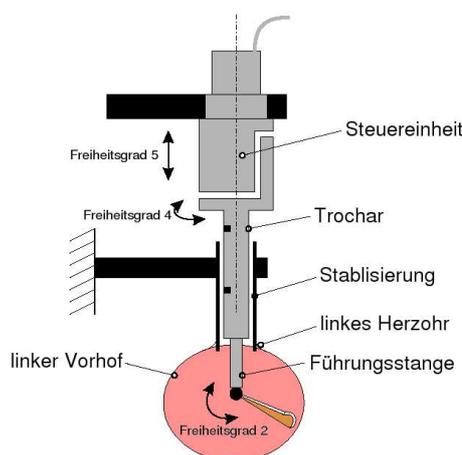


Abbildung 5.2.: Schematische Darstellung des Medizinroboters mit intraoperativ steuerbaren Freiheitsgraden.

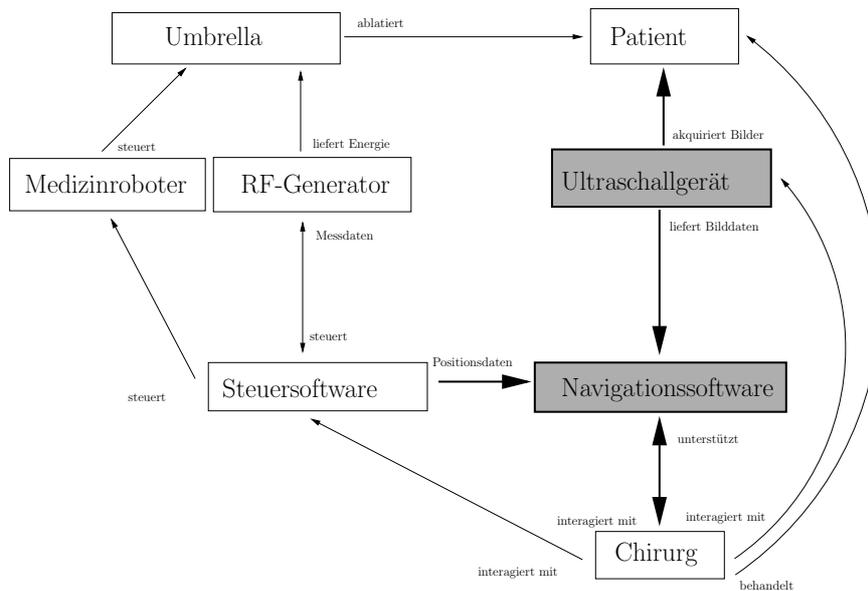


Abbildung 5.3.: Schematische Darstellung des Gesamtsystems. Die in dieser Arbeit bearbeiteten Komponenten sind dunkel dargestellt.

1. Ultraschallgerät zum Einlesen von Bilddaten,
2. Steuersoftware zum Empfang von Positionsdaten des Umbrellas

sowie einer Benutzerschnittstelle zum bedienenden Chirurgen. Die Kommunikation des Steuerrechners mit dem Medizinroboter und dem Navigationssystem erfolgt über eine serielle Schnittstelle. Zum Bilddatentransfer vom Ultraschallgerät zum Navigationssystem kommt eine Ethernetschnittstelle zum Einsatz.

5.1.3. Operationsszenario

Wie oben bereits erläutert, erfolgt der Zugang zum Herz über eine links-laterale Mini-Thoracotomie (Abb. 5.4). Dazu wird der Patient in rechts-lateraler Seitenlage positioniert. Zur Stabilisierung werden Druckkissen verwendet. Nach Öffnung des Patienten wird der Haltearm des Medizinroboters so positioniert, dass der Trochar am linken Herzohr befestigt werden kann. Dazu wird eine chirurgische Schleusentechnik angewandt (Abb. 5.5). Danach erfolgt die Steuerung des Instrumentes über eine spezielle Software, welche vom Chirurgen interaktiv bedient wird. Die Bewegungen des Umbrellas werden dadurch zu jedem Zeitpunkt durch den Chirurgen kontrolliert. Zu Beginn der Operation wird der Nullpunkt kalibriert. Dies entspricht der Translationsposition, an der die Führungsstange des Umbrellas aus dem Trochar austritt bzw. in den Vorhof eintritt. Die Kalibrierung erfolgt über visuelle Marker des Haltearms. Nach Abschluss der Operation wird der Umbrella zurückgezogen, der Trochar entfernt und das Herzohr vernäht.

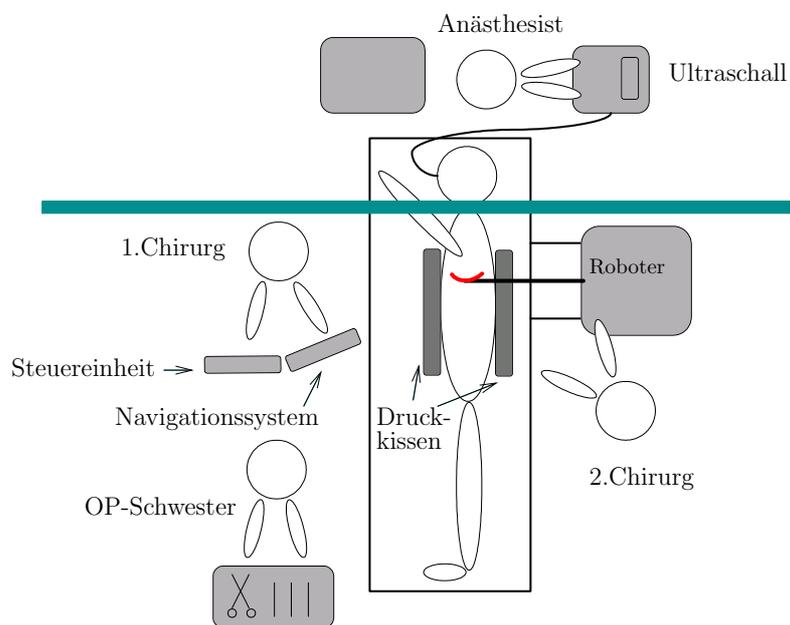


Abbildung 5.4.: Operationsszenario des neuen chirurgischen Ablationsverfahrens.

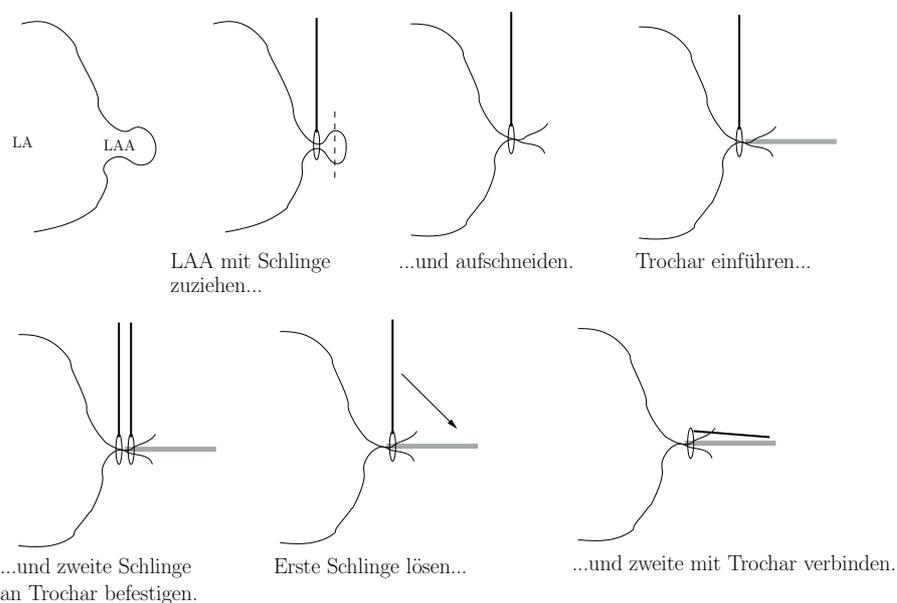


Abbildung 5.5.: Zugang zum linken Vorhof (left atrium, LA) über das Herzohr (left atrial appendage, LAA).

5.1.4. Navigationsunterstützung

Durch die minimal-invasive Anwendung des neuen Instrumentes ist eine bildgestützte Navigationsunterstützung unabdingbar. Der Chirurg hat während der Operation keine Sicht auf das Instrument und die anatomische Zielregion, welche sich innerhalb des linken Vorhofs befinden. Ziel einer solchen Navigation ist die Darstellung der (nicht einsehbaren) realen Situation auf einem Computer durch eine dreidimensionale Visualisierung von (virtueller) anatomischer Zielregion und (virtuellem) Instrument und deren relativer Lage zueinander.

5.2. Stand der Forschung

Zur Eingliederung der entwickelten Methoden in den Stand der Forschung wird im Folgenden ein Literaturüberblick über bildgestützte chirurgische Navigationsverfahren und navigierte Katheterablationsverfahren gegeben.

5.2.1. Allgemeine bildgestützte Navigation

Bildgestützte Navigationsverfahren sind in einigen Bereichen der Medizin, insbesondere bei Eingriffen an starren Regionen, in klinischer Routine zu finden. Ziel einer navigierten Chirurgie ist die Darstellung der relativen Lage von Instrument zu Anatomie auf einem Bildschirm. Zu Unterscheiden ist hierbei das “reale therapeutische Objekt” von dem “virtuellen therapeutischen Objekt” sowie das “reale Instrument” von dem “virtuellen Instrument” [100]. Das virtuelle therapeutische Objekt wird meist durch Bildgebungsverfahren erzeugt. Nun soll auf dem Rechner das virtuelle Instrument relativ zu dem virtuellen therapeutischen Objekt visualisiert werden. Entscheidend dabei ist die Abbildung des Koordinatensystems des virtuellen Instrumentes auf das Koordinatensystem des virtuellen therapeutischen Objektes entsprechend der realen Situation. Dies kann bei bildgestützten Verfahren durch folgende Szenarien erreicht werden:

1. Navigation mit Registrierung
 - (a) präoperative Bilddaten mit Markern (PBMM): hier werden präoperative Bilddaten mit zuvor implantierten oder aufgeklebten Markern angefertigt. Diese Marker werden intraoperativ mit einem positionsmarkierten Zeiger angefahren und in den Bilddaten markiert. Mit der dadurch erhaltenen Zuordnung kann die Abbildung von Instrumentenkoordinaten zu Bildkoordinaten berechnet werden.
 - (b) präoperative Bilddaten ohne Marker (PBOM): hier werden präoperativ Bilddaten ohne Marker angefertigt. Intraoperativ werden weitere Bilddaten (z.B.

Ultraschall, Oberflächenscan) erhoben. Diese intraoperativen Bilddaten müssen positionsmarkiert im Instrumentenkoordinatensystem vorliegen. Nach einer Bildregistrierung von intraoperativen und präoperativen Daten kann die Abbildung von Instrumentenkoordinaten zu Bildkoordinaten berechnet werden. Alternativ können anstatt einer intraoperativen Bildgebung anatomische Landmarken mit einem positionsmarkiertem Zeiger angefahren werden. Bei diesem Prinzip werden externe Marker durch interne, anatomische Landmarken ersetzt.

- (c) intraoperative Bilddaten mit Marker (IBMM): wie (1a), jedoch werden intraoperativ erzeugte Bilddaten verwendet. Man kann damit einfach auf Morphologieänderungen während der OP reagieren und neue Bilder anfertigen.
- (d) intraoperative Bilddaten ohne Marker (IBOM): wie (1c), jedoch werden statt externer Marker anatomische Landmarken zur Registrierung verwendet. Auch hier kann einfach auf Morphologieänderungen während der OP reagiert werden.
- (e) intraoperative Bilddaten ohne Landmarken (IBOL): hier wird eine intraoperative Aufnahme des therapeutischen Objektes als auch des Instrumentes angefertigt. Ein Abtasten von Landmarken oder Markern entfällt. Nach einer Identifikation (Segmentierung) des Instrumentes in den Bilddaten können Instrumentenbewegungen relativ zu den Bilddaten angezeigt werden.

2. Navigation ohne Registrierung

- (a) positionsmarkierte intraoperative Bildgebung (PIB): hier werden intraoperativ positionsmarkierte Bilddaten erhoben. Die relative Lage des positionsmarkierten Instrumentes ist nun direkt in den Bilddaten visualisierbar. Einsetzbare Modalitäten sind Ultraschall und C-Bögen, erste Erfahrungen existieren auch mit positionsmarkierten CT-Geräten [152].
- (b) intraoperative Echtzeitbildgebung (IEB): hier werden Bildaufnahmen des therapeutischen Objektes und des Instrumentes in Echtzeit erhoben. Bei ausreichender Erkennbarkeit des Instrumentes in den Bilddaten ist dessen relative Lage zur Anatomie beurteilbar. Als bildgebende Verfahren sind Ultraschall, C-Bögen oder Videobilder (Endoskopie) einsetzbar. Hier kann auf eine Positionsmarkierung des Instrumentes verzichtet werden.

Vor- und Nachteile der Verfahren mit Beispielen werden in Tabelle 5.1 zusammengefasst. Die Positionsmessung von Instrument und/oder Bildmodalität erfolgt meist mittels optischen oder elektromagnetischen Technologien. In der Neurochirurgie (z.B. Vector-

| Prinzip | Vorteil | Nachteil | Beispiel |
|----------------|---|---|--|
| PBMM | Hochauflösende Bilddaten (CT, MRT) | Ungenauigkeiten durch Registrierung, Notwendigkeit von externen Markern | Katheterablation [42], Gelenkchirurgie [100], HNO-Chirurgie [188], Neurochirurgie (Komb. PBMM-PBOM mit intraop. CT)[136] |
| PBOM | Hochauflösende Bilddaten, keine externen Marker | Ungenauigkeiten durch bildbasierte Registrierung oder ungenaue anatomische Landmarken | Leberchirurgie [70], Gelenkchirurgie [100], MKG-Chirurgie[81], Neurochirurgie [114] |
| IBMM | Intraoperatives Update bei Morphologieänderung möglich | meist eingeschränkte Bildqualität (C-Bogen, Ultraschall), Notwendigkeit von externen Markern | Gelenkchirurgie [100] |
| IBOM | Intraoperatives Update bei Morphologieänderung möglich, keine externen Marker | meist eingeschränkte Bildqualität (C-Bogen, Ultraschall), Ungenauigkeiten durch ungenaue Abtastung anatomischer Landmarken | Gelenkchirurgie [100] |
| IBOL | Intraoperatives Update bei Morphologieänderung möglich, keine externen oder anatomischen Marker | meist eingeschränkte Bildqualität (C-Bogen, Ultraschall), Segmentierung/Lokalisation von Instrument in Bilddaten erforderlich | aktive Katheternavigation [53], vorliegende Arbeit |
| PIB | Registrierung entfällt, "shoot-and-navigate" | exakte Kalibrierung der Bildmodalität notwendig, bisher nur C-Bogen und Ultraschall | Gelenkchirurgie (C-Bogen) [100], Neurochirurgie (US) [21], Tumorablation [168] |
| IEB | Registrierung entfällt, kein Positionsmesssystem notwendig | Echtzeitbildgebung notwendig, Instrument muss in Bildbereich sein | Katheterablation [98], Herzchirurgie [103] |

Tabelle 5.1.: Übersicht über aktuelle bildbasierte Navigationsprinzipien.

Vision, BrainLAB AG), HNO-Chirurgie (z.B. Kolibri, BrainLAB AG) und der Orthopädie (z.B. OrthoPilot, Aesculap AG & Co.KG) werden schon seit einigen Jahren Navigationsverfahren in klinischer Routine eingesetzt. Neben bildbasierten Verfahren werden in der Orthopädie auch bildfreie Systeme eingesetzt [100].

Aktuelles Forschungsgebiet ist die Navigation in der Weichteilchirurgie. Hier besteht die Herausforderung in der Vorhersage der Gewebeverschiebung. Ein Ansatz ist das Einbringen sogenannter Navigationshilfen, welche mit elektromagnetischen Sensoren bestückt sind, in die Zielregion [235]. Aus der Verschiebung dieser Navigationshilfen und der Integration von physikalischem Wissen über Gewebebewegung (z.B. Glattheit und Inkompressibilität) lassen sich nun Verschiebung innerhalb der Zielregion vorher-sagen. Eine aktuellen Überblick über Methoden zur intraoperativen Bestimmung von Gewebeverschiebungen geben Hawkes et al. [72].

Alle in der Literatur beschriebenen Verfahren sind darauf ausgelegt, starre Instrumente zu navigieren. Arbeiten über die Navigation von sich verformenden Instrumenten sind nicht zu finden.

5.2.2. Navigation in der minimal-invasiven und robotergestützten Herzchirurgie

Bei vielen minimal-invasiven herzchirurgischen Eingriffen, z.B. minimal-invasive Bypass-OP (MICAB) [116] oder minimal-invasive Radiofrequenzablation [6], ist die Sicht auf das Operationsfeld groß genug, um auf zusätzliche Bildgebung oder Navigation verzichten zu können. Bei zu kleinem OP-Feld werden video-assistierte Eingriffe beschrieben [103]. Diese Technik ist auch bei minimal-invasiven Eingriffen mittels Telemanipulator [43, 105, 179, 102] üblich, wo über einen zusätzlichen Port eine Kamera eingeführt wird. Die Steuerung erfolgt nun mittels direkter visueller Rückkopplung von Kamera-bild zu Chirurg. Zunehmend wird auch der Einsatz von transösophagealem Ultraschall (TEE) beschrieben [166, 111]. So wird zur Beurteilung der Herzfunktion bei minimal-invasiven Bypass- und Klappen-Operationen TEE eingesetzt [166]. Auch für die Port-Access-Chirurgie¹ liefert TEE wichtige Information[166, 111]. Die Rolle von TEE in der Herzchirurgie nimmt dabei invers proportional mit der Sicht des Chirurgen auf das OP-Feld zu [111].

¹Bei der Port-Access-Chirurgie wird eine Herz-Lungen-Maschine ohne Eröffnung des Brustkorbes angeschlossen.

5.2.3. Konventionelle Katheternavigation

Die exakte Positionierung von Ablationskathetern ist ein kritischer Schritt bei der Behandlung von Vorhofflimmern. Entweder müssen anatomische oder elektrophysiologische Landmarken exakt erreicht (fokale Ablation) oder kontinuierliche Läsionen erzielt werden (PV-Isolation, Katheter-Maze). Am häufigsten in klinischer Routine eingesetzt wird dabei die klassische Röntgenbildgebung (Fluoroskopie). Dabei werden während der Katheterplatzierung Echtzeitbilder angefertigt. Das Verfahren entspricht daher Kategorie IEB aus Tabelle 5.1.

Bei alleinigem Einsatz der Fluoroskopie können Interventionszeiten von bis zu 6 Stunden bei mehreren Stunden Röntgenbelastung (siehe Tabelle 5.2) entstehen, was eine nicht zu unterschätzende Belastung für Patient und Kardiologen darstellt [12, 118]. Die Fluoroskopie ist ein Projektionsverfahren, sodass die dreidimensionale Orientierung schwierig ist. Damit ist im Falle von Ablationsverfahren die Gefahr groß, zu nahe und zu tief in den Pulmonalvenen zu ablatieren. Weiterhin ist der Kontakt des Katheters mit dem Gewebe schlecht beurteilbar und anatomische Varianten der Pulmonalvenen können intraoperativ schwer beurteilt werden. Zur Beurteilung der Anatomie ist die Gabe von Kontrastmittel (Angiographie) notwendig.

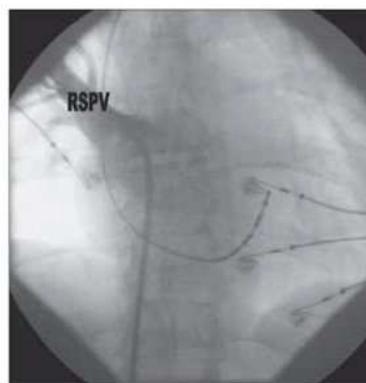


Abbildung 5.6.: Klassische fluoroskopische Navigation.

5.2.4. Elektroanatomische Navigationssysteme

Die in diesem Kapitel beschriebenen elektroanatomischen Navigationssysteme helfen die Fluoroskopiezeiten zu senken und eine genauere Positionierung zu erzielen. Allerdings kann auch beim Einsatz dieser auf die Fluoroskopie nicht komplett verzichtet werden. Grundlage der Verfahren ist die Positionsbestimmung der Katheter innerhalb des Vorhofs. Dazu werden verschiedene physikalische Prinzipien eingesetzt. Durch Abtastung des Endokards wird ein geometrisches Modell erzeugt. Damit kann die relative Lage von Ablationskatheter zu Anatomie zu jedem Zeitpunkt visualisiert werden. Die beschriebenen Systeme lassen sich in Kategorie PIB aus Tabelle 5.1 einordnen. Im Folgenden wird auf Details und Unterschiede der aktuellen elektroanatomischen Systeme eingegangen. Die beschriebenen Systeme sind kommerziell verfügbar und werden in klinischer Routine eingesetzt. Die Funktionsweisen der unterschiedlichen Systeme mit ihren jeweiligen Vor- und Nachteilen werden in Tabelle 5.2 zusammengefasst.

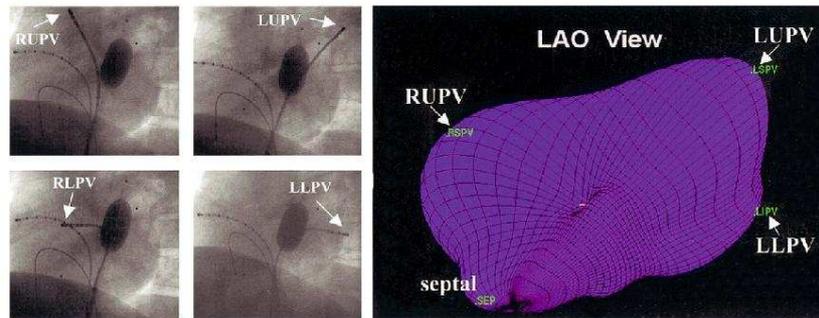


Abbildung 5.8.: Anwendung des Ensite-Navigationssystems. Rechts dargestellt ist ein rekonstruierter linker Vorhof. Der Abtastkatheter wurde dazu in alle vier Pulmonalvenen geführt. Auf den Fluoroskopieaufnahmen (links) ist der Ballon-Referenzkatheter zu erkennen[79].

5.2.4.1. Ensite 3000

Grundlage der Katheternavigation mittels Ensite 3000 (Endocardial Solutions, USA) ist ein ballonartiger Referenzkatheter (Abb. 5.7), welcher unter Röntgenkontrolle platziert wird (Abb. 5.8). Der Referenzkatheter besteht aus 64 sehr dünnen Drähten und einer Vielzahl von Elektroden. Der Balloon wird unter Fluoroskopiekontrolle platziert und danach entfaltet. Er dient einerseits zur Aufzeichnung der endokardialen Potentiale (Mapping). Andererseits wird er als Referenzkatheter zur Bestimmung der Lage von Arbeitskathetern verwendet. Es sind keine speziellen Arbeitskatheter notwendig, jeder gewöhnliche Katheter kann verwendet werden. Durch Abgabe eines Niedrigstromes kann der Signalwinkel des Arbeitskatheters zu den Elektroden des Referenzkatheters und damit seine relative Lage bestimmt werden. Zur Bestimmung einer dreidimensionalen Geometrie werden mehrere Punkte des Endokards abgetastet, Hindricks et al.[79] verwendet beispielsweise die vier Pulmonalvenen als Abtastpunkte. Das System liefert eine Genauigkeit von $4 \pm 3.2mm$ [12]. Ein klinischer Einsatz zur Ablation von Vorhofflimmern wird von Hindricks et al.[79] beschrieben. Der große Balloon und dessen schlechte Positionsstabilität sind Nachteile des Verfahrens.

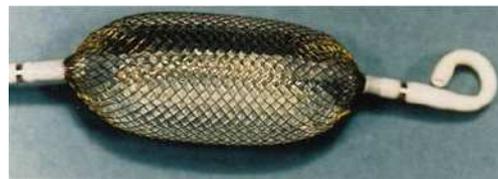


Abbildung 5.7.: Ensite 3000 System mit Referenz-Balloon[161].

5.2.4.2. Ensite NavX und Ensite DIF

Eine Weiterentwicklung stellt das Ensite NavX System (Endocardial Solutions, USA) dar. Über drei orthogonal angelegte Hautelektroden wird ein Potentialfeld aufgebaut[199]. Durch Potentialmessung im Arbeitskatheter kann dessen relative Lage bestimmt werden. Die Konstruktion der dreidimensionalen Geometrie erfolgt wie beim Ensite 3000 System durch Abtastung mehrerer Punkte des Endokards.

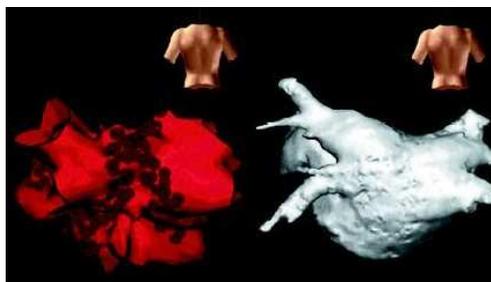


Abbildung 5.9.: Ensite NavX/DIF System [199].

Eine Erweiterung des NavX System stellt das Ensite DIF (Digital Image Fusion) Konzept dar. Hierbei wird ein präoperativ akquirierter MRT- oder CT-Datensatz neben der rekonstruierten Geometrie angezeigt (Abb. 5.9). Zukünftiges Ziel der Ensite Systeme ist eine Registrierung von präoperativen Daten mit der rekonstruierten Geometrie, um eine Navigation auf präoperativen Daten zu ermöglichen. Dies entspräche Kategorie PBOM aus Tabelle 5.1.

5.2.4.3. Localisa

Das Localisa System (Medtronic, USA, siehe Abb. 5.10(a)) ist ein reines Navigationssystem und verfügt in Gegensatz zu den anderen Systemen über keine Funktionalität zum Mapping elektrischer Aktivitäten [196, 117, 12]. Es kann mit jedem Ablationskatheter verwendet werden. Dazu wird ähnlich wie bei dem Ensite NavX/DIF System ein externes elektrisches Feld mittels drei orthogonalen Hautelektroden angelegt. Es wird jeweils ein Strom von $1mA$ und leicht unterschiedlichen Frequenzen im Bereich von etwa $30kHz$ in drei orthogonale Richtungen abgegeben. Diese Felder erzeugen nun unterschiedliche Potentiale an den Kathetern, womit diese räumlich verfolgt werden können. Das System liefert eine Positionierungsgenauigkeit von $2mm$ bei einer Wiederholungsgenauigkeit von $1.4 \pm 1.1mm$ [196]. In [117] konnte bei Verwendung des Localisa Systems bei einer Pulmonalvenen-Isolation eine signifikant geringere Fluoroskopiezeit ($8 \pm 4min$) gegenüber reiner fluoroskopischer Navigation ($23 \pm 9min$) gezeigt werden.

5.2.4.4. CARTO

Grundlage des CARTO Systems (Biosense Webster, USA, siehe Abb. 5.10(b)) ist ein externes Magnetfeld, welches über ein Generatorpad unter dem Patienten erzeugt wird [63]. Das Generatorpad baut magnetische Felder mit abnehmender Feldstärke auf. Die relative Lage in Bezug auf die Magnetfeldgeneratoren als auch die Orientierung eines

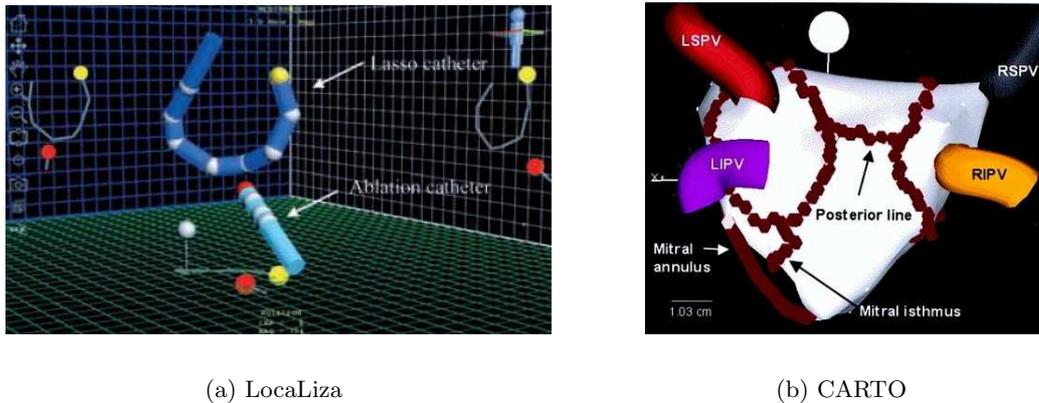
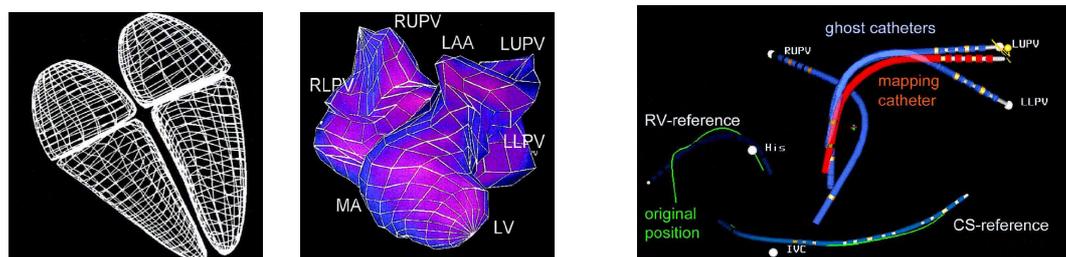


Abbildung 5.10.: Links: LocaLiza-System[117], rechts: CARTO-System mit rekonstruiertem Vorhofmodell, anatomischen Landmarken und gelegten Ablationslinien[139].

speziellen Katheters können daraus bestimmt werden. Dazu ist ein Magnetfeldsensor an der Spitze des Katheters notwendig. Der Sensor ermöglicht die Bestimmung des Abstandes zu jedem der Generatoren. Der Schnittpunkt der dadurch erzeugten Kugeloberflächen ergibt die aktuelle Lage des Katheters. Durch Abtasten mehrerer Punkte des Endokards kann eine dreidimensionale Geometrie erzeugt werden (Abb. 5.10(b)). Dabei werden Punkte nur beachtet, wenn die Positionstabilität über mehrere Herzzyklen $< 2\text{mm}$ beträgt. Die Ablationskatheter werden relativ zu dieser anatomischen Karte angezeigt. Zur Kompensation der Herzbewegung wird die Position bzgl. eines bestimmten Punktes des EKG's gemessen (EKG-Triggerung). Wird auf die R-Zacke getriggert, wird jeweils die diastolische Lage des Katheters angezeigt. Zur Kompensation der Patientenbewegung und der globalen Herztranslation während eines Zyklus wird ein Referenzkatheter an eine bestimmte Stelle, z.B. in den Koronarsinus, gesetzt. Die Position des Arbeitskatheters wird nun relativ zu diesem Referenzkatheter bestimmt. Die Positionierungs- als auch die Wiederholgenauigkeit liegen im Millimeterbereich [63, 169]. Der Einsatz von CARTO zur Ablation von Vorhofflimmern wird von Pappone et al.[144] beschrieben.

5.2.4.5. RPM

Das RPM System (Cardiac Pathways, USA) basiert auf einer Ultraschall-Ranging Technologie [35, 12]. Dazu werden zwei Referenzkatheter in den rechten Vorhof und die rechte Kammer eingeführt. Die Referenzkatheter verfügen über vier, der Ablations-/Mapping-Katheter über drei Ultraschallempfänger. Ein externer Ultraschallsender sendet Pulse mit 558.5kHz . Durch Zeitmessung und einer Triangulationstechnik können die relativen Positionen der Katheter bestimmt werden. Die Positionsstabilität der Referenzkatheter



(a) generisches Herzmodell

(b) rekonstruierter linker Vorhof

(c) Darstellung der Ablationskatheter

Abbildung 5.11.: Beim RPM System wird ein generisches Herzmodell (links) mittels mehreren abgetasteten Landmarken angepasst[163]. Mitte: Beispiel mit vier Landmarken (in diesem Fall die vier Pulmonalvenen). Die Ablationskatheter werden in einer 3D Darstellung relativ zu den Landmarken und Referenzkatheter visualisiert (rechts).

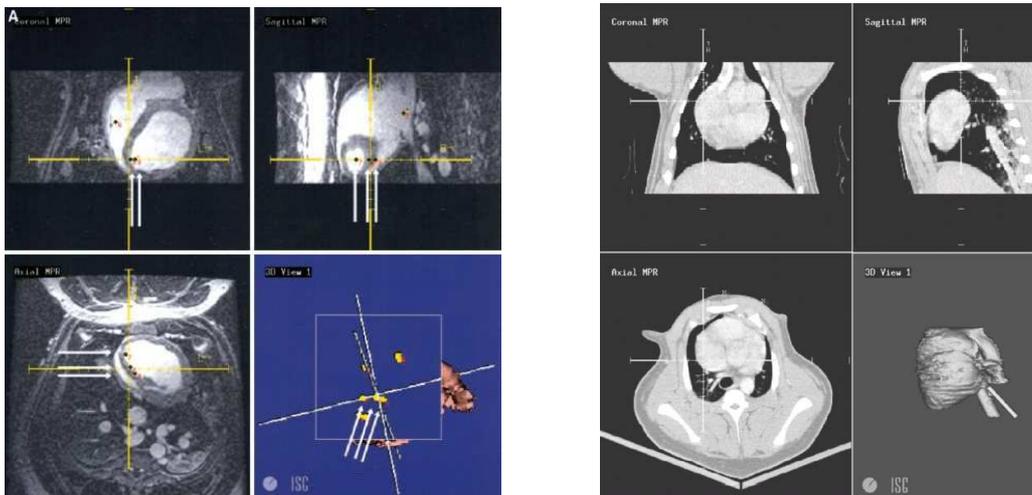
wird mit $5mm$ angegeben [35], die Wiederholgenauigkeit mit $2 \pm 1.2mm$. Das System wurde u.a. zur Ablation von fokalem Vorhofflimmern eingesetzt [163].

| System | Funktion | Vorteil | Nachteil |
|-----------------|----------------------------------|---|---|
| Ensite 3000 | Referenz-Katheter, Strommessung | keine Spezialkatheter | dicker Referenzkatheter, geringe Stabilität des Referenzkatheter |
| Ensite NavX/DIF | Spannungsfeld mit Hautelektroden | keine Spezialkatheter, keine Referenzkatheter, präoperative Daten anzeigbar | |
| CARTO | Magnetfeld | kein Referenzkatheter | Spezialkatheter |
| LocaLisa | Spannungsfeld mit Hautelektroden | keine Spezialkatheter, kein Referenzkatheter | kein Mapping |
| RPM | Referenzkatheter, Ultraschall | | Spezialkatheter, Stabilität des Referenzkatheters, Genauigkeit des Ultraschalls |

Tabelle 5.2.: Systeme zur Katheternavigation.

5.2.5. Einbezug präoperativer Bilddaten

Die bisher beschriebenen Navigationsverfahren zur Katheterablation besitzen folgende Nachteile. Die Fluoroskopie-basierten Verfahren aus Kapitel 5.2.3 liefern keine tomographische Daten (Schnittbilder), was die dreidimensionale Navigation von intrakardialen Kathetern erschwert. Verbesserung versprechen biplanare Fluorsokopie-Geräte, welche zwei orthogonale Projektionsbilder liefern. Mittels 3D Iso-C-Bögen werden zwar 3D



(a) Navigation auf MR Daten

(b) Navigation auf CT Daten

Abbildung 5.12.: Intraoperative Visualisierung bei Navigation auf MRT-Daten (links) und CT- Daten (rechts).

Rekonstruktionen aus mehreren Fluoroskopie-Aufnahmen möglich, dies jedoch unter Inkaufnahme erhöhter Röntgenbelastung und Verlust der Echtzeitfähigkeit. Die durch Abtastung gewonnenen Modelle der elektroanatomischen Verfahren aus Kapitel 5.2.4 liefern nur diejenige Geometrie, welche mittels Katheter zuvor auch abgetastet wurde. Dabei können wichtige anatomische Landmarken oder Pulmonalvenen-Variationen (siehe Kapitel 2) übersehen werden. Zudem erhöht die Abtastung den Zeitaufwand und ist zusätzlich noch auf fluoroskopische Daten angewiesen. Durch die zunehmende Anwendung anatomisch orientierter Ablationsverfahren zur Behandlung von Vorhofflimmern (Pulmonalvenen-Isolation, Katheter-Maze, siehe Kapitel 2) wird eine genaue, dreidimensionale Bildgebung der Anatomie immer wichtiger. Im Folgenden werden aktuelle Forschungsansätze zur Navigation von Ablationskathetern auf tomographischen Bilddaten vorgestellt, welche bisher noch nicht den Einzug in kommerzielle Systeme gefunden haben. Die Verfahren sind Kategorie POMM aus Tabelle 5.1 zuzuordnen.

5.2.5.1. Magnetresonanztomographie

Eine Navigation auf präoperativ akquirierten MRT-Daten wird von einer Gruppe der Johns-Hopkins School of Medicine (Baltimore, USA) beschrieben [42]. Die Position der Katheter wird dabei mittels des Magellan Systems (Biosense Webster, USA) bestimmt, welches auch intern vom CARTO-System verwendet wird. Entscheidend bei der Navigation auf präoperativen Daten ist die Registrierung. Hier werden mehrere Marker auf die Hauptoberfläche geklebt. Danach wird ein MRT-Datensatz akquiriert. Dann werden die

Marker mit dem Ablationskatheter angefahren und in den Bilddaten lokalisiert. Aus diesen Informationen lässt sich eine rigide Registrierungs-Transformation berechnen. Die aktuelle Lage des Ablationskatheters kann nun relativ zu den MRT-Daten angezeigt werden (Abb. 5.12(a)). Ein zusätzlicher Referenzkatheter auf der Brust sorgt für die Kompensation von Lage- und Atembewegungen, welche durch Anästhisierung weiter minimiert wird. Es wird nur ein statisches 3D Volumen verwendet. Dazu werden die Datenakquisition als auch die Positionsbestimmung des Katheters EKG getriggert. Das System lieferte in in-vivo Experimenten am Tier eine Genauigkeit von $2.74 \pm 0.52mm$ bei einer Präzision von $1.97 \pm 0.44mm$. Die in-vitro Genauigkeit liegt bei $1.11 \pm 0.06mm$ bei einer Präzision von $0.30 \pm 0.07mm$. Die Wiederholgenauigkeit bei rechts-atrialen Ablationen liegt bei $3.92 \pm 0.5mm$. Die Gesamtgenauigkeit des Systems wird bestimmt durch die Auflösung der MRT-Daten, die Genauigkeit des Navigationssystem, die Genauigkeit der Registrierung, die Triggergenauigkeit und dem Einfluss der Atem- und Lagebeweglichkeit des Patienten.

5.2.5.2. Computertomographie

Ebenfalls von der Gruppe der Johns-Hopkins School of Medicine wird ein System basierend auf präoperativen CT-Daten vorgestellt (Abb. 5.12(b)). Die Funktionsweise entspricht dem System aus Kapitel 5.2.5.1. Bei Tierversuchen wurde eine in-vivo Genauigkeit von $4.69 \pm 1.70mm$ bei einer Präzision von $2.22 \pm 0.69mm$ ermittelt.

5.2.6. Ultraschallbasierte Katheternavigation

In letzter Zeit wird vermehrt der Einsatz von Ultraschall zur Katheternavigation beschrieben. Dabei kommen intrakardiale (ICE) als auch TEE-Sonden zum Einsatz. Der wesentliche Unterschied zu der zuvor beschriebenen CT/MRT-Navigation besteht darin, dass die Daten nicht präoperativ erhoben werden. Vielmehr werden die Aufnahmen während des Eingriffes akquiriert, wodurch der Registrierungsschritt entfällt (Kategorie IEB aus Tabelle 5.1). Allerdings ist eine Echtzeitbildgebung notwendig, welche für aktuelle TEE-Sonden (z.B. Philips T6H) nur im 2D Betrieb verfügbar ist. Bei Verwendung von zweidimensionalen Schnittbildern ist eine exakte Positionierung der Bildebene notwendig, um anatomische Landmarken sowie die Katheterspitze zu sehen.

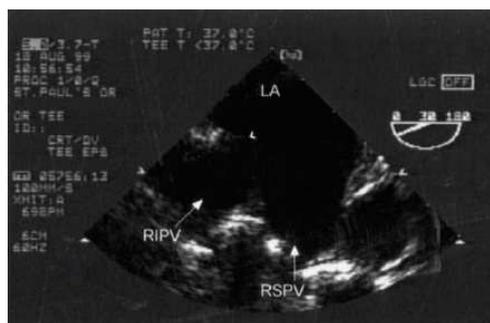


Abbildung 5.13.: TEE zur Katheternavigation.

Der Vorteil der TEE-Bildgebung gegenüber dem Einsatz der Fluoroskopie liegt unter anderem in i) der Beurteilbarkeit des Abstandes von Katheter zu Pulmonalvenen, ii) der Erkennbarkeit anatomischer PV-Variationen [98], iii) der Erkennbarkeit von Thromben [119], iv) der Messbarkeit des Durchmessers der Pulmonalvenen sowie v) der Erkennbarkeit von Stenosenbildung in den Pulmonalvenen [123]. Weiterhin sind Ultraschallaufnahmen strahlenfrei. Kinaird et al. [98] beschreiben den kombinierten Einsatz von TEE mit Fluoroskopie zur Katheternavigation. Durch die guten Möglichkeiten von TEE zur Beurteilung der Anatomie konnte dabei auf eine Angiographie, d.h. auf Gabe von Kontrastmittel während fluoroskopischer Aufnahmen, verzichtet werden.

Neben TEE werden auch intrakardiale Ultraschallsonden (ICE) zur Katheternavigation eingesetzt. Diese werden wie ein Katheter in das Herz eingeführt. In verschiedenen Studien konnte die Heilungsrate durch den Einsatz von ICE verbessert werden [165], [155]. Mangrum et al. [119] beschreiben den kombinierten Einsatz von ICE mit fluoroskopischen Daten. Der Einsatz eines prototypischen 3D ICE-Katheters bei navigierten Interventionen wird in [170] beschrieben.

Zur Abschätzung der Positionierungs- und Wiederholgenauigkeit mittels ICE- oder TEE-Navigation liegen noch keine Studien vor.

5.2.7. Vergleich: präoperative Bildgebung und intraoperativer Ultraschall

Die Funktionsweisen der unterschiedlichen tomographischen Bildgebungsmodalitäten zur Katheternavigation mit ihren jeweiligen Vor- und Nachteilen werden in Tabelle 5.3 zusammengefasst.

5.2.8. Aktive Navigation

Das NiobeTM MGS (Magnetic Navigation System, Stereotaxis, Inc., USA) ist ein aktives magnetisches Navigationssystem [53, 54]. Aktive magnetische Navigation ist das Zusammenspiel von externem Magnetfeld und einem kleinen Permanentmagneten an der Spitze des Katheters. Amplitude und Orientierung des externen Magnetfeldes steuern die Lage und Richtung des Katheters. Dabei kann die Lage des Katheters bis auf $1mm$ genau gesteuert werden. Die Bildgebung während eines Eingriffes erfolgt mittels bi-planarem C-Bogen (Fluoroskopie). Die Steuerung der Magneten und damit des Katheters erfolgt in einem getrennten Raum mittels spezieller Software. Auf den Bilddaten wird die gewünschte Sollposition des Katheters eingezeichnet. Zwei- bis drei Manipulationen sind notwendig, um den Katheter an die gewünschte Position zu navigieren. Dabei benötigt das externe Magnetfeld etwa $20sec$ zur Neuorientierung [53]. Vorteile liegen in der Stabilisierung des Katheters und der reduzierten Röntgenbelastung des Kardiologen. Die Anwendung des Systems zur Behandlung von Vorhofflimmern ist

| Modalität | Funktion | Vorteil | Nachteil |
|-----------|-------------------|--|--|
| MR | 3D, präoperativ | gute Bildqualität | nicht intraoperativ, Registrierung notwendig, zusätzliches Trackingsystem notwendig |
| CT | 3D, präoperativ | gute Bildqualität | nicht intraoperativ, Registrierung notwendig, zusätzliches Trackingsystem notwendig, Strahlenbelastung |
| TEE | 3D, intraoperativ | intraoperativ, keine Registrierung notwendig, gute Auflösung, wird in der Herzchirurgie meistens so wieso eingesetzt | 3D nicht in Echtzeit, schlechte Bildqualität, invasiv |
| ICE | 2D, intraoperativ | intraoperativ, gut positionierbar | noch nicht kommerziell in 3D verfügbar, schlechte Bildqualität, zusätzlicher Katheter notwendig |

Tabelle 5.3.: Vergleich tomographischer Modalitäten zur Katheternavigation. Abkürzungen: MR: Magnetresonanztomographie, CT: Computertomographie, TEE: Transösophageale Echokardiographie, ICE: Intrakardiale Echokardiographie.

momentan noch in Erprobung. Dieses Verfahren ist Kategorie IOBM aus Tabelle 5.1 zuzuordnen.

5.3. Anforderungsanalyse

Durch die minimal-invasive Anwendung kann das in Abschnitt 5.1 beschriebene, neu entwickelte Ablationsinstrument nur mit Unterstützung eines Navigationssystems arbeiten. In Zusammenarbeit mit den beteiligten Herzchirurgen und Ingenieuren wurde eine Anforderungsanalyse an das Navigationssystem erarbeitet. Eine solche Anforderungsanalyse ist zum einen für die Entwicklung eines Prototypen von Bedeutung, zum anderen für eine später durchzuführende Risikoanalyse zur exakten Beschreibung des Einsatzgebietes (engl.: intended use) von entscheidender Bedeutung. Dabei wurden folgende primäre Anforderungen identifiziert:

- Die Einführung des Instrumentes muss **nicht** navigiert werden, sondern erfolgt unter Sichtkontrolle des Chirurgen.
- Die Position des Umbrellas soll zu jedem Zeitpunkt während der Operation bekannt sein und visualisiert werden. Insbesondere soll die Seite mit den Elektroden zu jedem Zeitpunkt bekannt sein.
- Zur Bestimmung der aktuellen Position werden Daten über Änderungen der entsprechenden Freiheitsgrade vom Steuerrechner an das Navigationssystem gesendet und dort verarbeitet. Es

soll kein zusätzliches Positionsmesssystem eingesetzt werden.

- Es ist auf eine sichere und verlässliche Datenübertragung zu achten.
- Wichtige anatomische Landmarken, wie z.B. die Pulmonalvenen, sollen relativ zum Umbrella dargestellt werden. Nach Möglichkeit soll der komplette linke Vorhof segmentiert und dargestellt werden.
- Potentielle Ablationsmuster sollen intraoperativ geplant und visualisiert werden.
- Aktivierte Elektroden sollen visualisiert werden.
- Gebrannte Ablationslinien sollen visualisiert werden.
- Eine hohe relative Genauigkeit ist wichtiger als eine hohe absolute Genauigkeit. Das bedeutet, dass die Genauigkeit des Abstandes zweier Ablationslinien wichtiger ist als die Genauigkeit des Abstandes einer Ablationslinie zu einer anatomischer Landmarke. Allerdings muss insbesondere bei den Pulmonalvenen auch auf die absolute Genauigkeit geachtet werden. Eine Zielvorgabe ist eine Genauigkeit von etwa $2mm$. Unter Beachtung der Dicke der Ablationslinien (die tatsächlichen Ablationslinien haben etwa eine Ausdehnung von $2mm$ um die Elektroden) können damit lineare, zusammenhängende Ablationslinien erzielt werden.
- Vor einer tatsächlichen Bewegung des Umbrellas und der Aktivierung einer Elektrode sollen die Auswirkungen simuliert und visualisiert werden.
- Das Navigationssystem soll Hinweise auf notwendige Bewegungen des Umbrellas geben. Eine Rückkopplung vom Navigationssystem zum Steuerrechner zur Übermittlung von optimalen Positionsänderungen soll **nicht** stattfinden.
- Die Trajektorien des Umbrellas sollen für spätere Auswertungszwecke protokolliert werden.
- Die Bedienung der Navigationssoftware erfolgt durch den Chirurgen. Eine intuitive Benutzeroberfläche soll ihn dabei unterstützen.
- Bei der Realisierung des Prototypen werden statische Bilddaten zugrunde gelegt. Das entspricht der Funktionsweise aktueller Katheternavigationssysteme.
- Bei der Realisierung des Prototypen erfolgt keine präoperative Planung. Diese soll jedoch für spätere Entwicklungen berücksichtigt werden.

Diesen Anforderungen liegen folgende Annahmen zugrunde:

- Die Eigenbewegung des Patienten liegt im Submillimeterbereich. Dies wird durch Stabilisierung mit Druckkissen gewährleistet.
- Der Trocharbewegung liegt im Submillimeterbereich. Dies wird durch die Konstruktion des Haltearms gewährleistet.
- Die Kontraktion und Bewegung des Vorhofs kann bedingt durch das Vorhofflimmern als minimal angenommen und damit vernachlässigt werden.

Nach der Erarbeitung der Anforderungsanalyse wurden potentiell einsetzbare Registrierungsverfahren und Modalitäten aus den in Kapitel 5.2.1 vorgestellten Prinzipien zur chirurgischen Navigation untersucht.

Zum Nachweis der Machbarkeit des gesamten Operationsszenarios sollte auf eine präoperative Bildgebung und Planung verzichtet werden (Ausschluss von Navigationsprinzip PBMM und PBOM). Als intraoperative Bildgebungsmodalitäten stehen die offene

Computertomographie (IOCT), die offene Magnetresonanztomographie (IOMRT), die Fluoroskopie sowie Ultraschall zur Verfügung. IOCT und IOMRT kamen wegen dem Design des Medizinroboters nicht in Betracht. Zudem sind intraoperatives CT und MRT zum jetzigen Zeitpunkt noch nicht weit verbreitet. Die Fluoroskopie kann zur Akquisition von 3D Volumen nur eingeschränkt eingesetzt werden. Notwendig dafür sind 3D Iso-C-Arm Bögen, welche momentan ebenfalls noch nicht verbreitet sind. Da die notwendigen Positionsdaten des Umbrellas (Translation, Rotation, Kippung) bereits vom Steuersystem erfasst werden, sollte auf ein weiteres Trackingsystem verzichtet werden (Ausschluss Navigationsprinzip IBMM, IBOM und PIB). Ultraschall wird bei Herzoperationen standarmässig zum Monitoring eingesetzt, auch zur Überwachung von Kathetereingriffen findet Ultraschall Anwendung (siehe Kapitel 5.2.6). Da gebrannte Ablationslinien visualisiert werden sollten und damit die Position des Instrumentes dem Navigationssystem jederzeit bekannt sein muss, blieb **Navigationprinzip IBOL** übrig. Nachdem Ultraschall als Bildgebungsmodalität näher in Betracht gezogen wurde, stand die Frage offen, inwieweit der Umbrella mittels Ultraschall visualisiert werden kann. Erste Versuche mit einem sehr einfachen Prototypen des Umbrellas zeigten die prinzipielle Machbarkeit. Daher wurde Ultraschall als intraoperative Bildgebungsmodalität gewählt. Der im Folgenden beschriebene Prototyp des Navigationssystems wurde für ein Philips SONOS 5500/7500 mit 5MHz multiplanarer TEE-Sonde T6H realisiert.

5.4. Herausforderungen und Neuheit

Wie bereits in Kapitel 5.2 beschrieben, sind Navigationssysteme in anderen Disziplinen, z.B. in der Orthopädie (z.B. OrthoPilot, Aesculap AG & Co.KG), Neurochirurgie (z.B. VectorVision, BrainLAB) oder der HNO-Chirurgie (z.B. Kolibri, BrainLAB), schon seit einiger Zeit etabliert. Dabei wird ein starres Instrument innerhalb eines starren Organs (Kopf, Nase, Hüfte) navigiert. Eine größere Herausforderung stellt die Navigation in der Weichteilchirurgie dar, z.B. bei Leberinterventionen [70]. Dabei stellt sich die Problematik, wie die Gewebeverschiebung und -deformation kompensiert werden kann. Bei der hier vorliegenden Fragestellung verschärft sich die Problematik weiter, da in einem aktiv beweglichen Organ ein sich deformierendes Instrument navigiert werden soll. Die Problematik des bewegenden Organs lässt sich in dem hier beschriebenen Navigationsszenario durch gewisse Maßnahmen reduzieren. Einerseits wird der Patient mittels Druckkissen derart fixiert, dass keine Eigenbewegung mehr möglich ist. Die Herzkontraktion kann wegen der hohen Flimmerfrequenz bei Vorhofflimmern vernachlässigt gelassen werden. Von Aussen einwirkende Kräfte, z.B. Druck durch den Chirurgen, sind durch den minimal-invasiven Einsatz auf ein Minimum reduziert. Die Herausforderung und Neuheit liegt in der Bestimmung der *Verformung des Umbrellas*, z.B. beim

Anpressen an die Herzzinnenwand. Eine Möglichkeit wäre, den Umbrella mit einigen Positionsmesssensoren zu bestücken. Diese wurde jedoch für die Realisierung des Prototypen verworfen. Einerseits hätten Positionsmesssensoren eine zusätzliche Vergrößerung des Umbrellas bewirkt, die sowieso schon eine kritische Größe darstellte. Andererseits reagieren elektromagnetische Sensoren sensibel auf hohe Temperaturen, welche an den Elektroden bis zu 60°C erreichen können. Daher wurde der Versuch unternommen, die Deformation des Umbrellas mittels physikalischen Annahmen zu modellieren und zu berechnen. Eine weitere Neuheit stellt die Visualisierung des Umbrellas und die Planung von Ablationslinien auf einer *anatomischen Landkarte* dar. Bei den in Kapitel 5.2 beschriebenen elektroanatomischen Navigationssystemen wird die aktuelle Katheterposition in einer 3D Ansicht visualisiert. Zielpositionen, welche insbesondere bei anatomisch orientierten Verfahren wichtig sind, können nicht angezeigt werden. Eine Orientierung in einer dreidimensionalen Ansicht auf einem Computerschirm stellt sich jedoch als sehr schwierig dar. In dieser Arbeit wird ein neues Verfahren vorgestellt, welches die dreidimensionale anatomische Information auf eine ebene anatomische Landkarte projiziert, ähnlich der bekannten Mercator-Projektion der Weltkugel. Neben der besseren Orientierung zur Navigation auf der anatomischen Landkarte können auf dieser nach Datenakquisition auch Sollpositionen der Ablationslinien geplant werden.

5.5. Navigationsworkflow

Aus den obigen Erkenntnissen der Anforderungsanalyse wurde in enger Zusammenarbeit mit Herzchirurgen folgender Navigationsworkflow entwickelt:

1. Vorbereitung

- (a) Mini-Thoracotomie, Positionierung des Haltesystems und Befestigung des Führungsstabs am linken Vorhofohr.
- (b) Ausfahren des Umbrellas und leichte Kippung in Richtung Elektrodenseite ($\alpha > 0$).
- (c) 3D Ultraschallaufnahme.
- (d) Segmentierung und Registrierung von Umbrella und Führungsstange.
- (e) Bestimmung der "guten" Instrumentenseite (Seite mit Elektroden).

2. Navigation

- (a) Bestimmung der anatomischen Landmarken (Pulmonalvenenn, linkes Vorhofohr, Mitralklappe).
- (b) Planung der gewünschten Ablationslinien.
- (c) Simulation von Positionsänderungen bis geeignete Position erreicht ist.
- (d) Simulation von Elektrodenaktivierungen bis geeignete Elektrodenkombination gefunden ist.
- (e) Reale Postionsänderung (mit Information aus 2c) bis geeignete Position erreicht ist.
- (f) 3D Ultraschallaufnahme (zur Kontrolle der tatsächlichen Lage).
- (g) Erneute Segmentierung und Registrierung von Umbrella und Umbrella-Halterung.
- (h) WENN die Position OK ist, DANN führe Ablation durch SONST fahre fort mit 2c
- (i) WENN weitere Ablationen notwendig sind, DANN fahre fort mit 2c

3. Nachbereitung

- (a) Einfahren des Umbrellas.
- (b) Entfernen des Instrumentes und Beenden der Operation.

Zusammenfassend besteht der Navigationsworkflow aus den Schritten (i) Bildgebung,

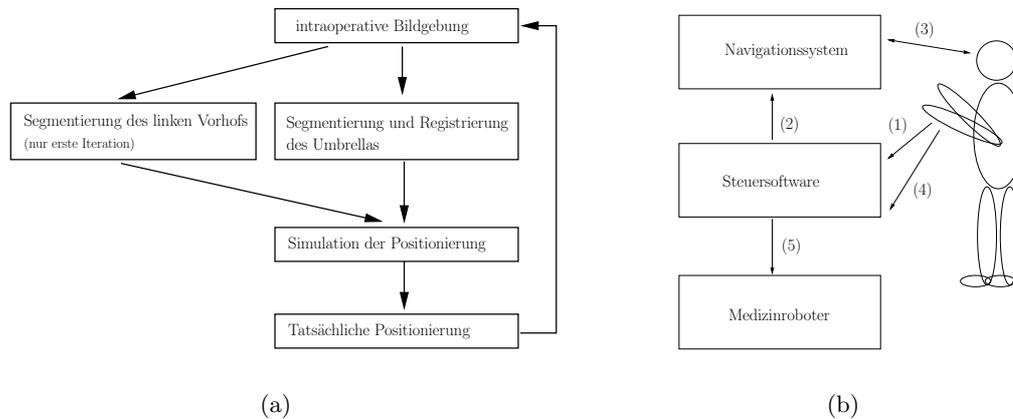


Abbildung 5.14.: Schematischer Navigationsworkflow (links) und detaillierter Positionierungsworkflow (rechts).

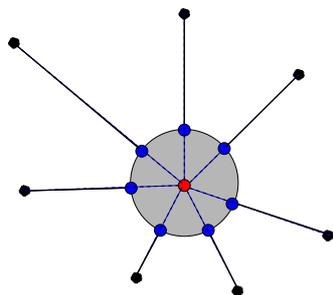
(ii) Segmentierung, (iii) Simulation der Positionierung, und (iv) tatsächliche Positionierung (Abb. 5.14(a)). Zur Simulation der Positionierung gibt der Chirurg neue Positionsdaten in die Steuersoftware ein (Schritt (1) in Abb. 5.14(b)). Diese werden dann an das Navigationssystem übermittelt, welches die neue Position des Umbrellas simuliert und visualisiert (Schritt (2) in Abb. 5.14(b)). Der Chirurg kontrolliert die Position (Schritt (3) in Abb. 5.14(b)) und ändert gegebenenfalls die Position. Ist der Chirurg mit der Position zufrieden, bestätigt er dies der Steuersoftware (Schritt (4) in Abb. 5.14(b)). Diese sendet die neuen Positionsdaten an den Roboter, welche nun die tatsächliche Positionierung durchführt (Schritt (5) in Abb. 5.14(b)).

Im Folgenden werden einzelne Punkte des Workflows näher beschrieben.

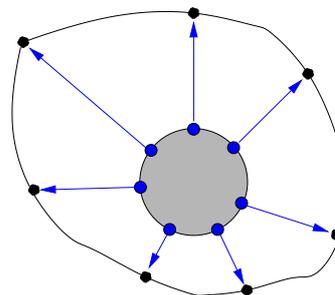
5.6. Segmentierung und Registrierung

Nachdem der Umbrella ausgefahren und leicht gekippt wurde, wird eine erste Ultraschallaufnahme gemacht. Dabei ist darauf zu achten, dass ein möglichst großer Bereich des linken Vorhofs abgebildet wird. In dieser Lage ist der Umbrella noch nicht deformiert, da kein Kontakt mit der Herzwand besteht. Nun werden interaktiv die Eckpunkte des Umbrellas sowie mehrere Punkte auf der Führungsstange in den Bilddaten markiert. Die Markierung erfolgt in einer multiplanaren Ansicht mit einer dreidimensionalen Kontrollmöglichkeit. Ein geometrisches Model des Umbrellas und der Führungsstange wird an diese Punkte angepasst. Dies entspricht der initialen Registrierung. Alle später empfangenen Positionsänderungen werden nun auf das geometrische Umbrellamodel angewandt.

Zur Bestimmung der Seite mit den Elektroden, wird der Umbrella vor der ersten Bildaufnahme leicht in Richtung der Elektrodenseite gekippt. Mit Methoden der linearen



(a) Projektion der Landmarken auf die initiale Ausgangskugel.



(b) Fitten der Ausgangskugel mittels Thin-Plate-Spline Interpolation durch die Landmarken.

Abbildung 5.15.: Der linke Vorhof wird als konvexe, ellipsoid-ähnliche Geometrie modelliert. Dazu wird eine Kugel an Landmarken auf der Innenseite des Vorhofs (z.B. Pulmonalvenen-Mündung, Endokard) mit Hilfe einer Thin-Plate-Spline-Interpolation angepasst.

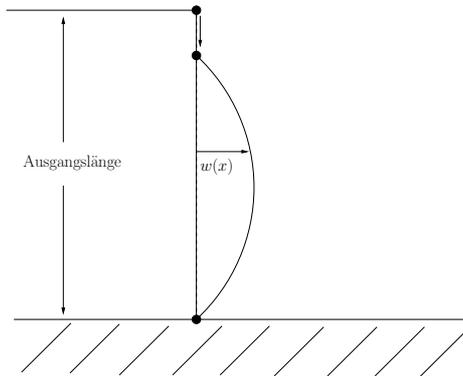
Algebra läßt sich nun diese Seite berechnen. Die Arbeitsschritte zur initialen Registrierung und Bestimmung der Elektroden-seite werden ausführlich in der Arbeit von Yang [201] beschrieben.

5.7. Bestimmung anatomischer Landmarken

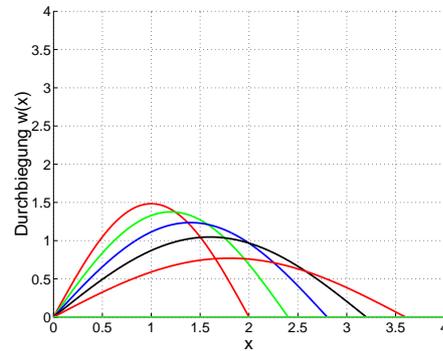
Als nächstes werden wichtige anatomische Landmarken, wie z.B. die Pulmonalvenen, das linke Herzohr oder die Mitralklappe bestimmt. Dazu werden ebenfalls interaktiv in der multiplanaren Ansicht Punkte markiert. In der dreidimensionalen Ansicht werden diese Landmarken mit den zugehörigen Bezeichnungen visualisiert. Zusätzlich können noch mehrere Punkte auf dem Endokard markiert werden. Aus allen Punkten wird ein Modell des Vorhofs konstruiert. Dazu wird der geometrische Mittelpunkt der Punkte berechnet und eine Einheitskugel in diesen Punkt gelegt. Alle Punkte werden auf die Kugel projiziert. Die Ausgangspunkte sowie die projizierten Punkte dienen nun als Quell- und Ziellandmarken für eine Thin-Plate-Spline-Interpolation [22]. Mittels dieser wird die Einheitskugel in Richtung der Landmarken verformt (Abb. 5.15). Das somit gewonnene Vorhofmodell stellt auch die Basis für die weiter unten beschriebene Projektionsvisualisierung und Planungskomponente dar.

5.8. Deformationsmodellierung

In Kapitel 5.6 wurde die Segmentierung und Registrierung des Umbrellas für den Fall beschrieben, dass keine Deformation vorliegt. Wird der Umbrella gegen die Herzwand gedrückt, verformt er sich entsprechend. Diese Deformation soll nun mathematisch



(a) Verbiegung einer Kante nach dem zweiten Euler-Fall



(b) Kennlinien der Durchbiegung nach dem zweiten Euler-Fall

Abbildung 5.16.: Modellierung der Umbrelladeformation ohne Berücksichtigung der Herzwand.

modelliert werden. Zunächst wird eine Deformationsmodellierung alleine auf Basis der mittels Bildgebung erfassten Eckpunkte, aber ohne Berücksichtigung der Herzwand beschrieben.

5.8.1. Ohne Berücksichtigung der Herzwand

Hier wird die Annahme zugrundegelegt, dass der Umbrella sich nur symmetrisch verformen kann. Wie in Kapitel 5.6 beschrieben, werden die Eckpunkte des Umbrellas in den Ultraschalldaten markiert. Ist der Abstand der Eckpunkte l zueinander kleiner als der Ausgangsabstand l_a , wird die Verbiegung der entsprechenden Kante mittels längenerhaltender Interpolation berechnet. Die Biegelinie wird mit der Lösung des zweiten Euler'schen Falles² der Elastostatik angenommen (Abb. 5.16, Herleitung siehe A.3). Aus der Verbiegung aller drei Kanten kann nun mittels Thin-Plate-Spline-Interpolation die dreidimensionale Verformung des Umbrellas bestimmt werden. Dazu werden als Quell- und Ziellandmarken die Eckpunkte und der Mittelpunkt einer Kante (Punkt der maximalen Verbiegung) verwendet (Abb. 5.17).

5.8.2. Mit Berücksichtigung der Herzwand

Die Deformation des Umbrellas wird während eines Eingriffes maßgeblich durch die Herzwand bestimmt. Daher wurde ein Verfahren entwickelt, welches die Deformation des Umbrellas unter Berücksichtigung der Herzwand bestimmt. Grundlage bildet die Annahme, dass sich die Biegeenergie

²Der zweite Euler Fall beschreibt die Verbiegung eines elastischen Stabes unter der Annahme, dass die Steigung an beiden Enden veränderlich sein kann.

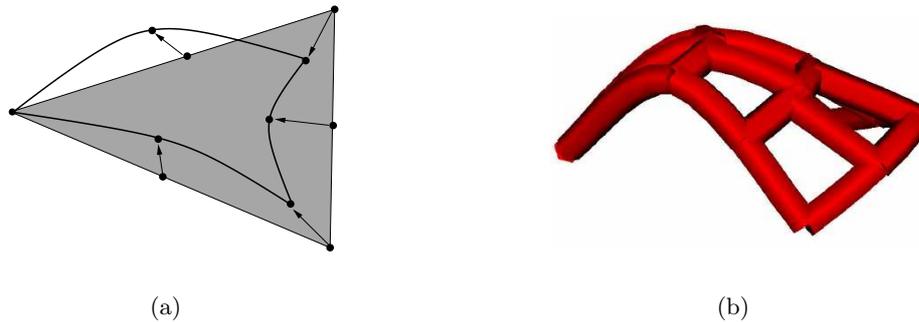


Abbildung 5.17.: Links: Die dreidimensionale Deformation des Umbrellas wird mittels Thin-Plate-Spline-Interpolation berechnet. Dazu werden als Ausgangspunkte die Eck- und Mittelpunkte verwendet. Die Zielpunkte werden mittels längenerhaltender Interpolation der einzelnen Kanten bestimmt. Rechts: Ergebnis einer Deformation des Umbrellamodells.

$$J(s) = \int_0^L \kappa^2(s) ds \quad (5.1)$$

elastischer Materialien bei Deformation minimiert, wobei κ die Krümmung bezeichnet. Bei der Deformationsberechnung des Umbrellas wird zunächst nur dessen Mittellinie betrachtet. Die dreidimensionale Deformation kann später wieder mittels Thin-Plate-Spline Interpolation berechnet werden. Die Mittellinie wird aufgeteilt in zwei Teile (Abb. 5.18(a)). Teilstrecke s_1 liegt an der Herzwand an, Teilstrecke s_2 noch nicht. Die Deformation von s_1 wird durch die Geometrie der Herzwand bestimmt, die Deformation von s_2 wird mit der Methode der längenerhaltenden Interpolation des vorherigen Abschnitts bestimmt. Nun wird die Krümmung der Mittellinie zu $\kappa = \kappa_1 + \kappa_2$ bestimmt, wobei κ_1 die Krümmung von s_1 und κ_2 die Krümmung von s_2 beschreibt. Dann wird ein Punkt p_k gesucht, welcher auf der Herzwand liegt, die beiden Teilstrecken teilt und die Gesamtbiegungsenergie minimiert. Weitere Details des Verfahrens sind in [201] nachzulesen.

Während der Bewegung des Umbrellas wird überprüft, ob eine Kollision mit dem Vorhofmodell vorliegt. Sobald eine Kollision festgestellt wird, wird der Umbrella gemäß des oben beschriebenen Verfahrens deformiert. Eine Kollision kann durch die Änderung einer der drei möglichen Freiheitsgrade zustande kommen. Die Deformationsmodellierung ist für die verschiedenen Freiheitsgrade unterschiedlich komplex:

Deformation bei Kippung, Freiheitsgrad M2: Hier kann die oben beschriebene Methode angewendet werden (Abb. 5.18(a)).

Deformation bei Translation, Freiheitsgrad M5: Hier ist die Situation komplexer. Beim Andrücken des Umbrellas gegen die Herzwand kann nicht vorausgesagt werden, in welche Richtung sich der Umbrella wölbt und in welche Richtung sich die ober

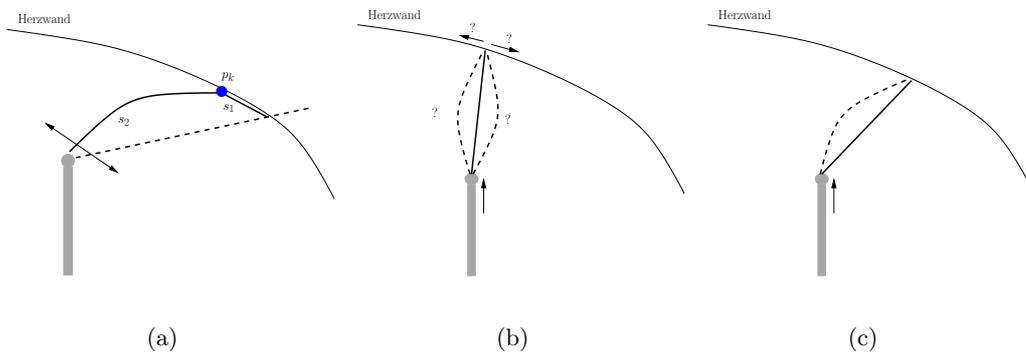


Abbildung 5.18.: Deformation des Umbrellas unter Berücksichtigung der Herzwand. Bei Kippung entstehen keine Mehrdeutigkeiten (links). Bei Herandrücken des Umbrellas an die Herzwand mit kleinem Kippwinkel kann die Deformation nicht vorausgesagt werden (mitte), bei größerem Kippwinkel kann man die Deformation abschätzen (rechts).

Kante des Umbrella bewegt. Insbesondere bei einer Kippung von $\approx 0^\circ$ kann hier keine verlässliche Aussage getroffen werden (Abb. 5.18(a)). Bei einem Kippwinkel $\alpha > \alpha_{schwelle}$ wird die Richtung, in der sich die obere Kante bewegt, in Richtung der Kippstellung des Umbrellas angenommen (Abb. 5.18(c)). Bei einem Kippwinkel von $\alpha \leq \alpha_{schwelle}$ wird eine Warnung ausgegeben und keine Deformation berechnet. Diese Situation ist durch einen geeigneten Positionierungs-Workflow zu vermeiden.

Deformation bei Rotation, Freiheitsgrad M4: Hier ist die Situation noch komplexer, da auch Torsionen auftreten können. Auf eine Modellierung dieses Falls wurde komplett verzichtet. Die Situation ist ebenfalls durch einen geeigneten Positionierungs-Workflow zu vermeiden.

Aufgrund der gezeigten Komplexität der einzelnen Situationen, bei denen eine Deformation des Umbrellas erfolgen kann, ergibt sich folgender Positionierungs-Workflow:

1. Rotiere (Freiheitsgrad M4) Umbrella in geeignete Position. Der Umbrella sollte sich in hinreichendem Abstand zur Herzwand befinden.
2. Kippe (Freiheitsgrad M2) Umbrella in geeignete Position. Hier kann erstmalig ein Kontakt mit der Herzwand und damit eine Deformation auftreten.
3. Falls notwendig, verschiebe Umbrella (Freiheitsgrad M5) in geeignete Position.
4. Falls notwendig, wiederhole 2 und 3 bis geeignete Position erreicht ist.



Abbildung 5.19.: Zugang zu dem Ultraschallgerät über LAN-Schnittstelle.

5.9. Datenübertragung

Positionsdaten

Die Positionsdaten des Umbrellas werden von der Instrumentensteuerung an das Navigationssystem übertragen. Weiterhin liefert die Instrumentensteuerung Informationen über aktive Elektroden sowie Elektrodenimpedanzen. Zur Übertragung der Daten wurde in [30] ein sicheres Kommunikationsprotokoll entworfen und implementiert. Verwendet wird eine serielle Verbindung über die RS232 Schnittstelle. Kernstücke des Protokolls sind die Sicherungsschicht und die Darstellungsschicht. Die Sicherungsschicht ist für die Verwaltung der Verbindung, die Übertragungssteuerung und -kontrolle, sowie die Fehlererkennung zuständig. Die Darstellungsschicht verarbeitet die eigentlichen Informationen der Instrumentensteuerung. Zur Weiterreichung der Daten an die Verarbeitungsschicht (die Navigationssoftware) wird eine Flusssteuerung verwendet, d.h. es wird immer nur die aktuellste Ausprägung eines Datums weitergereicht (falls die Verarbeitungsschicht die Daten nur langsamer verarbeiten kann als die Darstellungsschicht die Daten sendet). Die empfangenen Daten werden in einer Protokolldatei für spätere Auswertungen des Operationsverlaufes gespeichert.

Ultraschalldaten

Die Ultraschalldaten werden über eine LAN-Schnittstelle vom Ultraschallgerät importiert (Abb. 5.19). Nach einer Datenakquisition wird die aktuellste Aufnahme gesucht und in das Navigationssystem importiert.

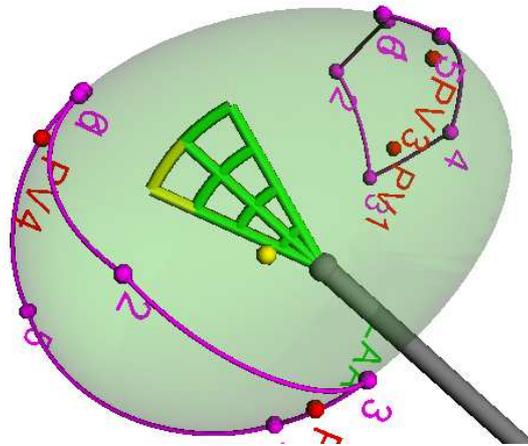


Abbildung 5.20.: Beispiel der 3D Visualisierung: Visualisierung des Vorhofmodells, des Umbrellas, geplanter Ablationslinien und aktivierter Elektroden.

5.10. Visualisierungskomponenten

5.10.1. Dreidimensionale Visualisierung

Nach einer initialen Datenakquisition und Segmentierung werden die Daten in einer 3D Ansicht dargestellt (Abb. 5.20). Wahlweise lässt sich eine orthogonale multiplanare Ansicht zuschalten. Visualisiert werden neben den anatomischen Landmarken, dem Vorhofsmodell und den Bewegungen des Umbrellas auch die momentan aktiven Elektroden sowie bereits gelegte Ablationslinien (Abb. 5.20). Damit lässt sich bei einer Repositionierung des Umbrellas die optimale Position ermitteln, um kontinuierliche Ablationslinien und einen ausreichenden Abstand zu den Pulmonalvenenmündungen zu erreichen.

Wichtiges Ziel während eines Eingriffes ist es, das Ablationsgitter mit möglichst wenigen Positionsänderungen optimal zu platzieren. Der Chirurg ermittelt anhand der Visualisierung des Navigationssystems die potentielle Änderung der Freiheitsgrade M2, M4 und M5. Diese Änderung wird mittels der Instrumentensteuerung umgesetzt. In Vorversuchen hat sich herausgestellt, dass es mit der herkömmlichen 3D Visualisierung sehr schwierig ist, die optimalen Positionsänderungen zu bestimmen. Aus diesem Grund wurde eine neuartige Projektionsvisualisierung entwickelt.

5.10.2. Entwurf einer Projektionsvisualisierung

Zugrundeliegende Idee der neuentwickelten Projektionsvisualisierung ist die bekannte Projektion einer Weltkugel auf eine Weltkarte. Dabei wird die Textur einer Weltkugel

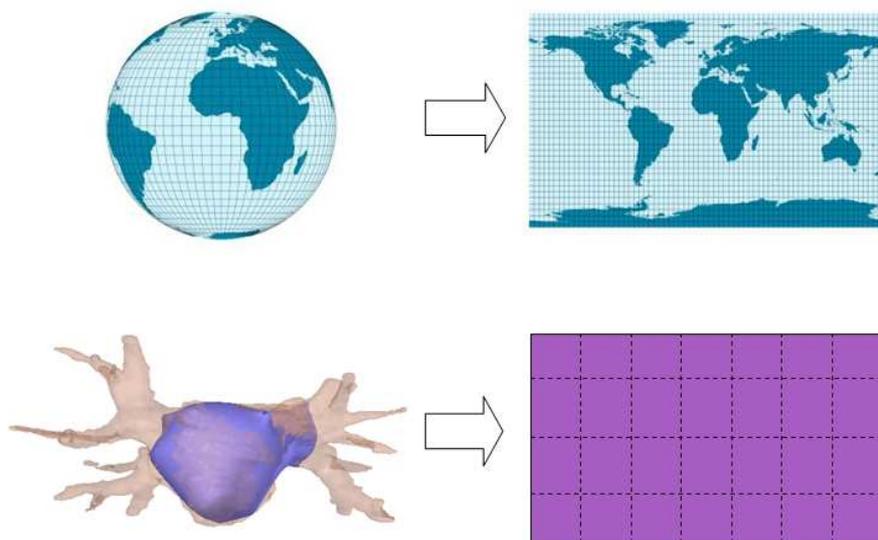


Abbildung 5.21.: Idee der Projektionsvisualisierung: Ähnlich wie in der Kartographie wird der linke Vorhof und relevante anatomische Landmarken auf eine zweidimensionale Karte projiziert.

auf eine 2D Ebene projiziert. Ziel der hier vorgestellten Visualisierung ist eine Projektion der anatomischen Landmarken, des Umbrellas sowie geplanter und gelegter Ablationslinien auf eine “anatomische 2D Landkarte”. Damit soll eine genauere Abschätzung von notwendigen Änderungen der Freiheitsgrade zur optimalen Repositionierung des Umbrellas ermöglicht werden. Weiterhin soll damit eine Planung von Ablationslinien durch einfaches Einzeichnen in der anatomischen 2D Landkarte ermöglicht werden.

Grundlage der Realisierung bildet die in Kapitel 5.7 verwendete Methode zur Segmentierung des Vorhofs. Durch Anwendung einer sphärischen Transformation sowie der in Kapitel 5.7 ermittelten Thin-Plate-Spline Transformation kann eine Korrespondenz zwischen den Koordinaten der 2D Landkarte und den 3D Koordinaten des Vorhofmodells hergestellt werden. Die Grundlage der Projektionsvisualisierung bilden spezielle Funktionen des “Medical Imaging Toolkit (MITK)” [243, 212]. Weitere Einzelheiten zur Realisierung der Projektionsvisualisierung sind in der Arbeit von Christoph [30] zu finden. Auf der anatomischen 2D Landkarte können die Freiheitsgrade Translation (M5) sowie Rotation (M4) aufgetragen werden (Abb. 5.22). Der Freiheitsgrad Kippung (M2) wird durch eine zusätzliche Balkenanzeige realisiert (Abb. 5.22(d)). Diese Anzeige gibt den aktuellen Abstand des Umbrellas vom Vorhof an. Mit dieser Projektionsvisualisierung wird eine genauere Abschätzung der notwendigen Änderungen der Freiheitsgrade zur Repositionierung des Gitters möglich. Der notwendige Kippwinkel kann direkt aus

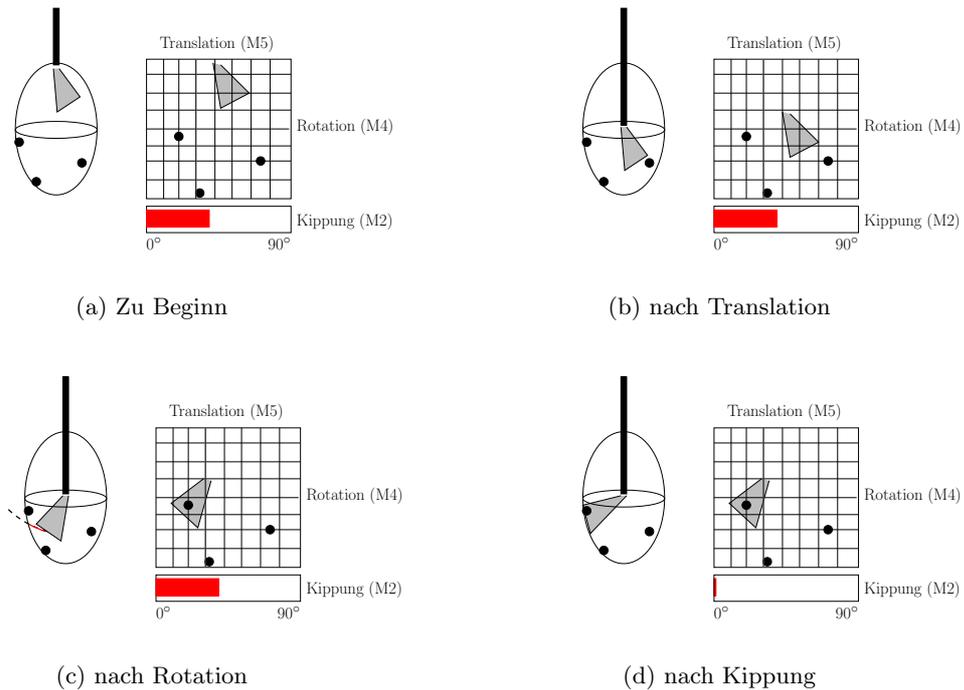


Abbildung 5.22.: Abbildung der Freiheitsgrade des Umbrellas auf der anatomischen Landkarte.

der Balkenanzeige abgelesen werden. Die x-Achse der 2D Landkarte entspricht einem Rotationsbereich von 360° . Die y-Achse entspricht der Breite des Vorhofs vom Einstichpunkt in Richtung der Führungsstange.

5.11. Planung von Ablationslinien

Zur Therapie von Vorhofflimmern werden in der Literatur eine Reihe verschiedener Ablations- und Schnittmuster beschrieben (siehe Kapitel 2). Während der navigierten chirurgischen Ablation mit dem hier beschriebenen neuen Verfahren ist es nun wünschenswert, das Zielmuster neben den anatomischen Landmarken zu visualisieren. Dazu muss das Zielmuster geplant, d.h. in die Daten eingezeichnet werden. Dies ist in einer 3D Ansicht nicht möglich. Zur Umsetzung einer Planungskomponente wurde die im vorherigen Abschnitt beschriebene "anatomische Landkarte" verwendet. Auf dieser Landkarte können Zielmuster eingezeichnet werden, welche während der Navigation des Umbrellas auch in der 3D Ansicht dargestellt werden.

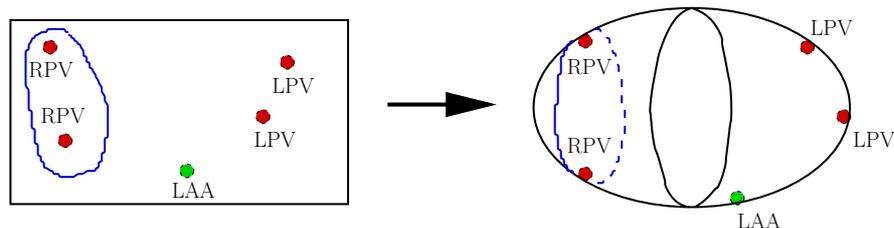


Abbildung 5.23.: Idee der Planungskomponente.

5.12. Risikoanalyse

Risikoanalysen und Risikomanagement werden bei Forschungsprojekten wenig beschrieben [101, 134], sind jedoch bei späteren in-vivo Versuchen (Ethikantrag) unabdingbar. Zur Risikominimierung während des Einsatzes des Navigationssystems wurde eine vorläufige Risikoanalyse basierend auf [58] angefertigt. Das genaue Anwendungsgebiet (*intended use*), die Gefährdungsstufe (*level of concern*) und mögliche Risiken (*hazards*) wurden in Teamsitzungen bestimmt und in einer Risikomatrix nach [9] dokumentiert. Risiken wurden nach *Schwere (S)*, *Wahrscheinlichkeit des Auftretens (W)* und *Erkennbarkeit (E)* klassifiziert. Das Gesamtrisiko wurde zu $R = S * W * E$ bestimmt. Für Risiken über einer definierten Schwelle (ALARP,[101]) wurde Risikominimierung mit Hilfe der Optionen *Design*, *Schutz* und *Warnung* durchgeführt. Die Verwendung von fremden Softwarebibliotheken (*off-the-shelf software*) muss beachtet werden [59].

5.13. Versuchsaufbauten

Zur Validierung der entwickelten Methoden und Software wurde eine Reihe von in-vitro, ex-vivo sowie in-vivo Versuche durchgeführt. Die in-vitro Versuche dienen vorrangig der Integrationsvalidierung.

5.13.1. In-vitro Versuche

Die Funktions- und Integrationstests der entwickelten Navigationssoftware erfolgten im Rahmen erster Funktionstests des entwickelten Ablationsgerätes. Die Versuche wurden in den Räumlichkeiten des Laboratoire d'Automatique (LAB, Ecolé Nationale Supérieur de Mécanique et des Microtechniques, Besançon) durchgeführt. Dabei wurden verschiedene Versuchsaufbauten verwendet (Abb. 5.36). Als Materialien wurden eingesetzt:

- Ultraschallgerät (Philips, SONOS 7500) mit multiplaner TEE Sonde (T6H) und Live3D Sonde (X4).

- Nullmodem-RS232-Kabel zur Verbindung mit dem Steuergerät des Ablationsgitters
- Nullmodem-LAN-Kabel zur Verbindung mit dem Ultraschallgerät
- PC mit Navigations-Software
- Wassertank
- Halterung für Umbrella mit Führungsstange
- Halterung für Schallsonde

Der Umbrella sowie die Ultraschallsonde wurden in einem Wassertank fixiert. Aufnahmen aus verschiedenen Richtungen und verschiedenen Kippwinkeln des Umbrellas wurden akquiriert. Nach einer Registrierung wurde der Umbrella mittels Steuersoftware bewegt und von dem Navigationssystem visualisiert.

5.13.2. Ex-vivo Versuche

Für Aufnahmen des Ablationsgitters innerhalb eines ex-vivo Rinderherzes wurde dieses in einem salzhaltigen Wasserbad fixiert. Der linke Vorhof wurde über das linke Vorhofrohr eröffnet und die Haltestange des Ablationsgitters daran befestigt (Abb. 5.36(b)). Danach wurde das Ablationsgitter innerhalb des Herzens ausgefahren und Ultraschallaufnahmen aus einer Position akquiriert, die in etwa der Speiseröhrenposition in-vivo entsprach. Diese Versuche wurden ebenfalls in den Räumlichkeiten des Laboratoire d'Automatique (LAB, Ecolé Nationale Supérieur de Mécanique et des Microtechniques, Besançon) durchgeführt. Als Materialien wurden eingesetzt:

- Ultraschallgerät (Philips, SONOS 7500) mit multiplaner TEE Sonde (T6H)
- Nullmodem-RS232-Kabel zur Verbindung mit dem Steuergerät des Ablationsgitters
- Nullmodem-LAN-Kabel zur Verbindung mit dem Ultraschallgerät
- PC mit Steuersoftware
- PC mit Navigationssoftware
- Wassertank
- Ex-vivo Rinderherz
- Halterung für Umbrella mit Führungsstange

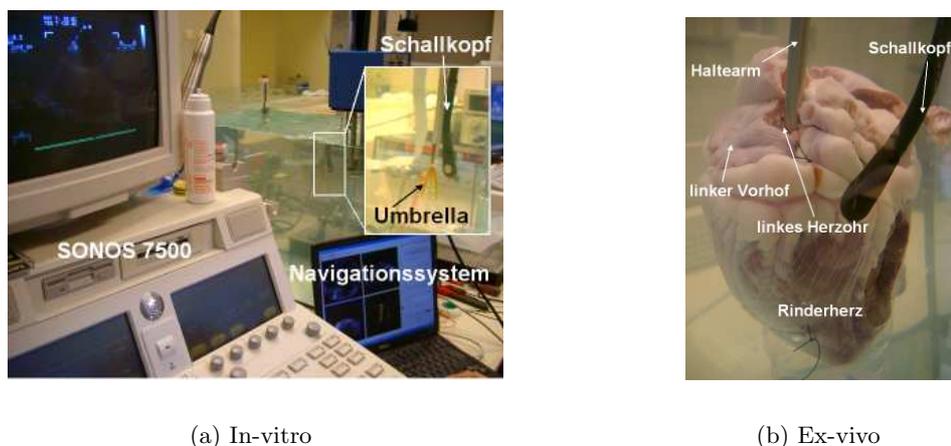


Abbildung 5.24.: In-vitro und ex-vivo Versuchsaufbauten.

- Halterung für Schallsonde und Rinderherz

Nach Datenakquisition wurden verschiedene Bildverarbeitungsfilter zur Verbesserung der Erkennbarkeit des Umbrellas in den Bilddaten untersucht.

5.13.3. In-vivo Tierversuch

Das Gesamtsystem wurde in einem in-vivo Tierversuch am Klinikum der Freien Universität Brüssel (Belgien) evaluiert. Ziel des Versuchs war die Demonstration der Machbarkeit des Operationsszenarios, die Beobachtung des Verhaltens des Umbrellas innerhalb des Vorhofs sowie erste Navigationsversuche. Nach Fixierung des Roboters und Einführung des Umbrellas in den linken Vorhof wurde die TEE-Schallsonde vom Chirurgen in die Speiseröhre eingeführt. Die Schallsonde wurde dazu mit einem mit Ultraschallgel gefülltem Schallkondom überzogen. Als Materialien wurden eingesetzt:

- Ultraschallgerät (Philips, SONOS 7500) mit multiplaner TEE Sonde (T6H)
- Nullmodem-RS232-Kabel zur Verbindung mit dem Steuergerät des Ablationsgitters
- Nullmodem-LAN-Kabel zur Verbindung mit dem Ultraschallgerät
- Medizinroboter mit Ablationsinstrument
- Schaf als Versuchstier
- PC mit Steuersoftware
- PC mit Navigationssoftware



(a)



(b)



(c)



(d)

Abbildung 5.25.: In-vivo Versuch: Gesamtüberblick (links oben), Zugang zum linken Vorhof mittels Mini-Thoracotomie (rechts oben), Blick auf linken Vorhof mit fixiertem Haltearm (links unten) und Einführung der Ultraschallsonde über die Speiseröhre (rechts unten).

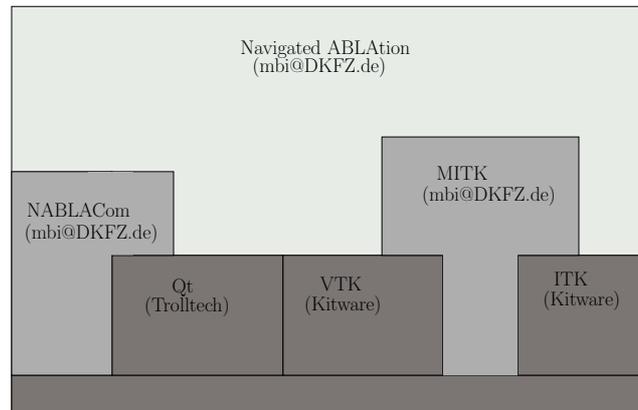


Abbildung 5.26.: Architektur der Navigationssoftware.

5.14. Ergebnisse

5.14.1. Prototypische Implementierung

Der beschriebene Workflow und die zugehörigen Methoden wurden in den Navigations-Prototypen *NABLA (Navigated ABLation)* umgesetzt (Abb. 5.27). Basis dafür war das in der Abteilung für Medizinische und Biologische Informatik des Deutschen Krebsforschungszentrum entwickelte Toolkit MITK [212]. MITK (Medical Imaging Toolkit, www.mitk.org) erlaubt die einfache Entwicklung von interaktiven, medizinischen Bildverarbeitungssystemen und basiert auf den Open-Source Toolkits ITK[86] und VTK[164] (Abb. 5.26). Der erarbeitete Navigations-Workflow wurde mit Hilfe des in MITK vorhanden Konzeptes der endlichen Zustandsmaschinen realisiert. Das Datentransferprotokoll wurde als Bibliothek *NABLACom* umgesetzt und in die Steuersoftware des Ablationsgitters integriert [30].

5.14.2. Approximative Segmentierung

Die Genauigkeit der Thin-Plate-Spline Segmentierung (TPSS) zur Approximation des Vorhofs wurde mittels handsegmentierter CT-Daten ermittelt. Die CT-Daten wurden mithilfe des Segmenta-Chili-PlugIns [104] segmentiert. Diese Segmentierung wurde als Gold-Standard zur Berechnung von Vergleichsmaßen herangezogen. Zur Bestimmung der Genauigkeit wurden mittels TPSS segmentierte Daten (A) mit einem Goldstandard (B) verglichen. Als Vergleichsmaße wurden mit Hilfe der SeCoM-Software [74] der Dice-Koeffizient

$$C_D = \frac{2|A \cap B|}{|A| + |B|}, \quad (5.2)$$

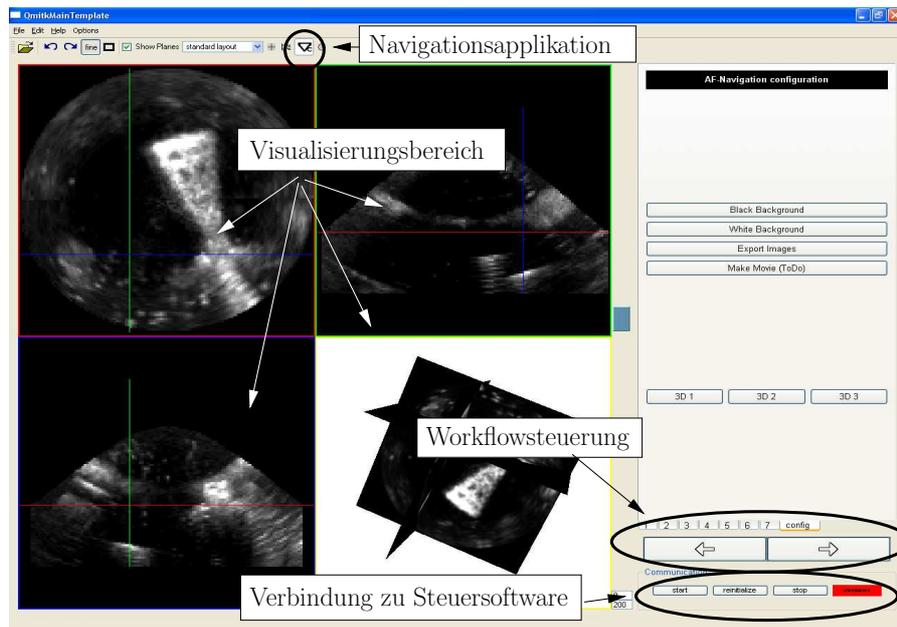


Abbildung 5.27.: Navigations-Prototyp NABLA.

sowie die durchschnittliche Oberflächendistanz

$$C_{Savg} = \frac{\sum_{a \in A} \min_{b \in B} d(a, b) + \sum_{b \in B} \min_{a \in A} d(b, a)}{|A| + |B|} \quad (5.3)$$

berechnet. Der Dice-Koeffizient liegt im Intervall $[0, 1]$, wobei $C_D = 1$ einer perfekten Segmentierung entspricht. Verglichen wurden Segmentierungen von synthetischen Daten (Kugel, Würfel, jeweils 200^3 Voxel) sowie realen CT-Daten des Vorhofs ($256 \times 256 \times 71$ Voxel). Ausgewertet wurden die Vergleichmaße in Abhängigkeit der gesetzten Landmarken.

Generell zeigt sich, dass die Segmentierungsgenauigkeit mit der Anzahl der gesetzten Landmarken steigt (Abb. 5.28). Die Segmentierungsergebnisse bei einer Kugel ergaben schon bei wenigen Landmarken gute Ergebnisse (Abb. 5.29(a) und 5.29(c)) wobei eine Abhängigkeit von der Landmarkenverteilung festzustellen ist (Abb. 5.29(b)). Zur Segmentierung des Würfels (Abb. 5.29(d)) sind wesentlich mehr Landmarken erforderlich, ohne dass die Genauigkeit der Kugelsegmentierung erreicht wird (Abb. 5.29(e) und 5.29(f)). Daraus lässt sich schlussfolgern, dass die vorgestellte TPS Segmentierung hauptsächlich für kugel- und ellipsenförmige Objekte geeignet ist. Der linke Vorhof hat näherungsweise eine elliptische Form. Bereits bei 10 Landmarken wird eine akzeptable Segmentierung erzielt (Abb. 5.30).

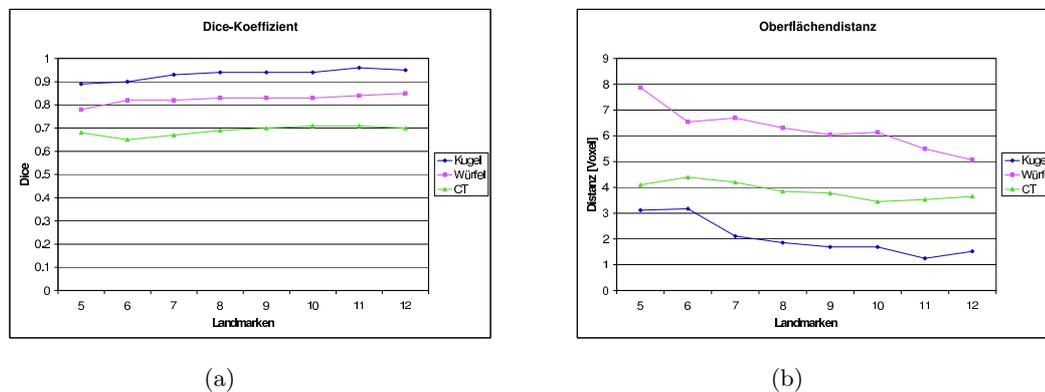


Abbildung 5.28.: Vergleichsmaße der TPS-Segmentierung bei Anwendung auf künstlichen Daten sowie CT-Daten. Links: Dice-Koeffizient, rechts: durchschnittliche Oberflächendistanz.

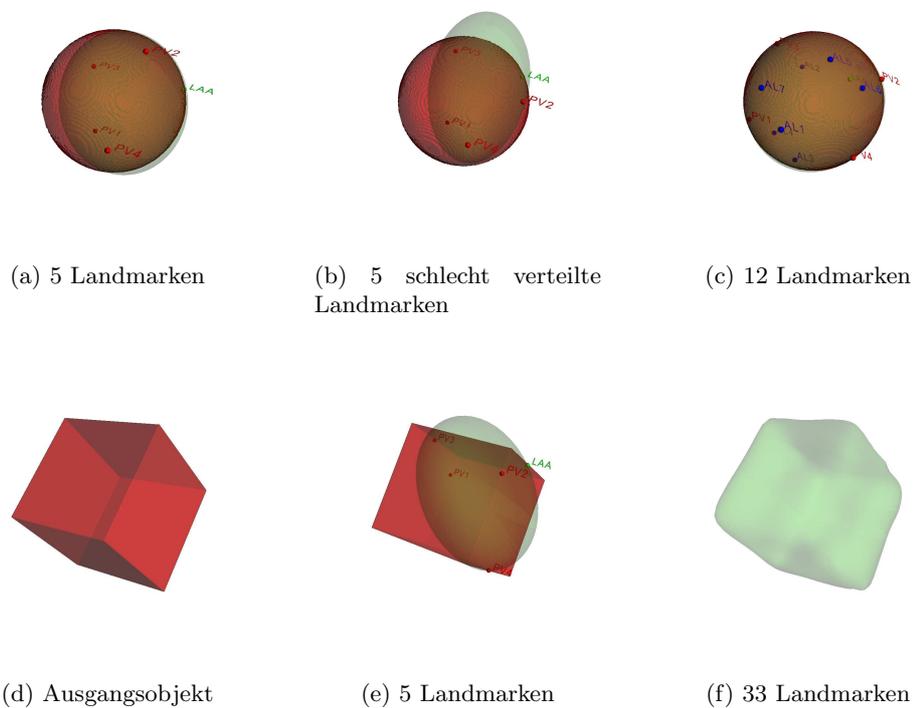


Abbildung 5.29.: Beispiele der TPS Segmentierung auf künstlichen Daten. Oben: Kugel, unten: Würfel.

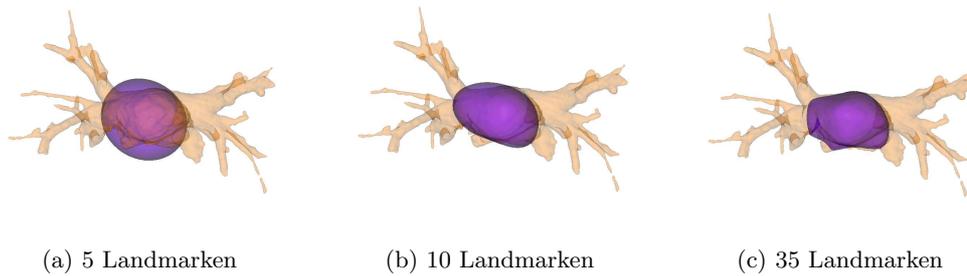


Abbildung 5.30.: Segmentierung des linken Vorhofs auf CT-Daten mit TPS-Segmentierung (lila) und unterschiedlicher Anzahl verwendeter Landmarken überlagert mit handsegmentierten Daten (orange, inklusive Pulmonalvenen).

5.14.3. Projektionsvisualisierung und Planungskomponente

Die Projektionsvisualisierung hat sich zur Abschätzung der Umbrellaposition in Bezug auf anatomische Landmarken als nützlich erwiesen. In einer 3D Visualisierung ist ohne eine Interaktion (drehen der 3D Szene) eine Bestimmung der relativen Lage kaum möglich (Abb. 5.31(a)). Auf der anatomischen Landkarte kann die relative Lage ohne Interaktion abgeschätzt werden. Die Vor- und Nachteile beider Methoden müssen unter realen Bedingungen (Tierversuche) weiter evaluiert werden.

Mit der Planungskomponente können einfach und schnell nach Datenakquisition und Segmentierung Ablationsmuster geplant werden (Abb. 5.31).

5.14.4. Intraoperative Ultraschallbildgebung

Zur intraoperativen Bildgebung wird eine multiplane TEE Sonde eingesetzt. Dreidimensionale Daten werden dabei mittels Rotationstechnik akquiriert. Rotationswinkel sind zwischen 1° und 90° einstellbar. Zur Abschätzung des optimalen Winkels wurden verschiedene Aufnahmen gemacht und deren Qualität qualitativ beurteilt. Ein Rotationswinkel kleiner 3° ergab dabei qualitativ keine erheblich besseren Bilder. Im Hinblick auf die Akquisitionszeit (Abb. 5.33) erscheint ein Rotationswinkel von 3° optimal. Bei Ultraschallaufnahmen des Herzens (TEE oder TTE) sind bedingt durch die Verwendung von konvexen Schallköpfen oft wichtige Strukturen abgeschnitten (Abb. 5.32(a)). Hier hilft die oben beschriebene TPS-Segmentierung: abgeschnittene Teile werden interpoliert (Abb. 5.32).

5.14.5. Risikoanalyse

Es wurden insgesamt 63 Risiken identifiziert. Für Risiken über einer definierten Schwelle wurden Minimierungsmaßnahmen definiert (Abb. 5.34). Diese Maßnahmen konnten im

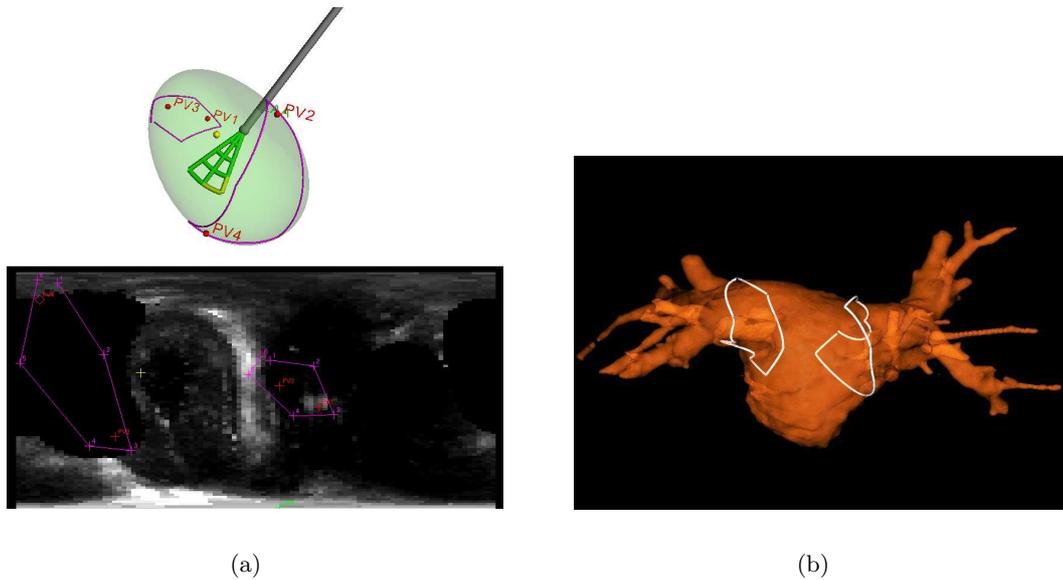


Abbildung 5.31.: Beispiel der Projektionsvisualisierung und Planungskomponente.

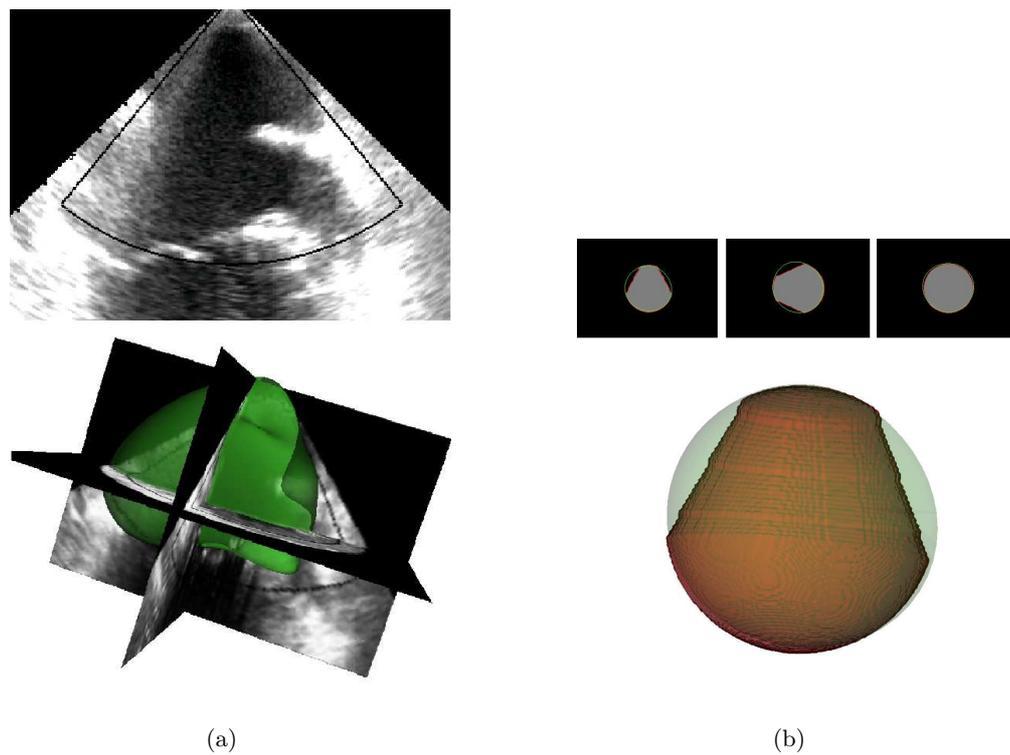


Abbildung 5.32.: Links: Beispiel einer TEE-Aufnahme des linken Vorhofs mit Segmentierung. Abgeschnittene Teile des Vorhofs werden durch die TPS-Segmentierung interpoliert. Rechts: Veranschaulichung des Vorteils der TPS-Segmentierung an einem synthetischen Datensatz. Segmentiert wurde eine Kugel, welche ähnlich realer Ultraschallbilder zum Teil abgeschnitten dargestellt ist. Durch die TPS-Segmentierung wird das Ausgangsobjekt interpoliert.

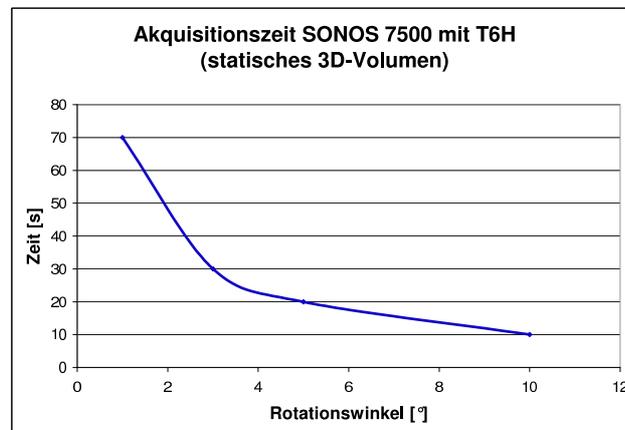


Abbildung 5.33.: Akquisitionszeit von dreidimensionalen Aufnahmen mit multiplaner TEE-Rotationssonde in Abhängigkeit des eingestellten Rotationswinkels.

hier beschriebenen Prototype jedoch noch nicht vollständig berücksichtigt werden, sind für zu beantragende in-vivo Versuche jedoch unabdingbar.

5.14.6. Deformationsmodellierung

Die entwickelte Deformationsmodellierung kann hier nur qualitativ beschrieben werden. Sie zeigt ohne Berücksichtigung der Herzwand gute Resultate (Abb. 5.35(a)). Bei Berücksichtigung der Herzwand bestehen die bereits beschriebenen Probleme hinsichtlich der Modellierung bei Änderung der unterschiedlichen Freiheitsgrade. Bei Kippung werden qualitativ gute Ergebnisse erzielt (Abb. 5.35(b)). Die quantitative Evaluation der Genauigkeit ist schwierig und nur bedingt sinnvoll (siehe Kapitel 5.14.10).

5.14.7. In-vitro Versuche

Das Navigationssystem wurde vollständig in das Gesamtsystem integriert und erfolgreich validiert. Bei optimalen Versuchsbedingungen, bei denen nur das Instrument im Wasserbad geschallt wurde, gab es keine Probleme hinsichtlich Bildqualität. In allen Aufnahmen konnte der Umbrella lokalisiert, segmentiert, registriert und kalibriert werden. Die entsprechenden Algorithmen konnten anhand dieser Aufnahmen erfolgreich angewendet (Abb. 5.36(a)) und validiert werden. Die Kommunikationsschnittstelle zum Steuergerät und Ultraschallgerät sowie die Verarbeitung der Positionsdaten wurde ebenfalls erfolgreich validiert. Erste Versuche wurden auch mit einer Live-3D Sonde gemacht. Hiermit konnte unter optimalen Laborbedingungen der Umbrella ohne Probleme visualisiert werden (Abb. 5.36(c)). Auch Deformationen des Umbrellas sind erkennbar (Abb. 5.36(c)). Ein Einsatz von Live-3D Sonden ist wie in Kapitel 5.15 diskutiert denkbar.

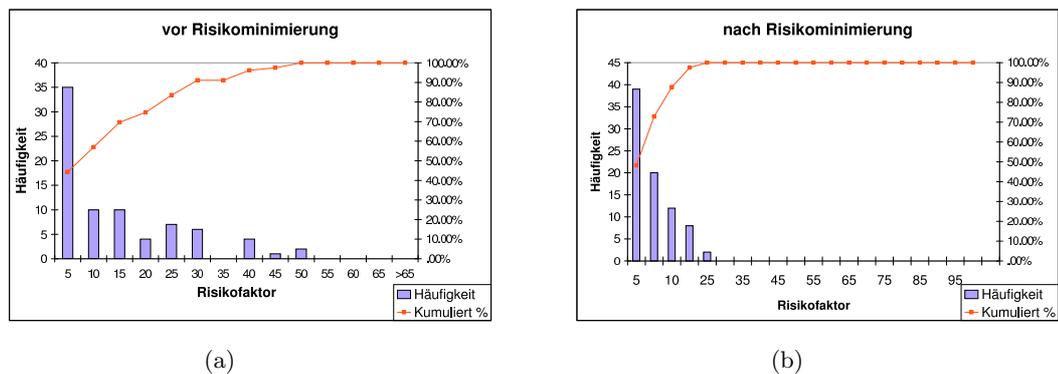


Abbildung 5.34.: Histogramm der Risikoanalyse vor Risikominimierung (links) und nach Risikominimierung (rechts).

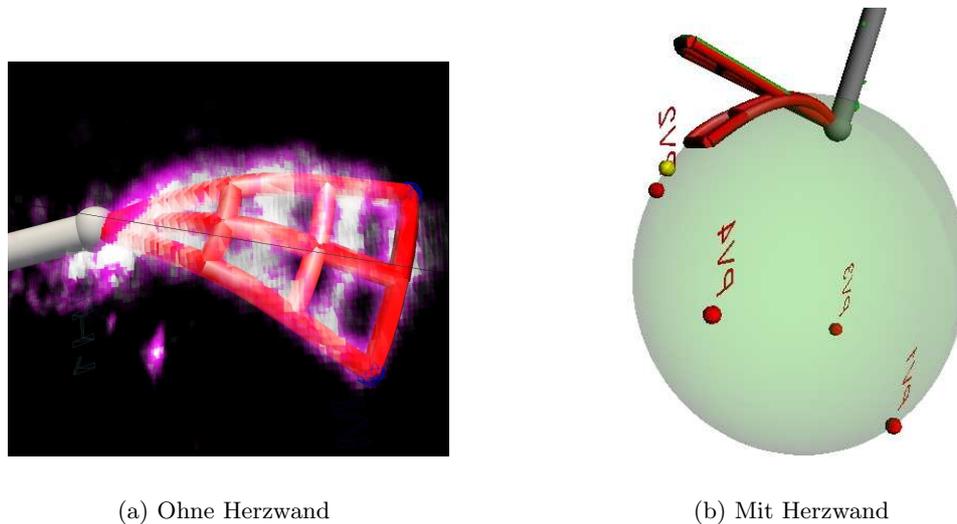
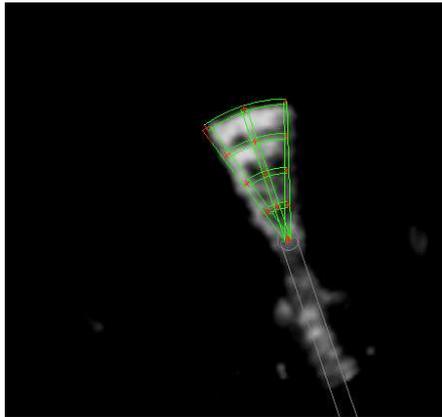


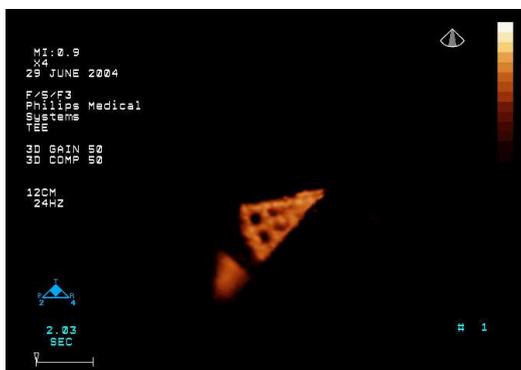
Abbildung 5.35.: Qualitative Ergebnisse der Deformationsmodellierung.



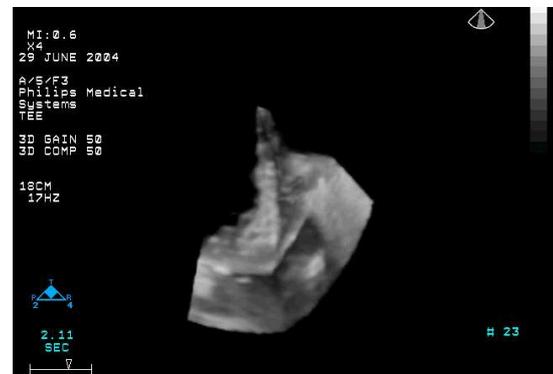
(a)



(b)



(c)



(d)

Abbildung 5.36.: Beispiel der Bildgebung bei in-vitro Versuchen. Umbrella in Wasserbad mit multiplaner TEE-Sonde (oben) und mit Live-3D Sonde (unten).

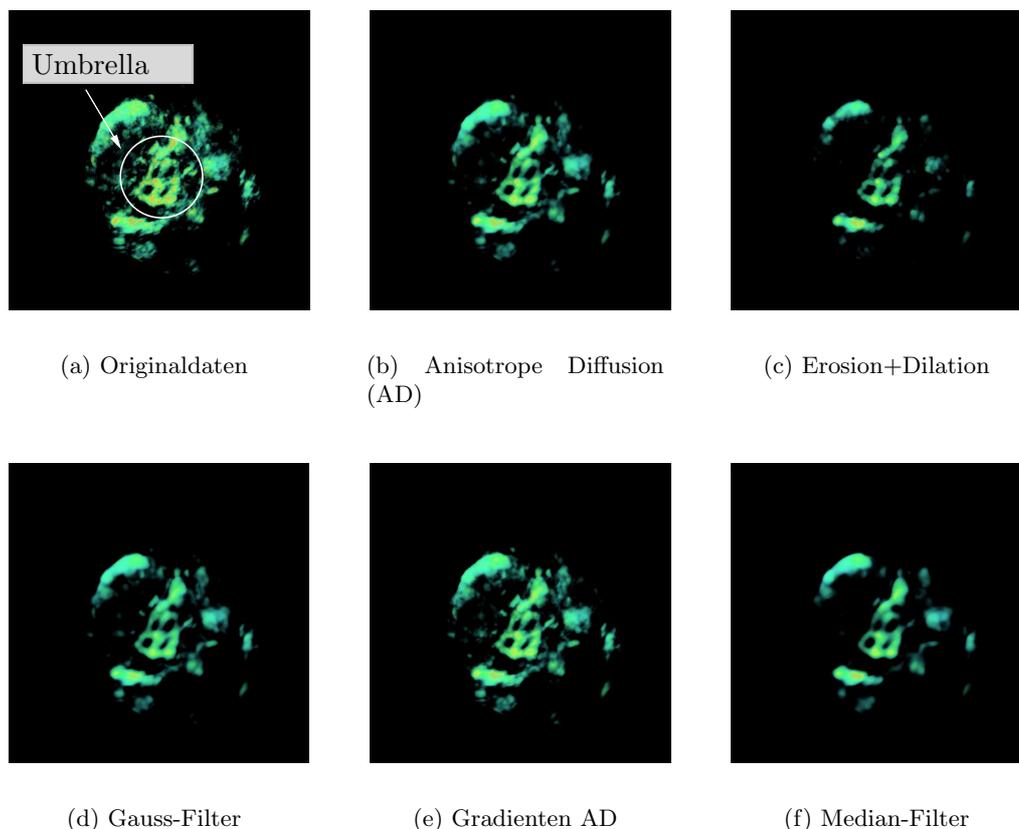


Abbildung 5.37.: Visualisierung des Ablationsgitters innerhalb eines Rinderherzens ex-vivo. Nach Aufbereitung mit Bildverarbeitungsfilter kann die Sichtbarkeit verbessert werden.

5.14.8. Ex-vivo Versuche

In den im Versuchsaufbau aus Abbildung 5.36(b) akquirierten Daten ist das Ablationsgitter deutlich sichtbar (Abb. 5.37). Eine weitere Verbesserung kann durch Anwendung von Bildverarbeitungsfiltern erzielt werden (Abb. 5.37). Probleme gab es hinsichtlich der Orientierung in den Ultraschalldaten, da die Herzbewegung und der Blutfluss fehlte. Es war somit schwierig, anatomische Strukturen wie die Mitralklappe oder die Pulmonalvenen zu identifizieren.

5.14.9. In-vivo Versuch

In dem Tierversuch konnte erstmals das Gesamtsystem inklusive Medizinroboter getestet werden. Das Navigationssystem konnte alle vom Medizinroboter vollzogenen Bewegungen visualisieren. Hinsichtlich der optimalen Positionierung der Schallsonde ergaben sich Komplikationen. Die erreichte Datenqualität war wesentlich schlechter als die von TEE-Aufnahmen bei Menschen gewohnte Qualität. Die Orientierungsmöglichkeit war

nicht optimal, da anatomische Strukturen wie Mitralklappe und Pulmonalvenen nur schwer erkennbar waren. Die Erkennbarkeit des Umbrellas erreichte nicht die Qualität wie in den in-vitro und ex-vivo Versuchen. Eine Erklärung sind Anatomieunterschiede von Schaf zu Mensch, was eine optimale Sondenpositionierung erschwert.

5.14.10. Gesamtgenauigkeit

Quantitative Angaben zur Gesamtgenauigkeit des Systems können hier noch nicht gegeben werden. Erst nach vollständigem Abschluss der Entwicklungsarbeiten des neuen Ablationsinstrumentes können in weiteren Versuchen in-vitro und in-vivo Genauigkeiten untersucht werden. Von den Projektpartnern durchgeführte ex-vivo Versuche von RF-Ablationen an Vorhofgewebe ergaben, dass gebrannte Ablationslinien im Bereich von $\pm 1\text{mm}$ um die Elektroden liegen. Daher ist die Zielvorgabe eine relative Positionierungsgenauigkeit von $2\text{--}3\text{mm}$ zur Gewährleistung kontinuierlicher Ablationslinien.

5.15. Diskussion

Die in-vitro und ex-vivo Versuche zeigten vielversprechende Ergebnisse hinsichtlich Machbarkeit des Navigationsverfahrens. Der erste Tierversuch zeigte einige Probleme bei der Bildgebung. Eventuelle Gründe hierfür sind Anatomieunterschiede von Schaf zu Mensch im Bereich Herz und Speiseröhre.

Ultraschallbilder bilden bedingt durch Konvex-Schallköpfe oft nicht die komplette Zielstruktur ab. Fehlende Bereiche können mittels der hier vorgestellten Thin-Plate-Spline (TPS) Segmentierungsmethode interpoliert werden. Das Verfahren funktioniert zufriedenstellend bei kugel- oder ellipsenförmigen Objekten. Die berechnete TPS-Interpolation bildet weiterhin die Grundlage für die neu vorgestellte Projektionsvisualisierung und Planungskomponente. Diese stellte sich als nützlich bei der Planung von Zielstrukturen (Ablationslinien) heraus.

Das für die Registrierung notwendige interaktive Setzen von Landmarken auf dem Umbrella und der Führungsstange erwies sich in multiplanen 2D Ansichten als schwierig. Eine visuelle Kontrolle in einer 3D Ansicht erwies sich dabei als unabdingbar. Hinsichtlich des Registrierungsschrittes sind automatisierte Methoden zu entwickeln. Nach einer Segmentierung des linken Vorhofs erscheint eine automatische Segmentierung und Registrierung des Umbrellas als möglich.

Die Bestimmung der Deformation des Umbrellas während der Repositionierung gestaltete sich als schwierig. Die hier vorgenommene mathematische Modellierung kann nur eine einfache Näherung sein. Für Weiterentwicklungen besteht die Möglichkeit der Positionsmessung von einigen Punkten des Umbrellas mithilfe elektromagnetischer Positionsmesssysteme (siehe hierzu Kapitel 4). Damit könnte die intraoperative Deformation

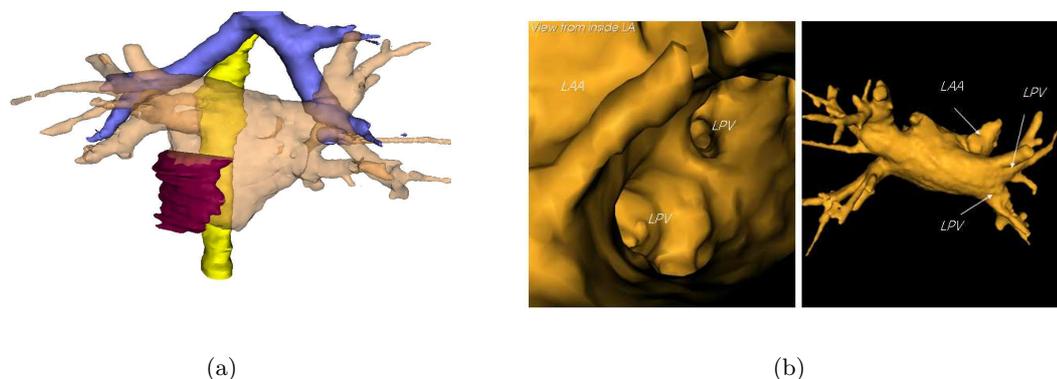


Abbildung 5.38.: Links: Einblendung von Risikostrukturen (Mitralklappe (rot), Luftröhre (blau) und Speiseröhre (gelb)). Rechts: präoperative Bestimmung der Pulmonalvenenanatomie.

wesentlich genauer bestimmt werden. Eine weitere Verbesserung liegt in der Hinzunahme von positionsmarkiertem Ultraschall. Damit entfielen das Registrierungsproblem (siehe Kapitel 5.2.1). Weiterhin ist der Einsatz von Live-3D Sonden zu diskutieren, welche intraoperativ epikardial angesetzt werden. Erste Versuche hierzu waren vielversprechend.

Eine zusätzliche Erweiterungsmöglichkeit ist der Einbezug präoperativer Daten. Damit können anatomische Zielstrukturen sowie Risikostrukturen präoperativ segmentiert und intraoperativ visualisiert werden (Abb. 5.38(a)). Beispielsweise ist bei der Ablation die Speiseröhre zu berücksichtigen, um Verletzungen dieser durch zu große Hitze zu vermeiden. Weiterhin können mittels präoperativer Bildgebung Pulmonalvenenvariationen beurteilt und berücksichtigt werden (Abb. 5.38(b)).

Zur abschließenden Beurteilung der in-vivo Genauigkeit sind entsprechende Methoden zu entwickeln und in weiteren Tierversuchen anzuwenden.

5.16. Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde ein ultraschallbasiertes Navigationsszenario für ein neues minimal-invasives Instrument beschrieben. Das Instrument wurde von einer Gruppe der “Ecole Nationale Supérieure de Mécanique et des Microtechniques” in Besançon (Frankreich) entwickelt und dient zur robotergestützten Ablation von Vorhofflimmern. Zur Einordnung der Arbeit in den Stand der Forschung muss das Gesamtsystem bestehend aus Ablationsinstrument, Medizinroboter und Navigationssystem betrachtet werden, eine alleinige Betrachtung des in dieser Arbeit entwickelten Navigationssystems wäre hier nicht sinnvoll. Das neue Verfahren liefert erstmals die Möglichkeit, minimal-

invasiv endokardial zusammenhängende Ablationslinien zu brennen. Dies war bisher nur mit Katheterverfahren möglich. Bei diesen sind jedoch kontinuierliche Ablationslinien schwer, unter hoher Strahlenbelastung und nur mit erheblicher OP-Zeit erzielbar. Die in der Literatur beschriebenen chirurgischen Ablationsverfahren sind entweder auf die Öffnung des Vorhofs angewiesen oder können nur epikardial angewendet werden. Die Hoffnung des neuen Verfahrens liegt darin, die als Goldstandard angesehene MAZE-Operation nun minimal-invasiv ohne Eröffnung von Brustkorb und Vorhof durchführen zu können. Das Gesamtsystem ist wegen der minimal-invasiven Anwendung nur mit dem hier entwickelten Navigationsszenario anwendbar. Das Navigationsverfahren basiert auf intraoperativ akquirierten Ultraschalldaten. Abschließend kann die Aussage von **These 3**:

“Der 3D Ultraschall liefert intraoperativ wertvolle und unabdingbare Informationen zur exakten Platzierung minimal-invasiver Instrumente zur chirurgischen Ablation von Vorhofflimmern.”

positiv beantwortet werden. Erstmals wird hier ein ultraschallbasierter Ansatz zur intraoperativen Navigation von minimal-invasiven herzchirurgischen Instrumenten vorgestellt. Mehrere in-vitro, ex-vivo und in-vivo Versuche zeigten sowohl die Machbarkeit als auch noch zu lösende Probleme des Systems. Im Hinblick auf einen klinischen Einsatz sind weitere Tierversuche notwendig.

Zusammenfassung

*„Am Ziel deiner Wünsche wirst du
jedenfalls eines vermissen: dein Wan-
dern ans Ziel.“*

*Marie von Ebner-Eschenbach,
Schriftstellerin*

Im Laufe der letzten Jahrzehnte hat der medizinische Ultraschall eine rasante Entwicklung vollzogen. Diese Entwicklung ist eng verbunden mit Anwendungen in der Kardiologie und Herzchirurgie. Waren zu Beginn nur eindimensionale Signale messbar, können heute dreidimensionale Strukturen in Echtzeit wiedergegeben werden. Neben anatomischen Strukturen können mittels Doppler-Effekt auch funktionelle Informationen des Blutflusses und der Gewebewegung erhoben werden. Neben diagnostischen Anwendungen wird Ultraschall in letzter Zeit vermehrt zur Therapieunterstützung eingesetzt. In vorliegender Dissertation wurden offene Fragen und neue Methoden des 3D Ultraschalls in Diagnostik und Therapieunterstützung in der Herzchirurgie erarbeitet und diskutiert.

Ein noch nicht gelöstes Problem hoher diagnostischer Relevanz ist die vektorielle Geschwindigkeitsbestimmung von Blutfluss und Gewebewegung mittels Doppler-Ultraschalls. Aus physikalischer Sicht kann der Doppler-Ultraschall nur projizierte Geschwindigkeiten, d.h. die Geschwindigkeitskomponente in Richtung Schallkopf, messen. Hier wird ein Verfahren zur Rekonstruktion des kompletten vektoriellen Geschwindigkeitsfeldes vorgestellt (**These 1**). Das Verfahren beruht auf der Modellierung der Dopplermessung als inverses Problem. Mittels Regularisierungsverfahren und Integration phy-

sikalischen Vorwissens wird das inverse Doppler-Problem gelöst. Als physikalisches Vorwissen werden Glattheitsbedingungen sowie die Divergenzfreiheit verwendet. Simulationen ergaben für typische Bewegungs- und Flussmuster eine deutliche Reduktion des Messfehlers und zeigten ein stabiles Verhalten des Rekonstruktionsverfahrens bei Störeinflüssen. Die Machbarkeit des Rekonstruktionsverfahrens wird beispielhaft anhand von in-vitro und in-vivo Flüssen gezeigt. Weitere Simulationen zeigten eine deutliche Verbesserung der Rekonstruktionsgenauigkeit bei Einbezug mehrerer Messungen. Die vorgestellte Methode gliedert sich in eine Reihe von Ansätzen zur Geschwindigkeitsrekonstruktion aus Doppler-Ultraschalldaten. Erstmals wird hier der Versuch unternommen, auf Basis der Doppler-Daten ohne Einbezug von Grauwertinformation mithilfe mathematischer Modelle Geschwindigkeitsvektorfelder zu rekonstruieren.

Das inverse Doppler-Problem motivierte zur Idee, aus unterschiedlichen Raumrichtungen Messungen durchzuführen und diese zu fusionieren. Dazu wurde erstmalig ein System bestehend aus 3D Ultraschall und elektromagnetischem Positionsmesssensor (positionsmarkierter 3D Ultraschall, **These 2**) aufgebaut. Bisher werden in der Literatur nur positionsmarkierte 2D Systeme beschrieben, welche zur Freihandakquisition von 3D Volumina eingesetzt werden. Beim positionsmarkierten Ultraschall ist ein zentrales Element die Kalibrierung, d.h. die Bestimmung der Sensorposition am Schallkopf. In dieser Arbeit wird ein neues Kalibrierungsverfahren beschrieben, welches im Gegensatz zu den in der Literatur beschriebenen Verfahren mit 3D Datensätzen arbeitet. Dadurch reduziert sich die Zahl benötigter Daten zur exakten Kalibrierung. In Versuchen konnte eine Kalibrierengenauigkeit von $\sim 3mm$ bestimmt werden. Die Differenz zu den in der Literatur beschriebenen Genauigkeiten von $1-2mm$ kann unter anderem durch das unterschiedliche Verhalten von elektromagnetischen Positionsmesssensoren in der Nähe von 3D Sonden im Vergleich zu 2D Sonden erklärt werden. Daher wurde eine bisher noch nicht beschriebene, ausführliche Vermessung des Störeinflusses aktuellster 3D Sonden auf unterschiedliche aktuelle elektromagnetische Positionsmesssysteme durchgeführt. Dabei zeigte sich, dass 3D Schallsonden die Positionsmesssysteme stärker stören als 2D Schallsonden. Insbesondere 3D Schallsonden mit rotierendem Aufnahmesektor (multiplane Schallsonden) stören die Positionsbestimmung erheblich. Einfluss hat auch die Messtechnologie, AC-Systeme (basierend auf magnetischem Wechselfeld) werden stärker gestört als DC-systeme (basierend auf gepulstem statischem Feld). Bei ungeeigneten Kombinationen ergaben sich inakzeptable Störungen von mehr als $100mm$. In Kombination mit den aktuellsten Echtzeit-3D Sonden sind DC-Systeme zu bevorzugen.

Die Verwendung positionsmarkierter 3D Ultraschallsysteme hat auch Auswirkungen auf

neue Anwendungen des Ultraschalls zur Therapieunterstützung in Form der intraoperativen Navigation. Die intraoperative Navigation befasst sich mit der Einblendung der aktuellen Lage des chirurgischen Instrumentes in zuvor akquirierte Bilddaten. In dieser Arbeit wird ein neues Konzept zur Navigation eines neuen, minimal-invasiven und roboterunterstützten Verfahrens zur Ablation von Vorhofflimmern vorgestellt (**These 3**). Das Instrument wurde von einer französischen Gruppe der “Ecole Nationale Supérieure de Mécanique et des Microtechniques” in Besançon (Frankreich) entwickelt und besteht aus einer flexiblen Leiterplatte mit mehreren Elektroden. Das Instrument wird roboterunterstützt minimal-invasiv in das schlagende Herz eingeführt und muss dort an bestimmte anatomische Strukturen navigiert werden. Eine Herausforderung bei der Navigation besteht in der Bestimmung der Deformation des Instrumentes innerhalb des Herzens. Hierzu wird ein mathematischer Ansatz beschrieben. Das Navigationssystem basiert auf einem neuen Konzept, welches nur auf intraoperativ erhobenen Ultraschall-daten basiert. Das Navigationssystem wurde in das Gesamtsystem bestehend aus Medizinroboter, Ablationsgerät und Ultraschallgerät integriert und in mehreren in-vitro, ex-vivo und einem in-vivo Tierversuch getestet. In den in-vitro und ex-vivo Versuchen konnte die Machbarkeit des Verfahrens gezeigt werden. Bei dem ersten in-vivo Versuch zeigten sich noch Probleme, die es für einen klinischen Einsatz zu lösen gilt. Beispielsweise könnte die Lokalisation und Deformationsbestimmung des Ablationsinstrumentes durch Integration von elektromechanischen Positionsmesssensoren verbessert werden. Zur abschließenden Beurteilung der erreichbaren Gesamtgenauigkeit des Systems sind weitere Tierversuche notwendig. Mittels des neuen, roboterunterstützten Verfahrens wird es erstmals möglich, minimal-invasiv innerhalb des schlagenden Herzens Ablationen durchzuführen. Zur Anwendung des Verfahrens ist die in dieser Arbeit konzipierte und entwickelte ultraschallbasierte Navigation zur visuellen Unterstützung des Chirurgen unabdingbare Voraussetzung.

In dieser Arbeit wurden neue Ansätze des 3D Ultraschalls zur Diagnose und Therapieunterstützung im Umfeld der Herzchirurgie erarbeitet. Die wesentlichen Beiträge dieser Arbeit sind im Einzelnen: i) ein neuer Ansatz zur Rekonstruktion von Geschwindigkeitsfeldern aus Doppler-Daten, ii) ein positionsmarkiertes 3D Ultraschallsystem mit ausführlicher Evaluierung des Störeinflusses von 3D Ultraschallsonden auf elektromagnetische Positionsmesssysteme sowie iii) ein ultraschallbasiertes Navigationskonzept für die minimal-invasive Herzchirurgie. Daraus ergaben sich folgende Erkenntnisse: i) eine Rekonstruktion von vektoriellen Geschwindigkeiten aus Doppler-Daten ist möglich, ii) beim Aufbau eines positionsmarkierten 3D Ultraschallsystems sind Störeinflüsse von 3D Schallsonden in Bezug auf elektromagnetische Positionsmesssysteme zu beachten und iii) der 3D Ultraschall liefert wertvolle Informationen bei der Lokalisation und Na-

vigation minimal-invasiver, herzchirurgischer Instrumente. Diese Erkenntnisse lassen im Zuge der technologischen Weiterentwicklung des medizinischen Ultraschalls weitere interessante Entwicklungen und Anwendungen im Umfeld der Herzchirurgie erwarten.

Anhang

A.1. Herleitung der Euler-Lagrange-Gleichungen

Zu minimieren sei

$$\int_{\Omega} (Pv - v_m)^2 + \lambda \sum_{i=1}^3 \|\nabla v_i\|^2 \, d\Omega. \quad (\text{A.1})$$

bzgl. v mit

$$E_d = (Pv - v_m)^2 \quad (\text{A.2})$$

$$= ([v_1 n_1 + v_2 n_2 + v_3 n_3] - v_m)^2 \quad (\text{A.3})$$

und

$$E_s = \sum_{i=1}^3 \|\nabla v_i\|^2 \quad (\text{A.4})$$

$$= \sum_{i=1}^3 \left[\left(\frac{\partial v_i}{\partial x_1} \right)^2 + \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_2} \right)^2 + \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_3} \right)^2 \right] \quad (\text{A.5})$$

sowie

$$L \left(v, \frac{\delta v_p}{\delta x_q}, x \right) = E_d + \lambda E_s \quad p, q \in \{1, 2, 3\}. \quad (\text{A.6})$$

Ein allgemeines Variationsproblem

$$\int_{\Omega} L \left(v, \frac{\delta v_p}{\delta x_q}, x \right) d\Omega \quad (\text{A.7})$$

wird minimiert durch Lösung von

$$\frac{\partial L}{\partial v_q} - \sum_{p=1}^3 \frac{\partial}{\partial x_p} \frac{\partial L}{\partial(\partial_p v_q)} = 0, \quad q = 1 \dots 3. \quad (\text{A.8})$$

Sei nun $q = 1$:

Nur E_d ist abhängig von v . Damit folgt

$$\frac{\partial L}{\partial v_1} = 2(Pv - v_m) n_1. \quad (\text{A.9})$$

Nur E_r ist abhängig von $\left(\frac{\partial v_1}{\partial x_q}\right)$. Damit folgt

$$\sum_{p=1}^3 \frac{\partial}{\partial x_p} \frac{\partial L}{\partial(\partial_p v_1)} = 2\lambda \left[\left(\frac{\partial^2 v_1}{\partial x_1^2}\right) + \left(\frac{\partial^2 v_1}{\partial x_2^2}\right) + \left(\frac{\partial^2 v_1}{\partial x_3^2}\right) \right] = 2\lambda \Delta v_1. \quad (\text{A.10})$$

Die Herleitung gilt für $q = 2$ und $q = 3$ entsprechend. Damit ergibt sich

$$(Pv - v_m) n_1 - \lambda \Delta v_1 = 0 \quad (\text{A.11})$$

$$(Pv - v_m) n_2 - \lambda \Delta v_2 = 0 \quad (\text{A.12})$$

$$(Pv - v_m) n_3 - \lambda \Delta v_3 = 0 \quad (\text{A.13})$$

bzw. die Euler-Lagrange-Gleichung in vektorieller Schreibweise

$$\boxed{(Pv - v_m) n - \lambda \Delta v = 0} \quad . \quad (\text{A.14})$$

Sei nun

$$\tilde{E}_s = (\text{div} v)^2 \quad (\text{A.15})$$

$$= \left(\frac{\partial v_1}{\partial x_1} + \frac{\partial v_2}{\partial x_2} + \frac{\partial v_3}{\partial x_3} \right)^2. \quad (\text{A.16})$$

Dabei ist \tilde{E}_s abhängig von $\left(\frac{\partial v_p}{\partial x_q}\right)$.

Sei nun $q = 1$:

Damit folgt

$$\sum_{p=1}^3 \frac{\partial}{\partial x_p} \frac{\partial L}{\partial (\partial_p v_1)} = \frac{\partial}{\partial x_1} \frac{\partial L}{\partial (\partial_{x_1} v_1)} + \frac{\partial}{\partial x_2} \frac{\partial L}{\partial (\partial_{x_2} v_1)} + \frac{\partial}{\partial x_3} \frac{\partial L}{\partial (\partial_{x_3} v_1)} \quad (\text{A.17})$$

$$= A + B + C. \quad (\text{A.18})$$

Dabei ist $B = C = 0$, da $\partial_{x_2} v_1$ und $\partial_{x_3} v_1$ in E_d nicht auftauchen. Damit ergibt sich

$$A = 2 \frac{\partial}{\partial x_1} \left(\frac{\partial v_1}{\partial x_1} + \frac{\partial v_2}{\partial x_2} + \frac{\partial v_3}{\partial x_3} \right) \quad (\text{A.19})$$

$$= 2 \frac{\partial}{\partial x_1} \operatorname{div} v. \quad (\text{A.20})$$

Die Herleitung gilt für $q = 2$ und $q = 3$ entsprechend. Damit ergibt sich

$$\frac{\partial}{\partial x_i} \operatorname{div} v = 0 \quad i = 1, 2, 3 \quad (\text{A.21})$$

bzw. die Euler-Lagrange-Gleichung in vektorieller Schreibweise

$$\nabla \operatorname{div} v = 0. \quad (\text{A.22})$$

Wird der Regularisierungsterm \tilde{E}_s in Gleichung A.1 integriert, ergibt sich damit

$$\boxed{(Pv - v_m) n - [\lambda_1 \Delta v + \lambda_2 \nabla \operatorname{div} v] = 0} \quad . \quad (\text{A.23})$$

A.2. Diskretisierung der Euler-Lagrange-Gleichungen

Der Laplace-Operator Δ wird diskretisiert zu

$$\begin{aligned} \Delta v &\approx \\ d_{\Delta}(x, y, z) &= \\ (v(x-1, y, z) - 2v(x, y, z) + v(x+1, y, z)) &\frac{1}{h_x} + \\ (v(x, y-1, z) - 2v(x, y, z) + v(x, y+1, z)) &\frac{1}{h_y} + \\ (v(x, y, z-1) - 2v(x, y, z) + v(x, y, z+1)) &\frac{1}{h_z} \quad . \end{aligned}$$

Die Ableitungen $\frac{\partial v}{\partial x_i x_j}$, welche im Operator $\nabla \operatorname{div}$ auftauchen werden diskretisiert zu

$$\frac{\partial v}{\partial x_i x_j} \approx \frac{1}{h_i h_j} [v(x_i, y_j) - v(x_i - 1, x_j) - v(x_i, x_j - 1) + v(x_i - 1, x_j - 1)]. \quad (\text{A.24})$$

A.3. Herleitung der längenerhaltenden Interpolation

Der zweite Euler'sche Fall wird durch die Differentialgleichung

$$w''(x) + k^2 w(x) = 0 \quad w(0) = w(1) = 0 \quad (\text{A.25})$$

mit der zugehörigen Lösungsfunktion

$$w(x) = c \sin\left(\frac{\pi x}{l}\right) \quad (\text{A.26})$$

beschrieben, wobei l der neue Abstand zwischen den Endpunkten ist. Der freie Parameter c muss nun aus der Bedingung ermittelt werden, dass die Kurvenlänge s nach Verbiegung der Ausgangslänge l_a entspricht. Dazu wird das Kurvenintegral

$$s = \int_0^l \sqrt{1 + w'(x)^2} dx \quad (\text{A.27})$$

mit

$$w'(x)^2 = \frac{c^2 \pi^2}{l^2} \cos^2\left(\frac{\pi x}{l}\right) \quad (\text{A.28})$$

bestimmt. Nun werden l und l_a zu

$$\tilde{l} := \pi \quad (\text{A.29})$$

$$\tilde{l}_a := \frac{l_a}{l} \pi \quad (\text{A.30})$$

skaliert. Damit ergibt sich

$$s = \int_0^\pi \sqrt{1 + c^2 \cos^2(x)} dx \quad (\text{A.31})$$

$$= \int_0^\pi \sqrt{c^2 \left[\frac{1}{c^2} + \cos^2(x) \right]} dx \quad (\text{A.32})$$

$$= \int_0^\pi \sqrt{c^2 \left[\frac{1}{c^2} + (1 - \sin^2(x)) \right]} dx \quad (\text{A.33})$$

$$= \int_0^\pi \sqrt{1 + c^2 (1 - \sin^2(x))} dx \quad (\text{A.34})$$

$$= \int_0^\pi \sqrt{1 + c^2 - c^2 \sin^2(x)} dx \quad (\text{A.35})$$

$$= \int_0^\pi \sqrt{(1 + c^2) \left(1 - \frac{c^2}{1 + c^2} \sin^2(x) \right)} dx \quad (\text{A.36})$$

$$= \sqrt{1 + c^2} \int_0^\pi \sqrt{1 - \frac{c^2}{1 + c^2} \sin^2(x)} dx \quad (\text{A.37})$$

Das verbleibende Integral ist ein elliptisches Integral zweiter Ordnung und lässt sich approximieren durch

$$2a \int_0^\pi \sqrt{1 - k^2 \sin^2(x)} dx \approx 2\pi a \left(1 - \frac{1}{4}k^2 \right) \quad (\text{A.38})$$

Damit ergibt sich

$$\tilde{l} = \sqrt{1 + c^2} \int_0^\pi \sqrt{1 - \frac{c^2}{1 + c^2} \sin^2(x)} dx \quad (\text{A.39})$$

$$= \sqrt{1 + c^2} \left[\pi \left(1 - \frac{1}{4} \frac{c^2}{1 + c^2} \right) \right] \quad (\text{A.40})$$

$$= \sqrt{1 + c^2} \left(\pi - \frac{\pi}{4} \frac{c^2}{1 + c^2} \right). \quad (\text{A.41})$$

Substitution mit $k = 1 + c^2$ ergibt weiter

$$\tilde{l} = \sqrt{k} \left(\pi - \frac{\pi}{4} \frac{k - 1}{k} \right) \quad (\text{A.42})$$

$$= \sqrt{k} \left(\frac{3\pi}{4} - \frac{\pi}{4k} \right) \quad (\text{A.43})$$

$$= \frac{3\pi\sqrt{k}}{4} - \frac{\pi}{4\sqrt{k}}. \quad (\text{A.44})$$

Multiplikation mit \sqrt{k} und quadrieren ergibt

$$\tilde{l}^2 k = \frac{9\pi^2}{16} k^2 + \frac{6\pi^2}{16} k + \frac{\pi^2}{16}. \quad (\text{A.45})$$

Lösen der quadratischen Gleichung liefert

$$k_{1,2} = 0.5 \left(\frac{6}{9} - \frac{16\tilde{l}_a^2}{9\pi^2} \right) \pm \sqrt{0.25 \left[\left(\frac{6}{9} - \frac{16\tilde{l}_a^2}{9\pi^2} \right) \right]^2 - \frac{1}{9}} \quad (\text{A.46})$$

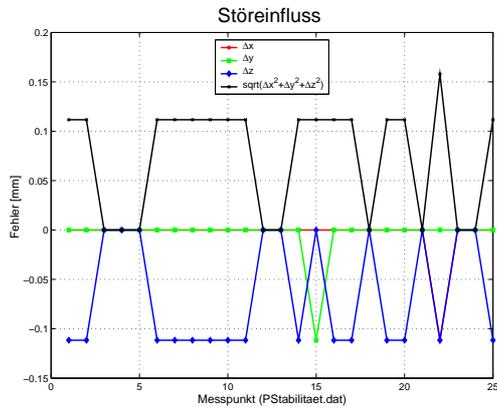
und

$$c = \sqrt{k-1}. \quad (\text{A.47})$$

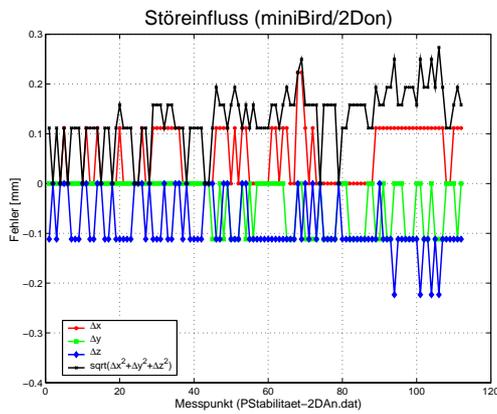
Durch Einsetzen von Gleichung A.47 in Gleichung A.26 lässt sich nun die Durchbiegung einer Kante an jedem Punkt bestimmen.

A.4. Positionsmarkierter 3D Ultraschall

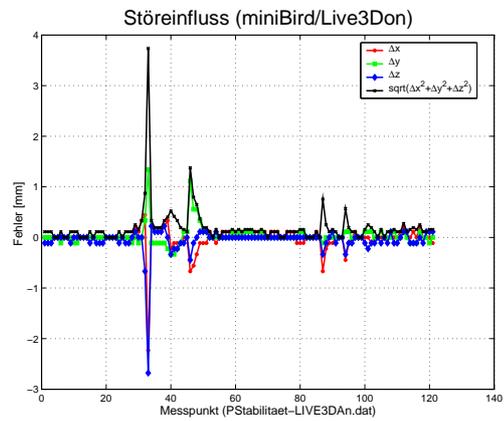
Im Folgenden werden die Grafiken der einzelnen Versuche aus Kapitel 4.4 gezeigt.



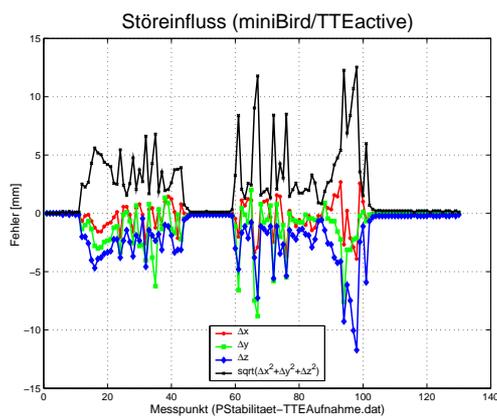
(a) ohne Sonde



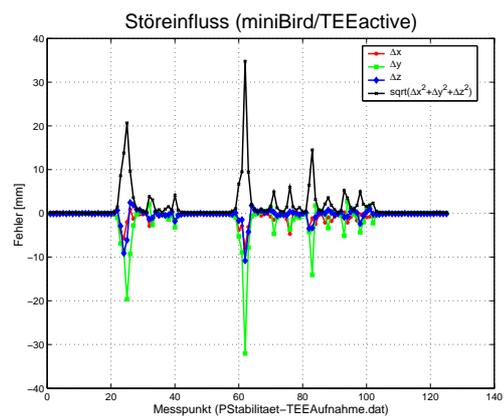
(b) 2D an



(c) 3D an

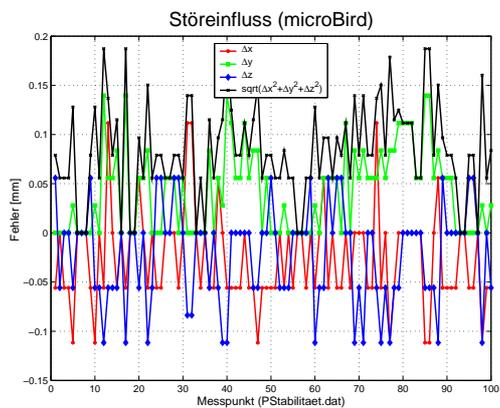


(d) TTE rotierend

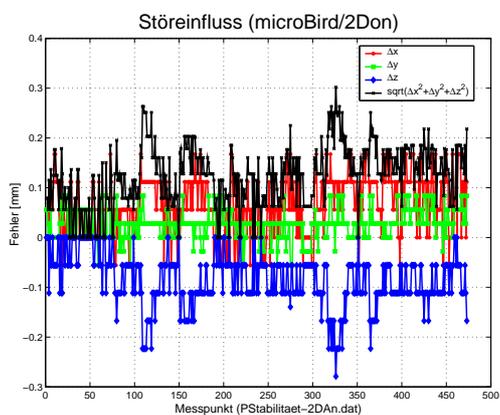


(e) TEE rotierend

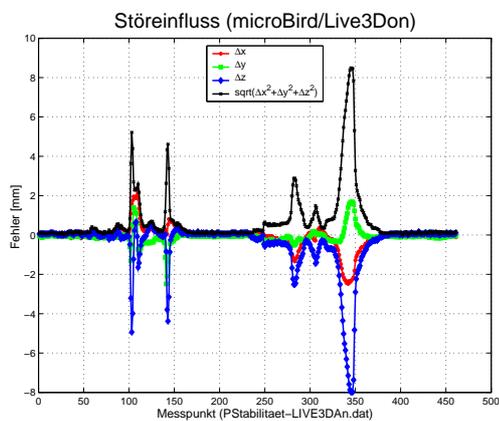
Abbildung A.1.: Versuch 1 (miniBird500).



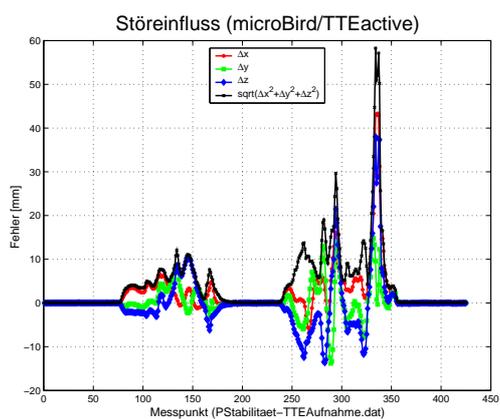
(a) ohne Sonde



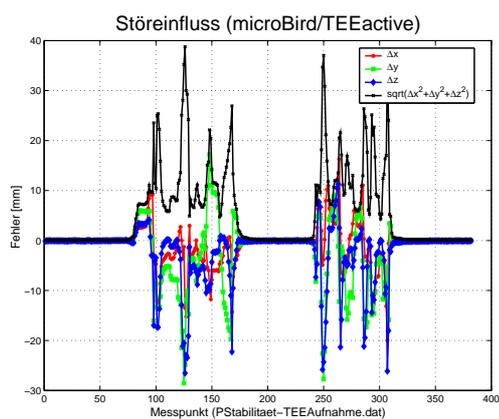
(b) 2D an



(c) 3D an

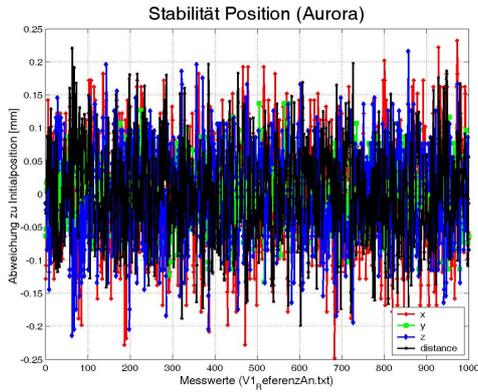


(d) TTE rotierend

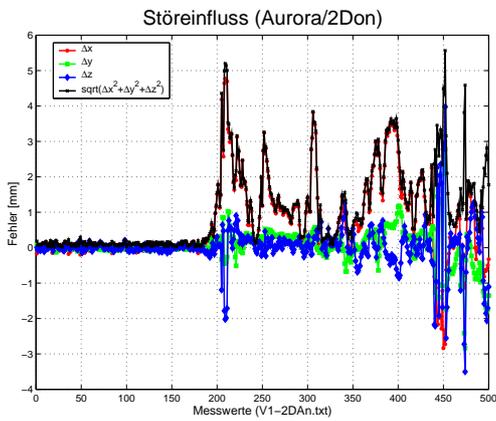


(e) TEE rotierend

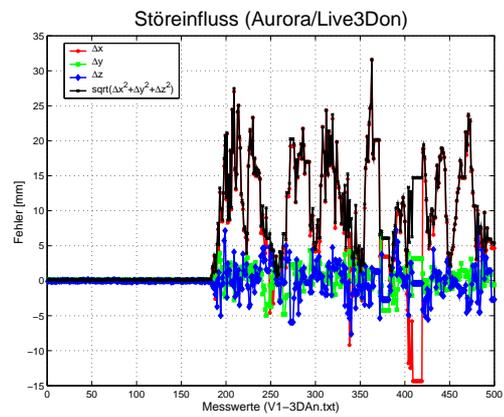
Abbildung A.2.: Versuch 1 (microBird).



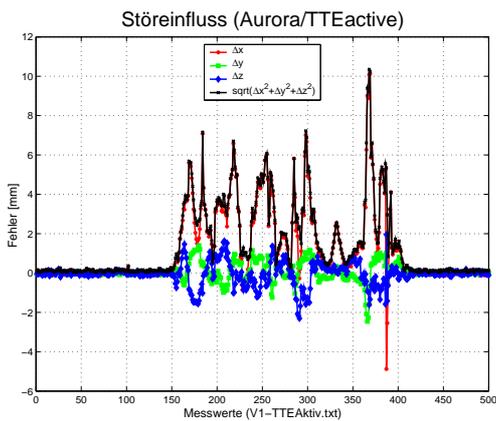
(a) ohne Sonde



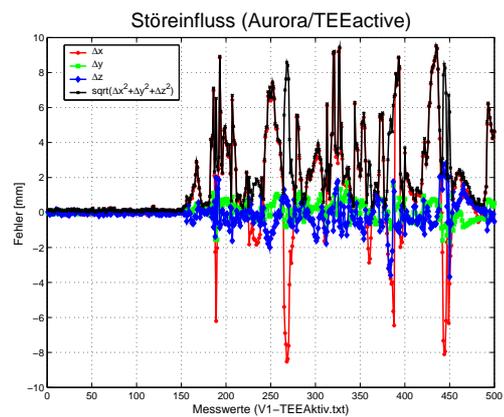
(b) 2D an



(c) Live3D an

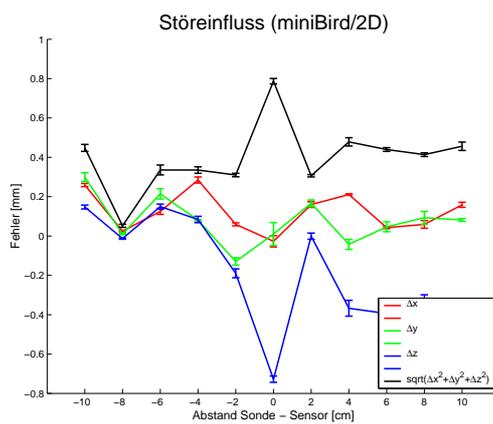


(d) TTE rotierend

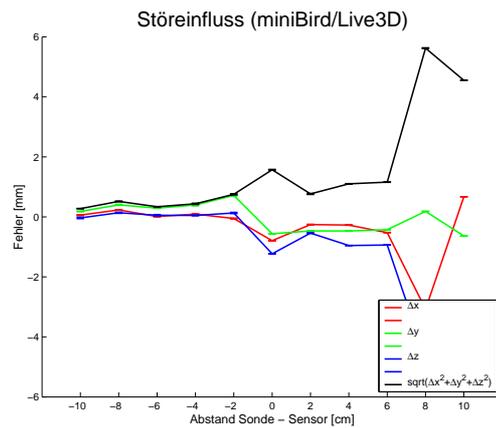


(e) TEE rotierend

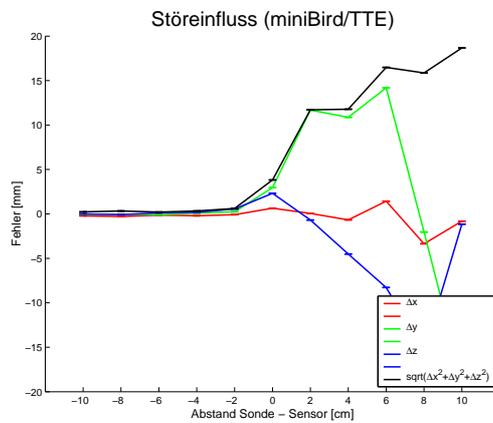
Abbildung A.3.: Versuch 1 (Aurora).



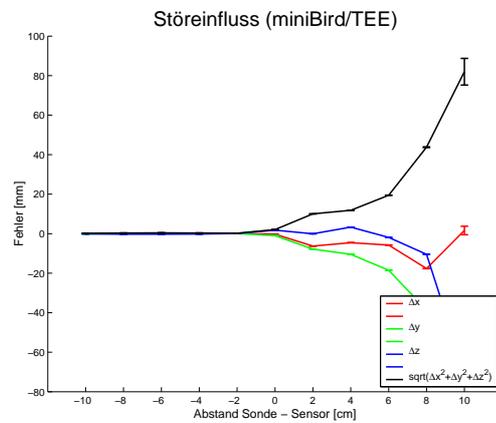
(a) 2D längs



(b) Live3D längs

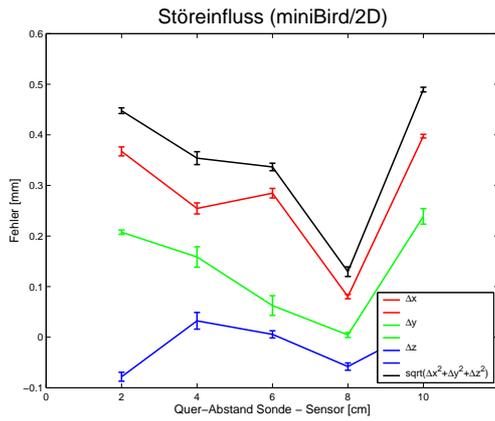


(c) TTE längs

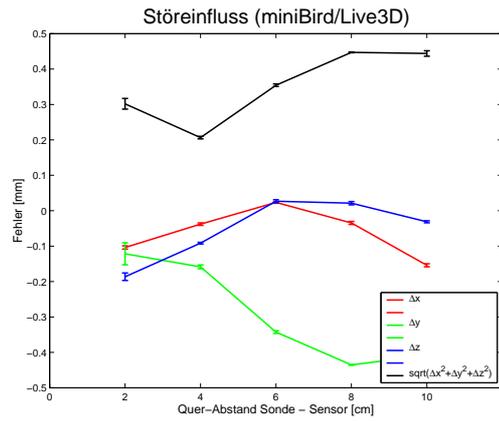


(d) TEE längs

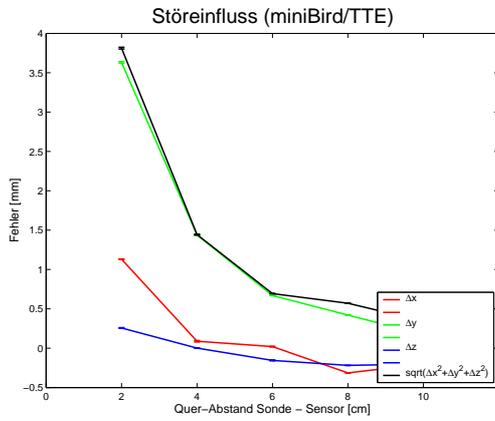
Abbildung A.4.: Versuch 2 (miniBird500): Einfluss in Längsrichtung bei Querposition $p_q = 0\text{cm}$.



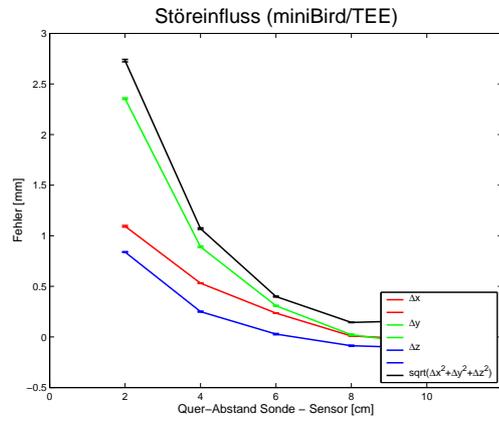
(a) 2D quer



(b) Live3D quer

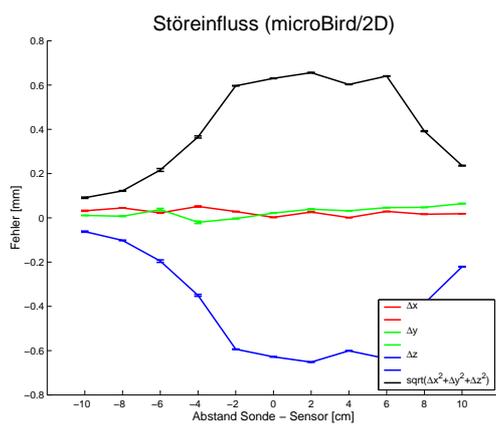


(c) TTE quer

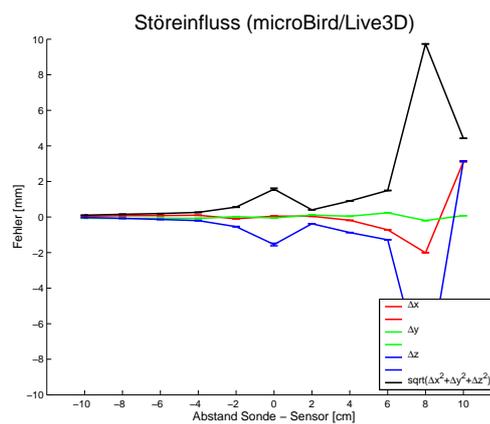


(d) TEE quer

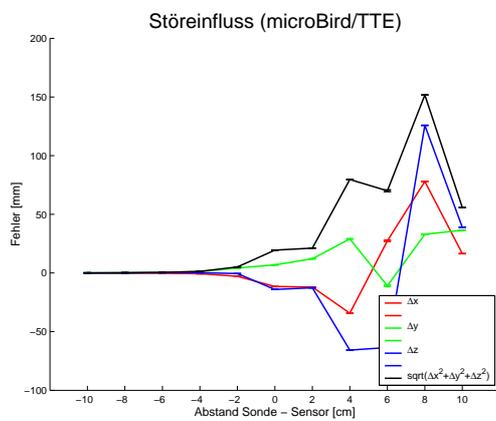
Abbildung A.5.: Versuch 2 (miniBird500): Einfluss in Querrichtung bei Längsposition $p_l = 0\text{cm}$.



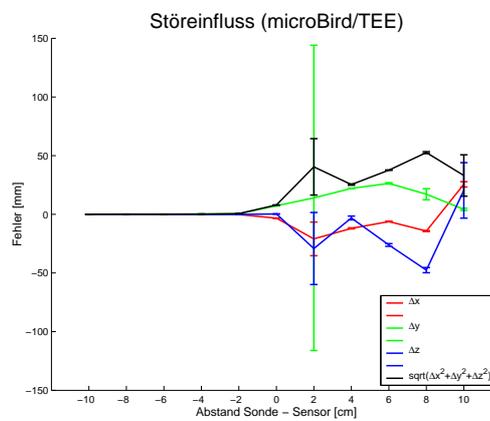
(a) 2D längs



(b) Live3D längs

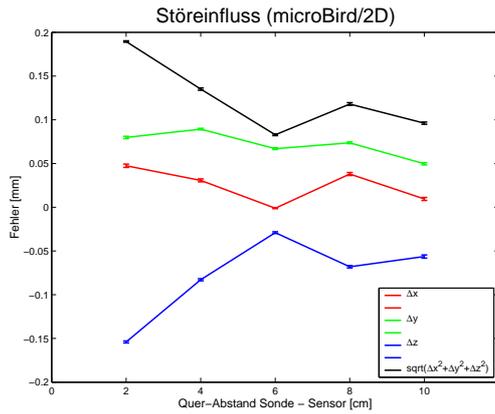


(c) TTE längs

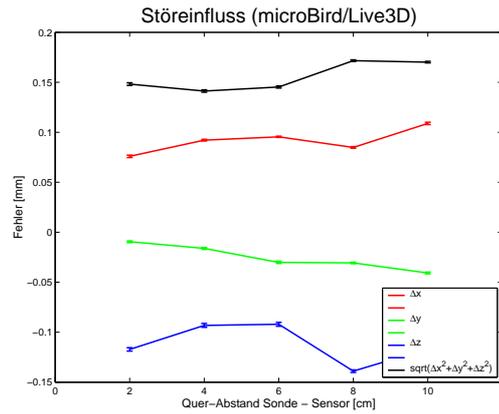


(d) TEE längs

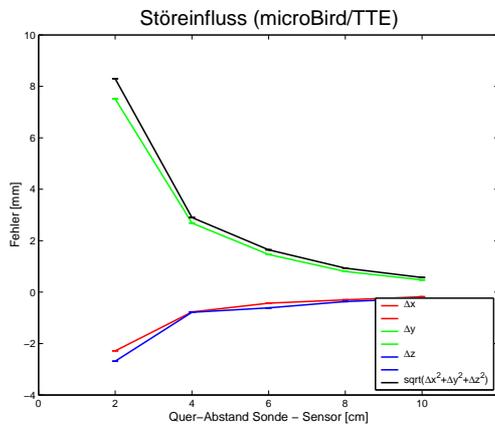
Abbildung A.6.: Versuch 2 (microBird): Einfluss in Längsrichtung bei Querposition $p_q = 0\text{cm}$.



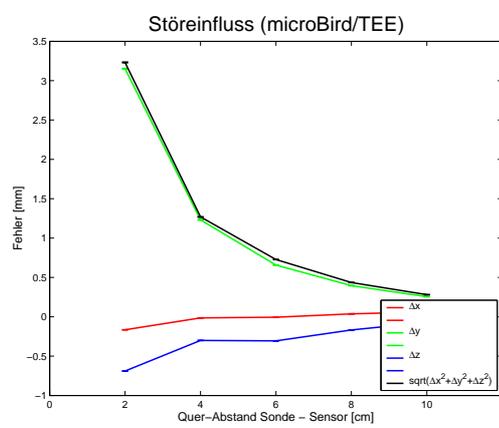
(a) 2D quer



(b) Live3D quer

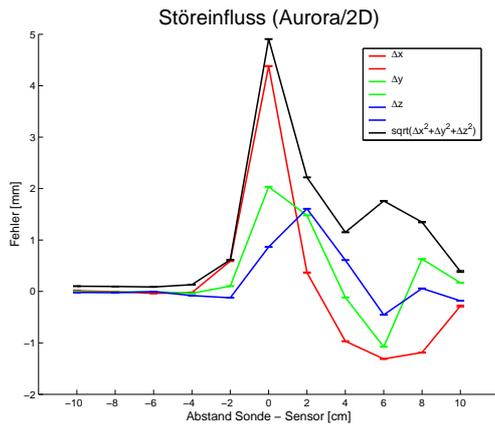


(c) TTE quer

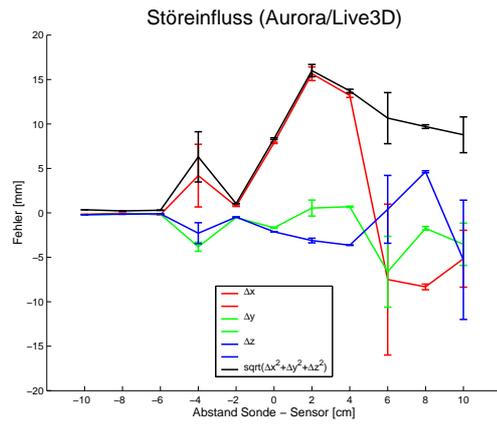


(d) TEE quer

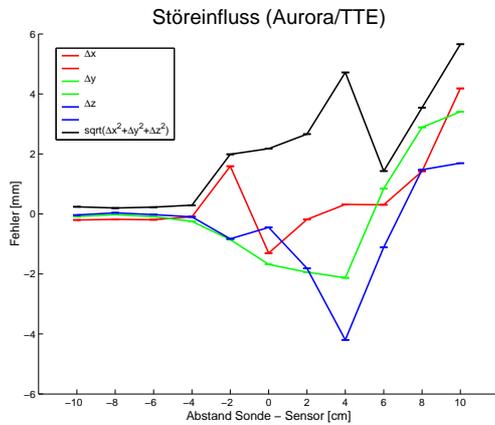
Abbildung A.7.: Versuch 2 (microBird): Einfluss in Querrichtung bei Längsposition $p_l = 0\text{cm}$.



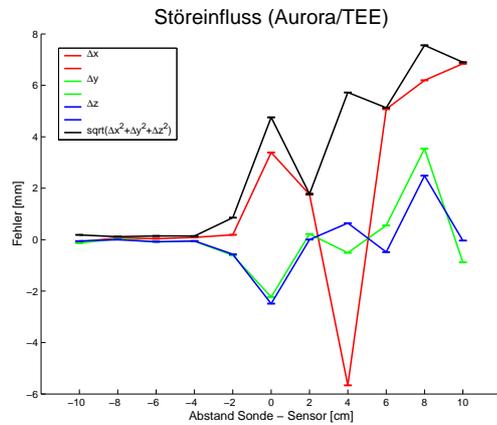
(a) 2D längs



(b) Live3D längs

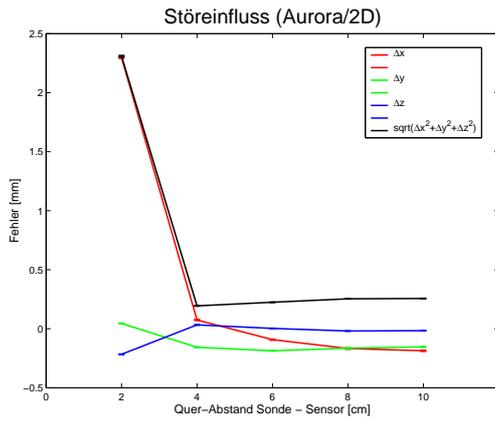


(c) TTE längs

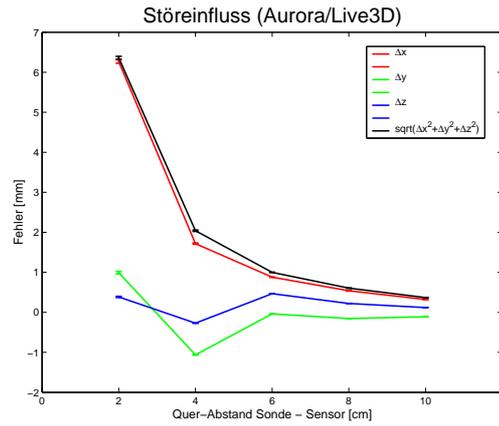


(d) TEE längs

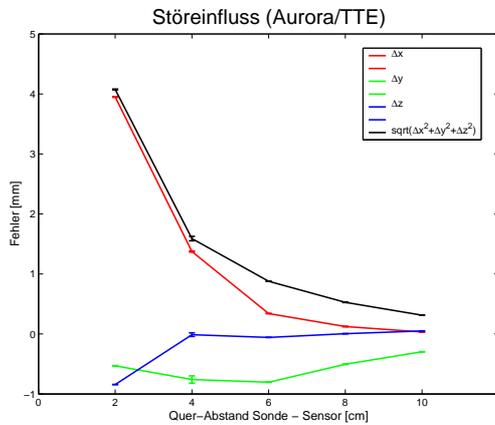
Abbildung A.8.: Versuch 2 (Aurora): Einfluss in Längsrichtung bei Querposition $p_q = 0\text{cm}$.



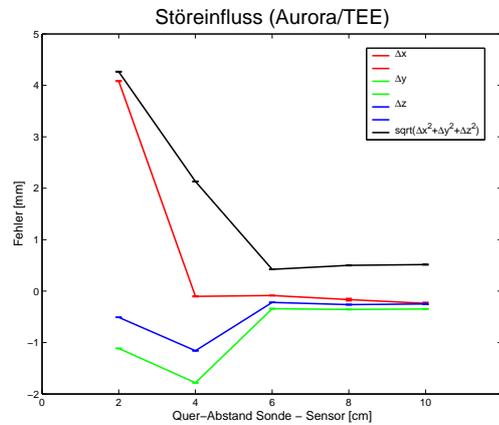
(a) 2D quer



(b) Live3D quer

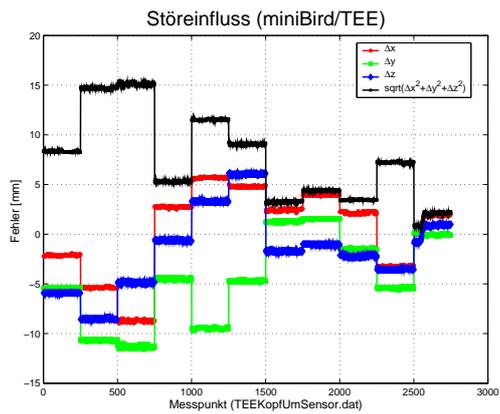


(c) TTE quer

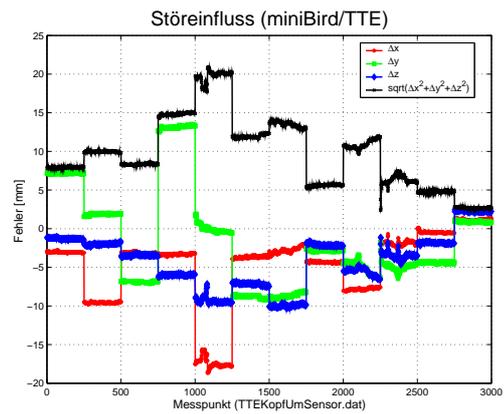


(d) TEE quer

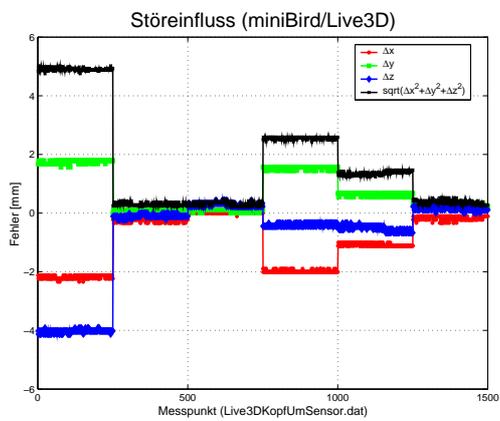
Abbildung A.9.: Versuch 2 (Aurora): Einfluss in Querrichtung bei Längsposition $p_l = 0\text{cm}$.



(a) TEE Sonde

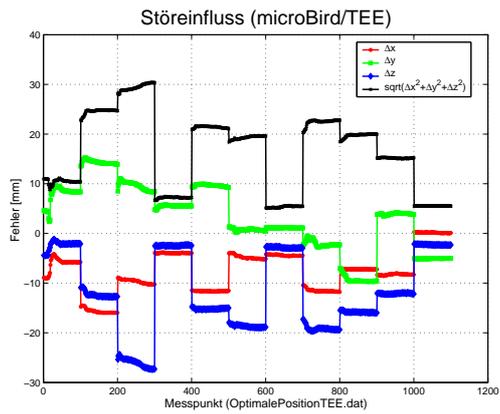


(b) TTE Sonde

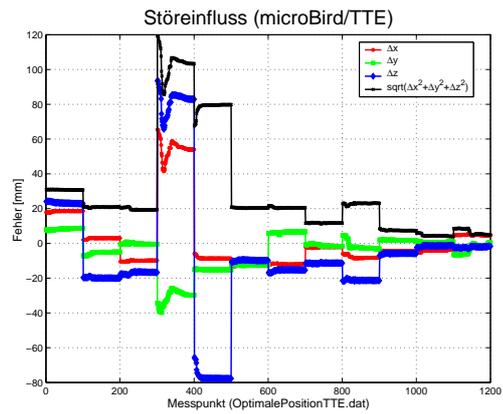


(c) Live3D Sonde

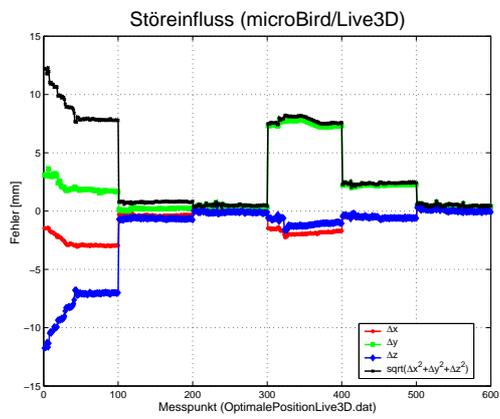
Abbildung A.10.: Versuch 3 (miniBird): Einfluss der Befestigungsposition des Sensors auf der Schallsonde.



(a) TEE Sonde



(b) TTE Sonde



(c) Live3D Sonde

Abbildung A.11.: Versuch 3 (microBird): Einfluss der Befestigungsposition des Sensors auf der Schallsonde.

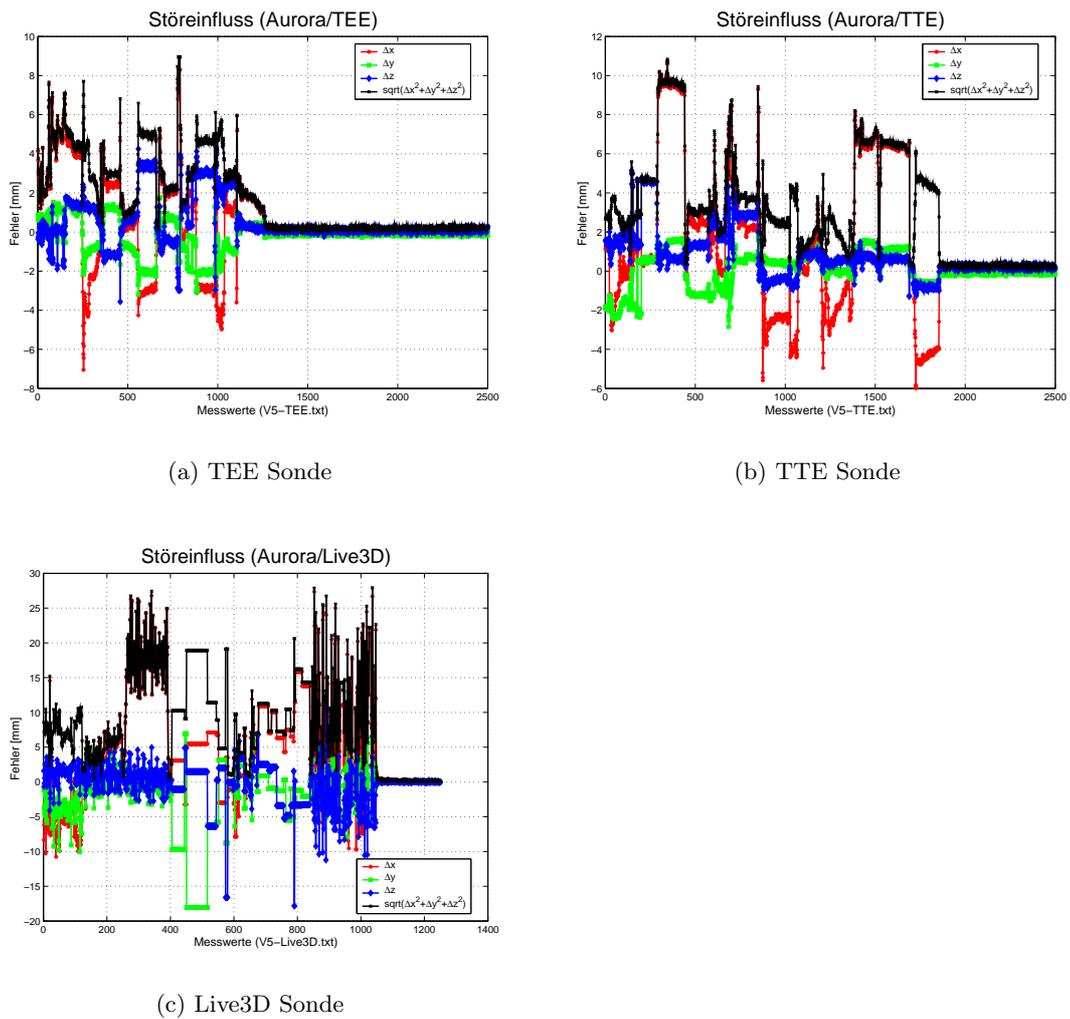
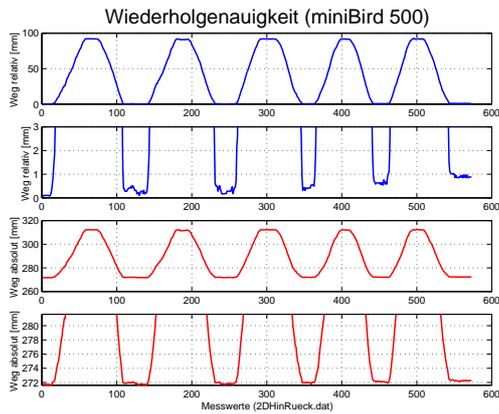
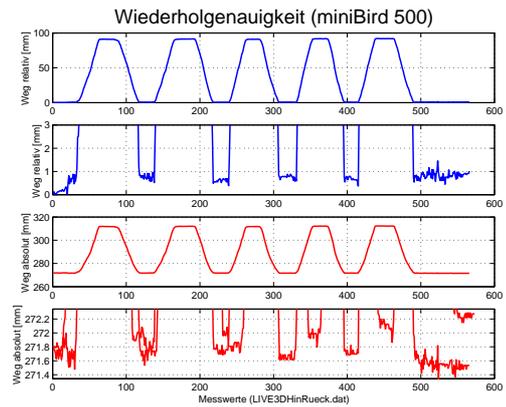


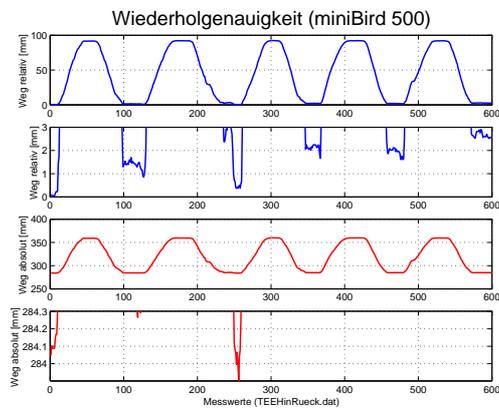
Abbildung A.12.: Versuch 3 (Aurora): Einfluss der Befestigungsposition des Sensors auf der Schallsonde.



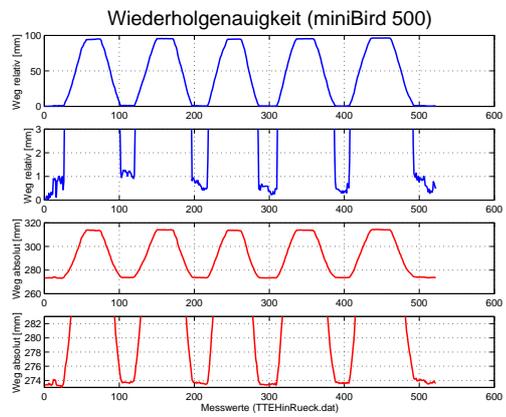
(a) 2D Sonde



(b) Live3D Sonde

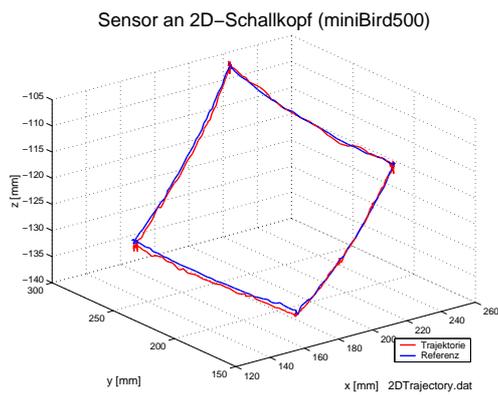


(c) TEE Sonde

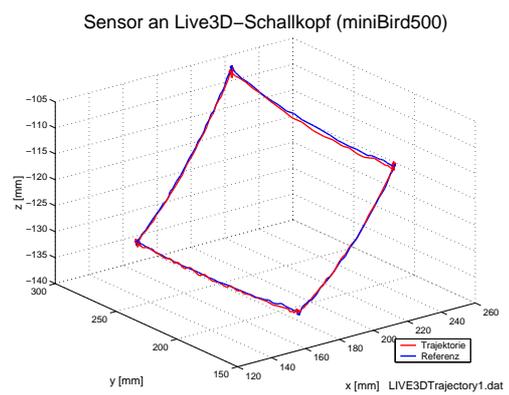


(d) TTE Sonde

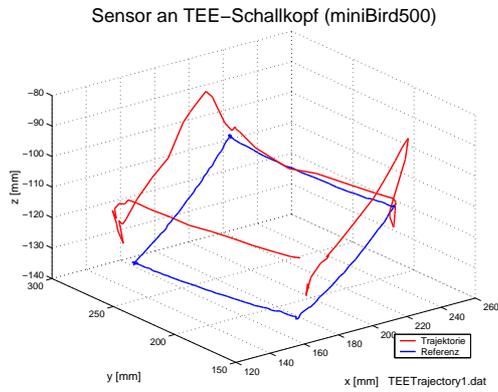
Abbildung A.13.: Versuch 4 (miniBird): Wiederholgenauigkeit: Dargestellt ist der relative Weg der Sonde (obere blaue Kurven) und der absolute Weg (in Bezug auf das Positionsmesssystem, untere rote Kurven). Dabei zeigt die jeweils untere Kurve einen vergrößerten Ausschnitt der jeweiligen oberen Kurve.



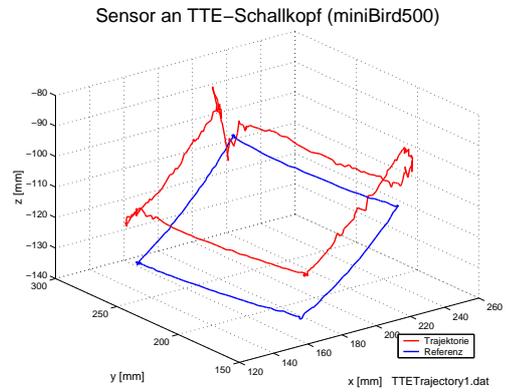
(a) 2D Sonde



(b) Live3D Sonde

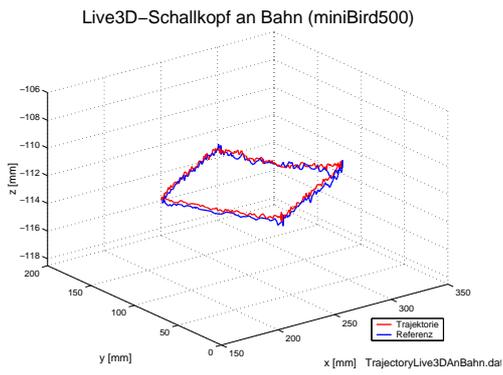


(c) TEE Sonde

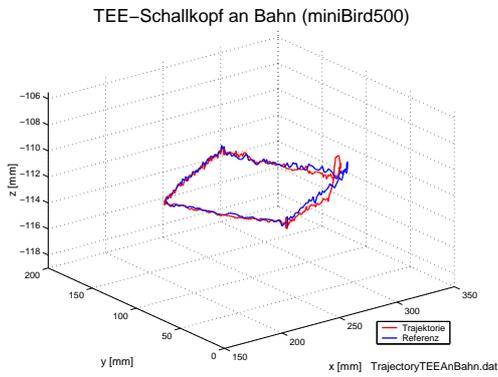


(d) TTE Sonde

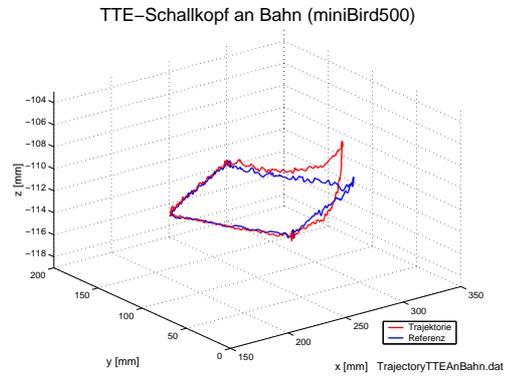
Abbildung A.14.: Versuch 5 (miniBird): Trajektorie 1 (Sensor montiert auf Sonde).



(a) Live3D Sonde



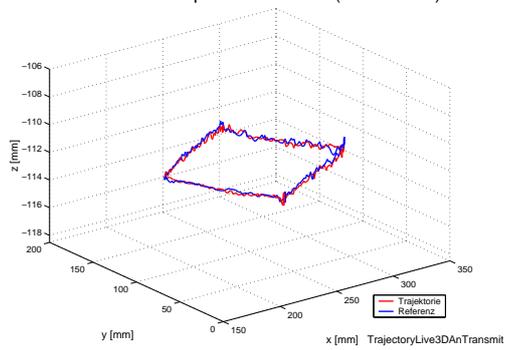
(b) TEE Sonde



(c) TTE Sonde

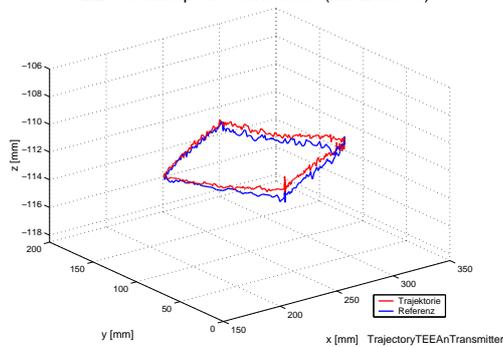
Abbildung A.15.: Versuch 5 (miniBird): Trajektorie 2 (Sonde an Bahn).

Live3D-Schallkopf an Transmitter (miniBird500)



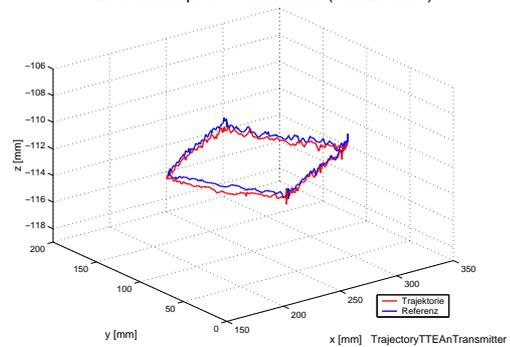
(a) Live3D Sonde

TEE-Schallkopf an Transmitter (miniBird500)



(b) TEE Sonde

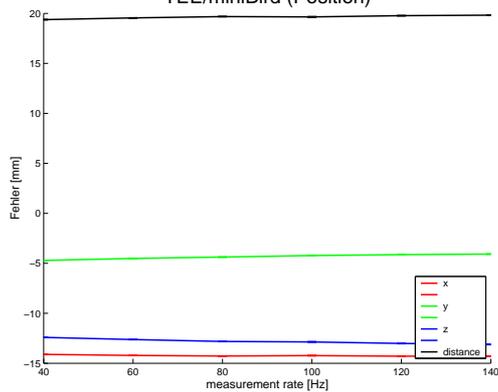
TTE-Schallkopf an Transmitter (miniBird500)



(c) TTE Sonde

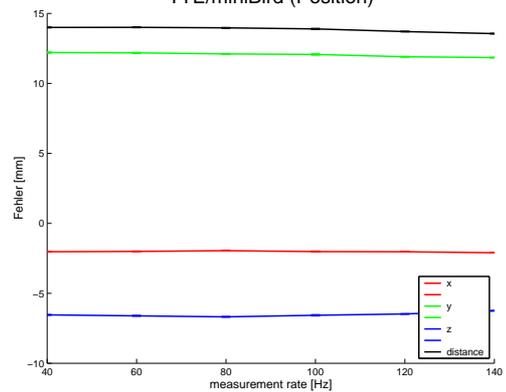
Abbildung A.16.: Versuch 5 (miniBird): Trajektorie 3 (Sonde an Transmitter).

TEE/miniBird (Position)



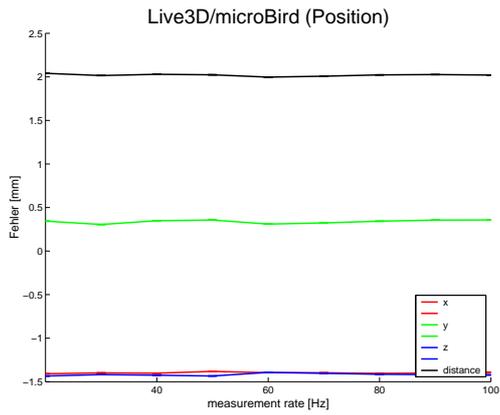
(a) TEE Sonde

TTE/miniBird (Position)

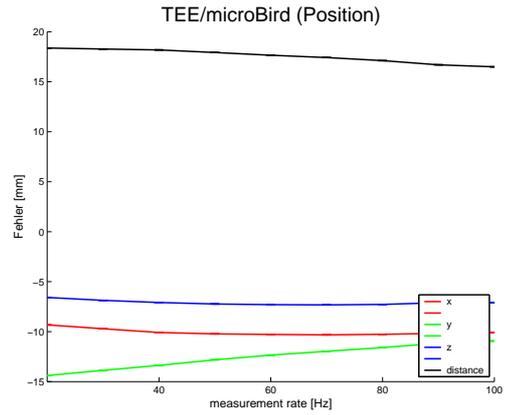


(b) TTE Sonde

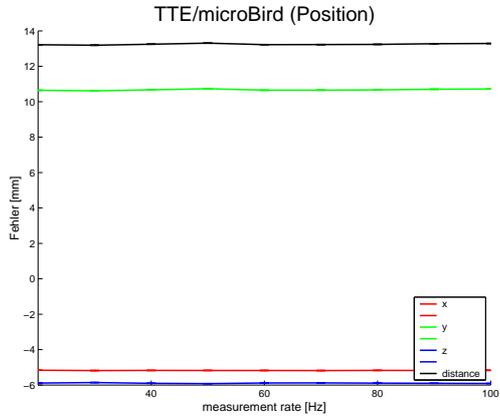
Abbildung A.17.: Versuch 6 (miniBird): Einfluss der Messrate.



(a) Live 3D Sonde



(b) TEE Sonde



(c) TTE Sonde

Abbildung A.18.: Versuch 6 (microBird): Einfluss der Messrate.

Literaturverzeichnis

- [1] *www.frca.co.uk*
- [2] *www.philips.de*
- [3] ABRAHAM T, NISHIMURARA (2001) *Myocardial Strain: Can We Finally Measure Contractility? J Am Coll Cardio*, 37(3):731–734
- [4] ANDERSON T, MCDICKEN W (1999) *Measurement of tissue motion. Proc Inst Mech Engrs*, 213:181–191
- [5] ARENTZ T, JANDER N, VON ROSENTHAL J, BLUM T, ET AL (2003) *Incidence of pulmonary vein stenosis 2 years after radiofrequency catheter ablation of refractory atrial fibrillation. European Heart Journal*, 24:963–969
- [6] ARGENZIANO M (2003) *Surgical treatment for atrial fibrillation: clinical experience. Heart Surg Forum*, 6(2):103–104
- [7] ARMSTRONG G, PASQUET A, KUKAMACHI K, CARDON L, OLSTAD B, MARWICK T (2000) *Use of Peak Systolic Strain as an Index of Regional Left Ventricular Function: Comparison with Tissue Doppler Velocity During Dobutamin Stress and Myocardial Ischemia. J Am Soc Echocardiogr.*
- [8] ASHER C, KLEIN A (2003) *Transesophageal Echocardiography in Patients with Atrial Fibrillation. PACE*, 26:1597–1603
- [9] BARTOO G (2003) *Regulatory Issues: Including off-the-shelf software in medical devices. IEEE Eng Med Biol Mag*, Nov/Dez:104–105
- [10] BASHFORD G, VON RAMM O (1995) *Speckle structure in three dimension. J Acoust Soc Am*, 98:35–42
- [11] BASHFORD G, VON RAMM O (1996) *Ultrasound three-dimensional velocity measurement by feature tracking. IEEE Trans Ultrason Ferr*, 43:376–384

- [12] BEN-HAIM S (2000) *Catheter Navigation in Modern Electrophysiology. J Cardio-vasc Electrophysiol*, 11(1191-1195)
- [13] BENJAMIN E, WOLF P, D'AGOSTINO R, SILBERSHATZ H, KANNEL W, LEVY D (1998) *Impact of Atrial Fibrillation on the Risk of Death: The Framingham Heart Study. Circulation*, 98:946–952
- [14] BENUSSE S, PAPPONE C, NASCIMBENE S, ORETO G, CALDAROLA A, STEFANO P, CASATI V, ALFIERI O (2000) *A simple way to treat chronic atrial fibrillation during mitral valve surgery: the epicardial radiofrequency approach. Eur J Cardio-thoracic Surg*, 17:524–529
- [15] BIRKFELLNER W, WATZINGER F, WANSCHITZ F, ENISLIDIS G, KOLLMANN C, RAFOLT D, NOWOTNY R, EWERS R, BERGMANN H (1998) *Systematic distortions in magnetic position digitizers. Med Phys*, 25(11):2242–2248
- [16] BLACK M, ANANDAN P (1996) *The Robust Estimation of Multiple Motions: Parameterics and Piecewise-Smooth Low Field. Comp Vis Imag Und*, 63(1):75–104
- [17] BLACKALL J, RUECKERT D, MAURER JR C, PENNEY G, HILL D, HAWKES D (2001) *An Image Registration Approach to Automated Calibration for Freehand 3D Ultrasound. In: Proc. MICCAI, LNCS 2208*, Springer, 462–471
- [18] BOCTOR E, SAAD A, CHANG D, KAMEL K, YOUSSEF A (2001) *PC-Based System for Calibration, Reconstruction, Processing, and Visualization of 3D Ultrasound Data Based on a Magnetic-Field Position and Orientation Sensing System. In: Proc. International Conference on Computational Science (2)*, 13–22
- [19] BOGAERTS G, FAURE A (2003), *Guiding Members for Surgical Instruments, Surgical Instruments, Coupling and uses thereof*. PCT/BE2003/000113, international Patent
- [20] BONANOMI G, SCHWARTZMAN D, FRANCISCHELLI D, HEBSGAARD K, ZENATI M (2003) *A new device for beating heart bipolar radiofrequency atrial ablation. J Thorac Cardiovasc Surg*, 126(6):1859–1866
- [21] BON SANTO M, METZNER R, ASCHOFF A, TRONNIER V, KUNZE S, WIRTZ C (2005) *3D ultrasound navigation in syrinx surgery ? a feasibility study. Acta Neurochirurgica*, 147(5):533 – 541
- [22] BOOKSTEIN F (1989) *Principal Warps: Thin-Plate Splines and the Decomposition of Deformations. IEEE Trans Pattern Anal*, 11(6):567–585

- [23] BOUCHET L, MEEKS S, GOODCHILD G, BOVA F, BUATTI J, FRIEDMAN W (2001) *Calibration of three-dimensional ultrasound images for image-guided radiation therapy. Phys Med Biol*, 46:559–577
- [24] BRO-NIELSEN M, GRAMKOW C (1996) *Fast Fluid Registration of Medical Images*. In: *Lecture Notes in Computer Science*, Bd. 1131, Springer, 267–276
- [25] BURCKHARDT C (1978) *Speckle in ultrasound B-mode scans. IEEE Trans Son Ultrason*, SU-25:1–6
- [26] CARR J (1996) *Surface Reconstruction in 3D Medical Imaging*. Dissertation, University of Canterbury, New Zealand
- [27] CASTRO P, GREENBERG N, DRINKO J, GARCIA M, THOMAS J (2000) *Potential pitfalls of strain rate imaging: angle dependency. Biomed Sci Instr*, 36:197–202
- [28] CHEN X, BARRON J, MERCER R, JOE P (2001) *3D regularized velocity from 3D Doppler radial velocity*. In: *Proc. Int Conference on Image Processing*, IEEE, 664–667
- [29] CHIAPPINI B, MARTIN-SUAREZ S, LAFORTE A, DI BARTOLOMEO R, MARINELLI G (2003) *Surgery for atrial fibrillation using radiofrequency ablation. J Thorac Cardiovasc Surg*, 126:1788–91
- [30] CHRISTOPH C (2004) *Datentransfer- und Visualisierungskomponenten für ein computergestütztes Navigationssystem in der minimal-invasiven Herzchirurgie*. Diplomarbeit, Fachhochschule Mannheim, erschien auch als Technical Report MBI@DKFZ Nr. 155
- [31] CHUANG M, HIBBERD M, BEAUDIN R, MOONEY M, RILEY M, FEARNSIDE J, DOUGLAS P (2001) *Patient Motion Compensation during Transthoracic 3-D Echocardiography. Ultrasound Med Biol*, 27(2):203–209
- [32] COX J (2003) *Atrial fibrillation I: A new classification scheme. H Thorac Cardiovasc Surg*, 126:1686–92
- [33] COX J (2003) *Atrial fibrillation II: Rationale for surgical treatment. J Thorac Cardiovasc Surg*, 126:1693–9
- [34] COX J (2004) *Cardiac Surgery for Arrhythmias. PACE*, 27:266–282
- [35] DE GROOT N, BOOTSMA M, VAN DER VELDE E, SCHALIJU M (2000) *Three-Dimensional Catheter Positioning During Radiofrequency Ablation in Patients: First Application of a Real-Time Position Management System. J Cardiovasc Electrophysiol*, 11:1183–1192

- [36] DE SIMONE R, GLOMBITZA G, VAHL C, MEINZER H, HAGL S (1999) *Three-dimensional color Doppler: a new approach for quantitative assessment of mitral regurgitant jets. J Am Soc Echocardio*, 12(3):173–185
- [37] DE SIMONE R, GLOMBITZA G, VAHL C, MEINZER H, HAGL S (1999) *Three-dimensional Doppler. Techniques and clinical applications. Eur Heart J*, 20(8):619–27
- [38] DECLERCK J, FELDMAR J, AYACHE N (1998) *Definition of a four-dimensional continuous planispheric transformation for the tracking and the analysis of left-ventricle motion. Med Image Anal*, 2(2):197–213
- [39] DETMER P, BASHEIN G, HODGES T, BEACH K, FILER E, BURNS D, STRANDNESS JR D (1994) *3D ultrasonic image feature localization based on magnetic scanhead tracking: in vitro calibration and validation. Ultrasound Med Biol*, 20(9):923–936
- [40] D’HOOGE J, HEIMDAL A, JAMAL F, KUKULSKI T, BIJNENS B, RADEMAKERS F, HATLE L, SUETENS P, SUTHERLAND G (2000) *Regional Strain and Strain Rate Measurements by Cardiac Ultrasound: Principles, Implementation and Limitations. Eur J Echocardio*, 1:154–170
- [41] D’HOOGE J, KONOFAGOU E, JAMAL F, HEIMDAL A, BARRIOS L, BIJNENS B, THÖN J, VAN DE WERF F, SUTHERLAND G, SUETENS P (2002) *Two-Dimensional Ultrasonic Strain Rate Measurements of the Human Heart In Vivo. IEEE Trans Ultrason Ferr*, 49(2):281–286
- [42] DICKFELD T, CALKINS H, ZVIMAN M, KATO R, ET AL (2003) *Anatomic Stereotactic Catheter ablation on Three-Dimensional Magnetic Resonance Images in Real Time. Circulation*, 108:2407–2413
- [43] DIODATO M, DAMIANO R (2003) *Robotic cardiac surgery: overview. Surg Clin N Am*, 83:1351–1367
- [44] DOLL N, FABRICIUS A, GUMMERT J, KRAKOR R, HINDRICKS G, KOTTKAMP H, MOHR F (2003) *Die chirurgische Behandlung des therapierefraktaeren Vorhofflimmerns. Z Kardiol*, 92:712–720
- [45] DOLL N, MEYER R, WALTHER T, MOHR F (2004) *A New Cryoprobe for Intraoperative Ablation of Atrial Fibrillation. Ann Thorac Surg*, 77:1460–1462
- [46] DOROSZ J, BOLSON E, WAISS M, SHEEHAN F (2003) *Three-dimensional Visual Guidance Improves the Accuracy of Calculating Right Ventricular Volume with Two-Dimensional Echocardiography. J Am Soc Echocardiogr*, 16:675–681

- [47] DRURY J, LABOVITZ A, MILLER L (1997) *Echocardiographic Guidance for Endomyocardial Biopsy*. *Echocardiography*, 14(5):469–474
- [48] DUNMIRE B (2001) *A brief history of vector Doppler*. In: *Medical Imaging 2001: Ultrasonic Imaging and Signal Processing, Proceedings of SPIE*, Bd. 4325, 200–214
- [49] DUNMIRE B, BEACH K, LABS K, PLETT M, STRANDNESS JR D (2000) *Cross-beam vector doppler ultrasound for angle-independent velocity measurements*. *Ultrasound Med Biol*, 26(8):1213–1235
- [50] EL-MONEM EL-SHRAKAWY A, ABD-ELMONIEM K, YOUSSEF A, KADAH Y (2001) *Improved Ultrasound Speckle Motion Tracking Using Nonlinear Diffusion Filtering*. In: *Proc. SPIE Medical Imaging: Ultrasonic Imaging and Signal Processing*, 453–461
- [51] ERBEL R, NESSER H, DROZDZ J (1995) *Atlas of Tissue Doppler Echocardiography TDE*. Steinkopff Darmstadt
- [52] ERNST S, OUYANG F, GOYA M, LOEBER F, SCHNEIDER C, HOFFMANN-RIEM M, SCHWARZ S, HORNIG K, MUELLER K, ANTZ M, KAUKEL E, KUGLER C, KUCK K (2002) *Total Pulmonary Vein Occlusion as a Consequence of Catheter Ablation for Atrial Fibrillation Mimicking Primary Lung Disease*. *J Cardiovasc Electrophys*, 14:366–370
- [53] FADDIS M, BLUME W, FINNEY J, HALL A, RAUCH J, SELL J, TY BAE K, TALCOTT M, LINDSAY B (2002) *Novel, Magnetically Guided Catheter for Endocardial Mapping and Radiofrequency Catheter Ablation*. *Circulation*, 106:2980–2985
- [54] FADDIS M, CHEN J, OSBURN J, TALCOTT M, CAIN M, LINDSAY B (2003) *Magnetic guidance system for cardiac electrophysiology: a prospective trial of safety and efficacy in humans*. *J Am Coll Cardio*, 42(11):1952–1958
- [55] FALK R (2001) *Atrial fibrillation*. *N Engl J Med*, 344(14):1067–1078
- [56] FATOURAEE N, AMINI A (2003) *Regularization of flow streamlines in multislice phase-contrast MR imaging*. *IEEE Trans Med Imaging*, 22(6):699–709
- [57] FAURE A, ABADIE J, CHAILLET N, ROUGEOT P, TAVERNIER S, ZABE P, BOGAERTS G (2004) *A New Minimally Invasive Heart Surgery Robotic System for Beating Heart Atrial Fibrillation Treatment*. In: *Proc. of the First Congress on Men's Health Medicine M H M - Andrology One Technology and Men's Health Care*, UNESCO, Paris

- [58] FDA, www.fda.gov *Guidance for FDA Reviewers and Industry Guidance for the Content of Premarket Submissions for Software Contained in Medical Devices*
- [59] FDA, www.fda.gov *Guidance for Industry, FDA Reviewers and Compliance on Off-The-Shelf Software Use in Medical Devices*
- [60] FERRO J (2003) *Cardioembolic stroke: An update. Neurology*, 2:177–188
- [61] FLEMING A, XIA X, MCDICKEN W, SUTHERLAND G, FENN L (1994) *Myocardial velocity gradients detected by Doppler imaging. Br J Radiol*, 67(799):679–688
- [62] GARRIDO M, WILLIAMS M, ARGENZIANO M (2004) *Minimally Invasive surgery for Atrial Fibrillation: Toward a Totally Endoscopic, Beating Heart Approach. J Card Surg*, 19:216–220
- [63] GEPSTEIN L, HAYAM G, BEN-HAIM S (1997) *A Novel method for nonfluoroscopic catheter-based electroanatomical mapping of the heart: in vitro and in vivo accuracy results. Circulation*, 95:1611–1622
- [64] GO A, HYLEK E, PHILLIPS K, CHANG Y, HENAULT L, SELBY J, SINGER D (2001) *Prevalence of Diagnosed Atrial Fibrillation in Adults. JAMA*, 285(18):2370–2375
- [65] GORCE J, FRIBOULET D, MAGNIN I (1996) *Estimation of three-dimensional cardiac velocity fields: assessment of differential method and application to three-dimensional CT data. Med Imag Anal*, 1(3):245–261
- [66] GRIEBEL M, DORNSEIFER T, NEUNHOEFFER T (2001) *Numerische Simulation in der Strömungsmechanik*. Vieweg Verlag
- [67] HAISSAGUERRE, ZIPES (Hrsg) (2001) *Catheter Ablation of Arrhythmias*, Kap. Linear ablation for atrial fibrillation. Futura Publishing Company, 107–129
- [68] HAISSAGUERRE M, JAIS P, SHAH D, TAKAHASHI A, ET AL (1998) *Spontaneous initiation of atrial fibrillation by ectopic beats originating in the pulmonary veins. N Engl J Med*, 339(10):659–66.
- [69] HANSEN P (1998) *Rank-Deficient and Discrete Ill-Posed Problems: Numerical Aspects of Linear Inversion*. SIAM
- [70] HASSENPLUG P, VETTER M, WOLF I, THORN M, GRENACHER L, RICHTER G, LAMADE W, UHL W, BUECHLER M, MEINZER H (2003) *Generation of attributed relational vessel-graphs from three-dimensional freehand ultrasound for intraoperative registration in image-guided liver surgery. In: Proc. SPIE Medical Imaging: Visualization, Image-Guided Procedures and Display*, Bd. 5029, 222–230

- [71] HAVERKAMP W (2003) *Moderne Herzrhythmustherapie*. Thieme
- [72] HAWKES D, BARATT D, BLACKALL J, CHAN C, EDWARDS P, RHODE K, PENNEY G, MCCLELLAND J, HILL L (2005) *Tissue deformation and shape models in image-guided interventions: a discussion paper*. *Med Imag Anal*, 9(2):163–175
- [73] HEILAND M (2000) *Methoden zur Bewegungsverfolgung des schlagenden Herzens an hochauflösenden CSPAMM Bildfolgen und Optimierung von MR-Perfusionssequenzen*. Dissertation, Universität Heidelberg, erschien auch als Technical Report MBI@DKFZ Nr. 120
- [74] HEIMANN T, THORN M, KUNERT T, MEINZER H (2004) *Empirische Vergleichsmaße für die Evaluation von Segmentierungsergebnissen*. In: ET AL T (Hrsg), *Proc. Bildverarbeitung für die Medizin*, Springer, 165–169
- [75] HEIMDAL A, STOYLEN A, TORP H, SKAERPJE T (1998) *Real-Time Strain Rate Imaging of the Left Ventricle by Ultrasound*. *J Am Soc Echocardio*, 11:1013–1019
- [76] HEIN I, O'BRIAN W (1993) *Current time-domain methods for assessing tissue motion by analysis from refelected ultrasound echos - a review*. *IEEE Trans Ultrason Ferr*, 40:84–102
- [77] HENN S, WITSCH K (2001) *Iterative multigrid regularization techniques for image matching*. *SIAM J Sci Comput*, 23(4):1077–1093
- [78] HICK C, HICK A (2000) *Physiologie*. Urban & Fischer
- [79] HINDRICKS G, KOTTKAMP H (2001) *Simultaneous Noncontact Mapping of left Atrium in Patients With Paroxysmal Atrial Fibrillation*. *Circulation*, 104:297–303
- [80] HO S, SANCHEZ-QUINTANA D, CABRERA J, ANDERSON R (1999) *Anatomy of the Left Atrium: Implications for Radiofrequency Ablation of Atrial Fibrillation*. *J Cardiovasc Electrophysiol*, 10:1525–1533
- [81] HOFFMANN J, WESTENDORFF C, LEITNER C, BARTZ D, REINERT S (2005) *Validation of 3D-laser surface registration for image-guided cranio-maxillofacial surgery*. *J Craniomaxillofac Surg*, 33(1):13–8
- [82] HORN B, SCHUNK B (1981) *Determining optical flow*. *Artific Intell*, 17:185–204
- [83] HOSKINS P, DICKEN W (1997) *Colour Ultrasound imaging of blood flow and tissue motion*. *Brit J Radiol*, 70:878–890

- [84] HUANG J, ABENDSCHEIN D, DAVILA-ROMAN V, AMINI A (1999) *Spatio-Temporal Tracking of Myocardial Deformations with 4D B-Spline model from Tagged MR. IEEE Trans Med Imag*
- [85] HUMMEL J, FIGL M, KOLLMANN C, BERGMANN H, BIRKFELLNER W (2002) *Evaluation of a miniature electromagnetic position tracker. Med Phys, 29(10):2205–2212*
- [86] IBANEZ L, SCHROEDER W, NG L, CATES J (2004) *The ITK Software Guide*. Kitware, Inc.
- [87] ISBELL D, DENT J (2004) *The role of transesophageal echocardiography in atrial fibrillation. Cardial Clin, 22:113–126*
- [88] JENSEN J (1996) *Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound*. Cambridge University Press
- [89] JÄHNE B (1997) *Digitale Bildverarbeitung*. Springer
- [90] KALIL R, LIMA G, LEIRIA T, ABRAHAO R, PIRES L, PRATES P, NESRALLA I (2002) *Simple Surgical Isolation of Pulmonary Veins for Treating Secondary Atrial Fibrillation in mitral Valve Disease. Ann Thorac Surg, 73:1169–1173*
- [91] KALUZYNSKI K, XHEN X, EMELIANOV S, SKOVORODA A, O'DONELL M (2001) *Strain Rate Imaging Using Two-Dimensional Speckle Tracking. IEEE Trans Ultrason Ferr, 48(4):1111–1123*
- [92] KANAI H, HASEGAWA H, CHUBACHI N, KOIWA Y, TANAKA M (1997) *Noninvasive Evaluation of Local Myocardial Thickening and Its Color-Coded Imaging. IEEE Trans Ultrason Ferr, 44(4):752–768*
- [93] KATO R, LICKFETT L, MEININGER G, DICKFELD T, ET AL (2003) *Pulmonary vein anatomy in Patients undergoing Catheter Ablation in Atrial Fibrillation: Lessons learned by Use of Magnetic Resonance Imaging. Circulation, 107:2004–2010*
- [94] KATRITSIS D, ELLENBOGEN K, PANAGIOTAKOS D, GIAZITZOGLOU E, KARABINOS I, PAPADOPOULOS A, ZAMBARTAS C, ANAGNOSTOPOULOS C (2004) *Ablation of Superior Pulmonary Veins Compared to Ablation of All Four Pulmonary Veins: A Randomized Clinical Trial. J Cardiovasc Electrophysiol, 15:641–645*
- [95] KEANE D (2002) *New catheter ablation techniques for the treatment of cardiac arrhythmias. Card electrophysiol Rev, 6(4):341–348*

- [96] KIM S, CHOI B, KIM K, LEE K, HAN J (2003) *Extend Field-of-View Sonography. J Ultrasound Med*, 22:385–394
- [97] KING D (2002) *Errors as a Result of Metal in the Near Environment When Using an Electromagnetic Locator with Freehand Three-Dimensional Echocardiography. J Am Soc Echocardiogr*, 15:731–735
- [98] KINNAIRD T, UZUN O, MUNGT B, THOMPSON C, YEUNG-LAI-WAH J (2004) *Transesophageal Echocardiography to Guide Pulmonary Vein Mapping and Ablation for Atrial Fibrillation. J Am Soc Echocardiogr*, 17:769–74
- [99] KLEIN G, HUESMAN R (2002) *Four-dimensional processing of deformable cardiac PET data. Med Image Anal*, 6(1):29–46
- [100] KONERMANN W, HAAKER R (Hrsg) (2002) *Navigation und Robotik in der Gelenk- und Wirbelsäulen Chirurgie*. Springer
- [101] KORB W, ENGEL D, BOESECKE R, EGGERS G, MARMULLA R, O’SULLIVAN N, RACZKOWSKY J, HASSFELD S (2003) *Risk analysis for a reliable and safe surgical robot system*. In: *Proc. CARS*, Bd. 1256 von *International Congress Series*, Elsevier, 766–770
- [102] KORB W, MARMULLA R, RACZKOWSKI J, MÜHLING J, HASSFELD S (2004) *Robots in the operatin theatre - chances and challenges. Int J Oral Maxillofac Surg*, 33:721–732
- [103] KOTTKAMP H, HINDRICKS G, AUTSCHBACH R, KRAUSS B, ET AL (2002) *Specific linear left atrial lesions in atrial fibrillation: Intraoperative radiofrequency ablation using minimally invasive surgical techniques. J Am Coll Cardio*, 40(3):475–480
- [104] KUNERT T, HEIMANN T, SCHRÖTER A, SCHÖBINGER M, BÖTTGER T, THORN M, WOLF I, ENGELMANN U, MEINZER H (2004) *An Interactive System for Volume Segmentation in Computer-Assisted Surgery*. In: GALLOWAY R (Hrsg), *Proc. SPIE Medical Imaging 2004: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display.*, Bd. 5367, 799–809
- [105] LANFRANCO A, CASTELLANOS A, DESAI J, MEYERS W (2004) *Robotic Surgery: A Current Perspective. Ann Surg*
- [106] LANGE T, EULENSTEIN S (2002) *Calibration of Swept-Volume 3D Ultrasound*. In: *Proc. Medical Image Understanding and Analysis*, online available at: <http://www2.cmp.uea.ac.uk/~ët/miua2002/proceedings2002.html>

- [107] LANGELAND S, D'HOOGHE J, TORP H, BIJNENS B, SUTENS P, SUTHERLAND G (2002) *A new iterative method for robust two-dimensional myocardial strain rate estimation. Eur J Echocardio*, 3:S100, supplement 1, Abstract
- [108] LEDESMA-CARBAYO M, KYBIC J, DESCO M, SANTOS A, UNSER M (2001) *Cardiac Motion Analysis from Ultrasound Sequences Using Non-Rigid Registration. In: Proc. MICCAI 2001, LNCS 2208*, 889–896
- [109] LEGGET M, LEOTTA D, BOLSON E, McDONALD J, MARTIN R, LI X, OTTA C, SHEEHAN F (1998) *System for quantitative three-dimensional echocardiography of the left ventricle based on a magnetic-field position and orientation sensing system. IEEE Trans Biomed Eng*, 45(4):494–503
- [110] LEGGET M, MARTIN R, SHEEHAN F, BASHEIN G, BOLSON E, LI X, LEOTTA D, OTTO C (1996) *How positionally stable is a transesophageal echocardiographic probe? Implications for three-dimensional reconstruction. J Am Soc Echocardio*, 9(3):266–273
- [111] LEHOT J, BLANC P, ARVIEUX C, JEGADEN O (2001) *Transesophageal echocardiography for minimally invasive cardiac surgery. J Cardiovasc Surg*, 42:291–5
- [112] LEOTTA D, DETMER P, MARTIN R (1997) *Performance of a miniature magnetic position sensor for three-dimensional ultrasound imaging. Ultrasound Med Biol*, 23(4):597–609
- [113] LEVY S, MAAREK M, COUNEL P, UIZE L, LEKIEFFRE J, MEDVEDOWSKY J, SEBAOUN A (1999) *Characterization of Different Subsets of Atrial fibrillation in General Practice in France: The ALFA Study. Circulation*, 99(23):3028–3025
- [114] LINDSETH F, LANGO T, BANG J, NAGELHUS HERNES T (2003) *Accuracy evaluation of a 3D ultrasound-based neuronavigation system. Comput Aided Surg*, 7(4):197–222
- [115] LOUIS A (1989) *Inverse und schlecht gestellte Probleme*. Teubner
- [116] MACK M (2001) *Minimally Invasive and Robotic Surgery. JAMA*, 285:568–572
- [117] MACLE L, JAIS P, SCAVEE C, WEERASOORIYA R, HOCINI M, SHAH D, RAYBAUD F, CHAO K, CLEMENTY J, HAISAGUERRE M (2003) *Pulmonary Vein Disconnection Using the LocaLisa Three-Dimensional Nonfluoroscopic Catheter Imaging System. J cardiovasc Electrophysiol*, 14:693–697
- [118] MACLE L, WEERASOORIYA R, JAIS P, SCAVEE C, ET AL (2003) *Radiation Exposure During Radiofrequency Catheter Ablation for Atrial Fibrillation. PACE*, 26:288–291

- [119] MANGRUM J, MOUNSEY J, KOK L, DIMARCO J, HAINES D (2002) *Intracardiac echocardiography-guided, anatomically based radiofrequency ablation of focal atrial fibrillation originating from pulmonary veins. J Am Coll Cardio*, 39(12):1964–1972
- [120] MANTOVAN R, RAVIELE A, BUJA G, BERTAGLIA E, CESARI F, PEDROCCO A, ZUSSA C, GEROSA G, VALFRE C, STRITONI P (2003) *Left Atrial Radiofrequency Ablation During Cardiac Surgery in Patients with Atrial Fibrillation. J Cardiovasc Electrophysiol*, 14:1289–1295
- [121] MARKL M, SCHNEIDER B, HENNIG J (2002) *Fast phase contrast cardiac magnetic resonance imaging: Improved assessment and analysis of left ventricular wall motion. Magn Reson Imaging*, 15:642–53
- [122] MARSAL K (2001) *In Memoriam: Inge Edler - the father of echocardiography. Eur J Ultrasound*, 13:179–182
- [123] MARTIN R, ELLENBOGEN K, LAU Y, HALL J, KAY G, SHEPARD R, NIXON J, WOOD M (2002) *Phased-array intracardiac echocardiography during pulmonary vein isolation and linear ablation for atrial fibrillation. J Cardiovasc Electrophysiol*, 13(9):873–879
- [124] MCDICKEN W, SUTHERLAND G, MORAN C, GORDAN L (1992) *Color Doppler velocity imaging of the myocardium. Ultrasound Med Biol*, 18:651–654
- [125] MEUNIER J (1998) *Tissue motion assessment from 3D echographic speckle tracking. Phys Med Biol*, 43:1241–1254
- [126] MEUNIER J, BERTRAND M (1995) *Ultrasonic texture motion analysis - theory and simulation. IEEE Trans Med Imag*, 14:293–300
- [127] MEYER F, CONSTABLE T, SINUSAS A, DUNCAN J (1996) *Tracking Myocardial Deformation Using Phase Contrast MR Velocity Fields: A Stochastic Approach. IEEE Trans Med Imag*, 15(4):453–465
- [128] MODERSITZKI J (2004) *Numerical Methods for Image Registration*. Oxford Science Publications
- [129] MOHR F, FABRICIUS A, FALK V, AUTSCHBACH R, DOLL N, VON OPELL U, DIEGELER A, KOTTKAMP H, HINDRICKS G (2002) *Curative treatment of atrial fibrillation with intraoperative radiofrequency ablation: Short-term and mid-term results. J Thorac Cardiovasc Surg*, 123:919–927

- [130] MOREAU V, COHEN L, PELLERIN D (2001) *Deformation Field Estimation for the Cardiac Wall Using Doppler Tissue Imaging*. In: *Proc FIMH, LNCS 2230*, Springer, 53–60
- [131] MORSY A, VON RAMM O (1998) *3D Ultrasound Tissue Motion Tracking Using Correlation Search*. *Ultrasonic Imag*, 20:151–159
- [132] MUELLER P, PASIC M, BERGS P, HOFMANN M, KUPPE H, HETZER R (2002) *Intraoperative Hochfrequenzstromablation zur Therapie von Vorhofflimmern: Die Berlin-Modifikation*. *Herz*, 27:357–364
- [133] MURATORE D, GALLOWAY R (2001) *Beam calibration without a phantom for creating a 3-D freehand ultrasound system*. *Ultrasound Med Biol*, 27(11):1557–1566
- [134] NAGEL M, SCHMIDT G, SCHNUTEGEN G, KALENDER W (2004) *Risk management for a robot-assisted needle positioning system for interventional radiology*. In: *Proc. CARS*, Bd. 1268 von *International Congress Series*, Elsevier, 549–554
- [135] NAKAJIMA Y, INOMATA H, NOGAWA H, SATO Y, TAMURA S, OKAZAKI K, TORII S (2003) *Physics-based flow estimation of fluids*. *Pattern Recognition*, 36:1203–1212
- [136] NAKAO N, NAKAI K, ITAKURA T (2003) *Updating of neuronavigation based on images intraoperatively acquired with a mobile computerized tomographic scanner: technical note*. *Minim Invasive Neurosurg*, 46(2):117–20
- [137] NATALE A, PISANO E, SHEWCHIK J, BASH D, FANELLI R, POTENZA D, SANTARELLI P, SCHWEIKERT R, WHITE R, SALIBA W, KANAGARATNAM L, TCHO P, LESH M (2000) *First human Experience With Pulmonary Vein isolation Using a Through-the-Ballon Circumferential Ultrasound Ablation System for Recurrent Atrial Fibrillation*. *Circulation*, 102:1879–1882
- [138] O'DONNELL M, SKOVORODA A, SHAPO B, EMELIANOV S (1994) *Internal displacement and strain imaging using ultrasonic speckle tracking*. *IEEE Trans Ultrason Ferr*, 41:314–324
- [139] ORAL H, MORADY F (2004) *Ablation of Atrial Fibrillation*. *J Cardiovasc Electrophysiol*, 15:112–113
- [140] OZTURK C, McVEIGH E (2000) *Four-dimensional B-spline based motion analysis of tagged MR images: introduction and in vivo validation*. *Phys Med Biol*, 45(6):1638–1702

- [141] PAGOULATOS N, HAYNOR D, KIM Y (2001) *A fast calibration method for 3-D tracking of ultrasound images using a spatial localizer. Ultrasound Med Biol*, 27(9):1219–1229
- [142] PAPADEMETRIS X, SINUSAS A, DIONE D, CONSTABLE T, DUNCAN J (2002) *Estimation of 3-D Left Ventricular Deformation From Medical Images Using Biomechanical Models. IEEE Trans Med Imag*, 21(7):786–799
- [143] PAPADEMETRIS X, SINUSAS A, DIONE D, DUNCAN J (2001) *Estimation of 3D left ventricular deformation from echocardiography. Med Image Anal*, 5(1):17–28
- [144] PAPPONE C, ORETO G, ROSANIO S, VICEDOMINI G, TOCCHI M, GUGLIOTTA F, SALVATI A, DICANDIA C, CALABRO M, MAZZONE P, FICARRA E, DI GIOIA C, GULLETA S, NARDI S, SANTINELLI V, BENUSSI S, ALFIERI O (2001) *Atrial Electroanatomic Remodeling After Circumferential Radiofrequency Pulmonary Vein Ablation. Circulation*, 104:2539–2544
- [145] PAPPONE C, ROSANIO S (2003) *Evolution of non-pharmacological curative therapy for atrial fibrillation. Int J Cardiol*, 88(2-3):135–142
- [146] PENNEC X, CACHIER P, AYACHE N (2000) *Tracking brain deformations in time-sequences of 3D US-Images. Technischer Bericht 4091, INRIA*
- [147] POGGIO T, TORRE V, KOCH C (1985) *Computational vision and regularization theory. Nature*, 317(26):314–319
- [148] PRAGER R, ROHLING R, GEE A, BERMAN L (1997) *Automatic calibration for 3-D freehand ultrasound. Technischer Bericht 303, Cambridge University Engineering Department*
- [149] PRAGER R, ROHLING R, GEE A, BERMAN L (1998) *Rapid calibration for 3-D freehand ultrasound. Ultrasound Med Biol*, 24(6):855–869
- [150] PRASAD S, MANIAR H, CAMILLO C, SCHUESSLER R, BOINEAU J, SUNDT III T, COX J, DAMIANO JR R (2003) *The Cox maze III procedure for atrial fibrillation: Long-term efficacy in patients undergoing lone versus concomitant procedures. J Thorac Cardiovasc Surg*, 126:1822–1828
- [151] PRICE D, WALLBRIDGE D, STEWART M (2000) *Tissue Doppler imaging: current and potential clinical applications. Heart*, 84(Suppl. II):11–18
- [152] QUECK J (2002) *Ein navigierter mobiler Computertomograph für medizinische Anwendungen. Dissertation, TU Berlin*

- [153] RAMBALDI R, POLDERMANS D, VLETTER W, BAX J, ROELANDT J (1998) *Tissue Doppler Imaging and the quantification of myocardial function*. *Int J Cardiac Imaging*, 14:241–250
- [154] REICHEK N (1999) *MRI Myocardial Tagging*. *J Magn Reson Imaging*, 10:609–616
- [155] REN J, MARCHLINSKI F, CALLANS D, HERRMANN H (2002) *Clinical Use of AcuNav Diagnostic Ultrasound Catheter Imaging During Left Heart Radiofrequency Ablation and Transcatheter Closure Procedure*. *J Am Soc Echocardiogr*, 15:1301–1308
- [156] RIEDER A (2003) *Keine Probleme mit Inversen Problemen*. Vieweg Verlag
- [157] ROELANDT J (2000) *Three-dimensional echocardiography: the future today!* *Computer and Graphics*, 24:715–729
- [158] ROUSSEAU F, HELLIER P, BARILLOT C (2002) *A fully automatic calibration procedure for freehand 3D ultrasound*. In: *Proc. IEEE Symposium Biomedical Imaging*, 985–988
- [159] SAKAS G, WALTER S, GRIMM M, RICHTSCHEID M (2000) *Freihandakquisition, Rekonstruktion und Visualisierung von 3D- und 4D-Ultraschall*. *Radiologe*, 40:295–303
- [160] SATO Y, NAKAMOTO M, TAMAKI Y, SASAMA T, SAKITA I, NAKAJIMA Y, MONDEN M, TAMURA S (1998) *Image Guidance of Breast Cancer Surgery Using 3-D Ultrasound Images and Augmented Reality Visualization*. *IEEE Trans Med Imag*, 17(5):681–693
- [161] SCHILLING R, PETERS N, DAVIES D (1998) *Simultaneous Endocardial Mapping in the Human Left Ventricle Using a Noncontact Catheter Comparison of Contact and Reconstructed Electrograms During Sinus Rhythm*. *Circulation*, 98:887–898
- [162] SCHNÖRR C, WEICKERT J (1999) *Variational Image Motion Computation: Theoretical Framework, Problems and Perspectives*. In: GSOMMER (Hrsg), *DAGM Mustererkennung*, Springer
- [163] SCHREIECK J, NDREPEPA G, ZRENNER B, SCHNEIDER M, WEYERBROCK S, DONG J, SCHMITT C (2002) *Radiofrequency Ablation of Cardiac Arrhythmias Using a Three-Dimensional Real-Time Position Management and Mapping System*. *PACE*, 25:1699–1707
- [164] SCHROEDER W, MARTIN K, LORENSON B (2002) *The Visualization Toolkit: An Object-Oriented Approach To 3D Graphics*. Kitware, Inc.

- [165] SESHADRI N, MARROUCHE N, WILBERS D, PACKER D, NATALE A (2003) *Pulmonary Vein Isolation for Treatment of Atrial Fibrillation: Recent Updates. PACE*, 26:1636–1640
- [166] SHANEWISE J, ZAFFER R, MARTIN R (2002) *Intraoperative Echocardiography and Minimally Invasive Cardiac Surgery. Echocardiography*, 19:579–582
- [167] SHI P, SINUSASIS A, CONSTABLE T, DUNCAN J (1999) *Volumetric Deformation Analysis using Mechanics-Based Data-Fusion: Applications in Cardiac Motion Recovery. Int J Comp Vision*, 35(1):87–107
- [168] SJOLIE E, LANGO T, YSTGAARD B, TANGEN G, NAGELHUS HERNES T, MARVIK R (2003) *3D ultrasound-based navigation for radiofrequency thermal ablation in the treatment of liver malignancies. Surg Endosc*, 17:933–938
- [169] SMEETS J, BEN-HAIM S, RODRIGUEZ L, TIMMERMANS C, WELLENS H (1998) *New Method for Nonfluoroscopic Endocardial Mapping in Humans: Accuracy Assessment and First Clinical Results. Circulation*, 97:2426–2432
- [170] SMITH S, LIGHT E, IDRIS S, WOLF P (2002) *Feasibility Study of Real-Time Three-Dimensional Intracardiac Echocardiography for Guidance of Interventional Electrophysiology. PACE*, 25(3):351–357
- [171] STEWART S (2001) *Effects of Transducer, Velocity, Doppler Angle, and Instruments Settings on the Accuracy of Color Doppler Ultrasound. Ultrasound Med Biol*, 27(4):551–564
- [172] STROTMANN J, ESCOBAR KVVITTING J, WIKENSHOFF U, WRANNE B, HATLE L, SUTHERLAND G (1999) *Anatomic M-Mode Echocardiography: A New Approach to Assess Regional Myocardial Function - A Comparative In Vivo and In Vitro Study of Both Fundamental and Second Harmonic Imaging Modes. J Am Soc Echocardiogr*, 12(5)
- [173] SÜHLING M, ARIGOVINDAN M, HUNZIKER P, UNSER M (2002) *Motion analysis of echocardiograms using a local-affine spatio-temporal model. In: Proc. 1st IEEE Symposium of Biomedical Imaging and Computing*, Bd. II, Washington, DC, 573–576
- [174] SUTHERLAND G, BIJNENS B, MCDICKEN W (1999) *Tissue Doppler Echocardiography. Echocardiography*, 16
- [175] SUTHERLAND G, HATLE L, RADEMAKERS F, CLAUS P, D’HOOGHE J, BIJNENS B (Hrsg) (2002) *Doppler Myocardial Imaging*. Leuven University Press, Leuven, Belgium

- [176] SUTHERLAND G, STEWART M, GROUNDSTROEM K, MORAN C, FLEMING A, GUELL-PERIS F, RIEMERSMA R, FENN L, FOX K, MCDICKEN W (1994) *Color Doppler myocardial imaging: A new technique for the assesment of myocardial function. J Am Soc Echocardio*, 7:441–458
- [177] SZALAY Z, SKWARA W, KLOEVEKORN W, BRUNNER-LA ROCCA H, KNEZ I, GRAVES K, VOGT P, BAUER E (2004) *Predictors of Failure to Cure Atrial Fibrillation with the Mini-Maze Operation. J Card Surg*, 19:1–6
- [178] TANAKA K, SATAKE S, SAITO S, TAKAHASHI S, HIROE Y, MIYASHITA Y, TANAKA S, TANAKA M, WATANABE Y (2001) *A New Radiofrequency Thermal Ballon Catheter for Pulmonary Vein Isolation. J Am Coll Cardio*, 38(7):2079–2086
- [179] TAYLOR R, STOIANOVICI (2003) *Medical Robotics in Computer-Integrated Surgery. IEEE Trans Rob Auto*, 19(5):765–781
- [180] TERZOPOULOS D (1986) *Regularization of Inverse Visual Problems Involving Discontinuities. IEEE Trans Pattern Anal*, 8(4):413–423
- [181] THORNE G, FRIED-BOOTH D, ELDER P, FOLLETT D (1993) *Blood flow measurement by Doppler ultrasound: a question of angles. Phys Med Biol*, 38:1637–1645
- [182] TIEMANN K, BECHER H (2000) *Myokard-Kontrastechokardiographie. Z Kardiol*
- [183] TRANTIKIS C, MEIXENSBERGER J, LINDNER D, STRAUSS G, GRUNST G, SCHMITDGEN A, ARNOLD S (2002) *Iterative neuronavigation using 3D ultrasound- A feasibility study. Neurological Research*, 24:666–670
- [184] TREECE G, GEE A, PRAGER R, CASH C, BERMAN L (2003) *High-definition freehand 3D ultrasound. Ultrasound Med Biol*, 29(4):529–546
- [185] UEMATSU M, MIYATAKE K, TANAKA N, MATSUDA H, SANO A, YAMAZAKI N, HIRAMA M, YAMAGISHI M (1995) *Myocardial velocity gradient as a new indicator of regional left ventricular contraction: detection by a two-dimensional tissue Doppler imaging technique. J Am Coll Cardiol*, 26(1):217–223
- [186] URHEIM S, EDVARDSSEN T, TORP H, ANGELSEN B, SMISETH O (2000) *Myocardial strain by Doppler echocardiography. Validation of a new method to quantify regional myocardial function. Circulation*, 102(10):1158–1164
- [187] VIGILANCE D, GARRIDO M, WILLIAMS M, WAN E, ZEIDNER A, CASHER J, ZHENG K, KHERANI A, MORGAN J, OZ M, ARGENZIANO M (2003) *Off-pump epicardial atrial fibrillation surgery utilizing a novel bipolar radiofrequency system. Heart Surg Forum*, 6(2):121, abstract

- [188] VORBECK F, CARTELLIERI M, IMHOF H (2000) *Intraoperative Navigation in der Nasennebenhöhlenchirurgie mit dem Philips NeuroguideSystem*. *Radiologe*, 40:227–232
- [189] WARFIELD S, FERRANT M, GALLEZ X, NABAVI A, JOLESZ F, KIKINIS R (2000) *Real-time Biomechanical Simulation of Volumetric Brain Deformation for Image Guided Neurosurgery*. In: *High Performance Networking and Computing, SC 2000*, Dallas. USA
- [190] WEERASOORIYA R, JAIS P, LE HEUZEY J, SCAVEE C, CHOI K, MACLE L, RAYBAUD F, HOCINI M, SHAH D, LAVERGNE T, CLEMENTY J, HAISSAGUERRE M (2003) *Cost Analysis of Catheter Ablation for Paroxysmal Atrial Fibrillation*. *PACE*:292–294
- [191] WEICKERT J (1998) *On Discontinuity-Preserving Optic Flow*. In: SOROHANOU-DAKIS, PTRAHANIAS, JCROWLEY, NKATEVAS (Hrsg), *Computer Vision and Mobile Robotics Workshop*, 115–122
- [192] WEICKERT J, SCHNÖRR C (1999) *Räumlich-zeitliche Berechnung des optischen Flusses mit nichtlinearen flußabhängigen Glattheitstermen*. In: WFÖRSTNER, JMBUHMANN, AFABER, PFABER (Hrsg), *DAGM Mustererkennung*, Springer, Berlin, 317–324
- [193] WEICKERT J, TER HAAR ROMENY B, VIERGEVER M (1998) *Efficient and Reliable Schemes for Nonlinear Diffusion Filtering*. *IEEE Trans Image Proc*, 7(3):398–410
- [194] WELCH J, BAX M, MORI K, KRUMMEL T, SHAHIDI R, MAURER, JR C (2002) *A fast and accurate method of ultrasound probe calibration for image-guided surgery*. In: *Proc. 16th CARS*, Springer, 1078
- [195] WIJFFELS M, KIRCHHOF C, DORLAND R, ALLESSIE M (1995) *Atrial fibrillation begets atrial fibrillation: a study awake chronically instrumented goats*. *Circulation*, 92:1954–1968
- [196] WITTKAMP F, WEVER E, DERKSEN R, WILDE A, RAMANNA H, HAUER R, ROBLES DE MEDINA E (1999) *LocaLisa: New techniques for Real-Time 3-Dimensional Localization of Regular Intracardiac Electrodes*. *Circulation*, 99:1312–1317
- [197] WOLF I, DE SIMONE R, GLOMBITZA G, MEINZER H (2001) *EchoAnalyzer: A System for Three-Dimensional Echocardiographic Visualization and Quantification*. In: *Computer Assisted Radiology and Surgery*, Elsevier, 902–907

- [198] WOLLSCHLAGER H (1995) *3D echocardiography. Mathematical principles and technical realization. Herz*, 20(4):225–235
- [199] WONG T, KANAGARATNAM P, KOJODJOJO P, PETERS N, DAVIES D, MARKIDES V (2004), *Left Atrial Ablation for Atrial Fibrillation Guided by Ensite NavX with Digital Image Fusion*. EP Lab Digest, www.eplab.com
- [200] XIAO G (2001) *3-D Freehand Ultrasound imaging and Image Analysis of the Breast*. Dissertation, University of Oxford, Department of Engineering Science, Department of Engineering Science
- [201] YANG S (2004) *Visualisierung und Instrumentenmodellierung für ein computer-gestütztes Navigationssystem in der minimal-invasiven Herzchirurgie*. Diplomarbeit, Universität Heidelberg, Fachhochschule Heilbronn, erschien auch als Technical Report MBI@DKFZ Nr. 154
- [202] YE X, NOBLE J, ATKINSON D (2002) *3D Freehand Echocardiography for Automatic Left Ventricle Reconstruction and Analysis based on Multiple Acoustic Windows. IEEE Trans Med Imag*, 21(9):1051–1058
- [203] YEUNG F, LEVINSON S, PARKER K (1998) *Multilevel and motion model-based ultrasound speckle tracking algorithms. Ultrasound Med Biol*, 24:427–441
- [204] YIN L, LI C, FU Q, LO Y, HUANG Q, CAI L, ZHENG Z (1999) *Ventricular Excitation Maps Using Tissue Doppler Acceleration Imaging: Potential Clinical Application. J Am Coll Cardiol*, 33(3):782–787
- [205] YOUNG A (1999) *Model tags: direct three-dimensional tracking of heart wall motion from tagged magnetic resonance images. Med Image Anal*, 3(4):361–372
- [206] ZHOU L, KEANE D, REED G, RUSKIN J (1999) *Thromboembolic complications of cardiac radiofrequency catheter ablation: A review of the reported incidence, pathogenesis and current research directions. J Cardiovasc Electrophys*, 10:611–620

Eigene Publikationen

Journals

- [207] HASTENTEUFEL M, YANG S, CHRISTOPH C, VETTER M, MEINZER H, WOLF I (2005) *Image-based guidance for minimally invasive surgical atrial fibrillation ablation. Int J Med Robot Comp Assist Surg*, in Print
- [208] MEINZER H, THORN M, VETTER M, HASSENPFUG P, HASTENTEUFEL M, WOLF I (2002) *Medical imaging: examples of clinical applications. ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 56:311–325
- [209] MOTTTL-LINK S, WOLF I, HASTENTEUFEL M, VAHL C, HAGL S, MEINZER H, DE SIMONE R (2002) *Klinische Applikationen von 3D- und 4D-Visualisierungsverfahren in der Echokardiographie. Biomedizinische Technik*, 47:923–926, Ergänzungsband 1, Teil 2
- [210] MOTTTL-LINK S, WOLF I, HASTENTEUFEL M, WITTE S, MEINZER HP, HAGL S, DE SIMONE R (2005) *Non-invasive assessment of differences between bileaflet and tilting-disc aortic valve prostheses by 3D-Doppler profiles. Interact CardioVasc Thorac Surg*, (4):383–387
- [211] WOLF I, HASTENTEUFEL M, DE SIMONE R, VETTER M, GLOMBITZA G, MOTTTL-LINK S, VAHL C, MEINZER H (2002) *Semi-automated Segmentation Methods for Accelerated Analysis of Three-Dimensional Echocardiographic Data. IEEE Trans Med Imaging*, 21(9):1091–1104
- [212] WOLF I, VETTER M, WEGNER I, BÖTTGER T, NOLDEN M, HASTENTEUFEL M, KUNERT T, MEINZER H (2005) *The Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK). Med Imag Anal*, 9(6):594–604

Proceedings und Abstracts

- [213] BOETTGER T, WOLF I, MOTTTL-LINK S, HASTENTEUFEL M, DE SIMONE R, MEINZER H (2004) *Semi-Automatic 3D-Segmentation of Live-3D Echocardiographic Images*. In: *Proc. Computers in Cardiology*, Bd. 31, IEEE, Chicago, 73–76
- [214] CARDENAS S C, BRAUN V, HASSENPFUG P, THORN M, HASTENTEUFEL M, KUNERT T, VETTER M, FISCHER L, LAMADÉ W, MEINZER H (2001) *Ein Framework für die Implementierung von Anwendungssystemen zur Verarbeitung und Visualisierung von medizinischen Bildern*. In: HANDELS H, HORSCH A, LEHMANN T, MEINZER H (Hrsg), *Bildverarbeitung für die Medizin*, Informatik Aktuell, Springer, Heidelberg, 142–146
- [215] DE SIMONE R, WOLF I, HASTENTEUFEL M, GLOMBITZA G, LINK S, MEINZER H, HAGL S, VAHL C (2001) *Neue dreidimensionale diagnostische Verfahren in der Herzchirurgie*. In: WÖRN H, MÜHLING J, VAHL C, MEINZER H (Hrsg), *Lecture Notes in Informatics – Proceedings, Rechner- und sensorgestützte Chirurgie*, Gesellschaft für Informatik, Bonn, 298–305
- [216] GIESS C, KUNERT T, HASTENTEUFEL M, BRAUN V, KLEMKE M, LORENZ K, HEILAND M, EVERS H, MEINZER H (2001) *Interaktive 3D-Volumenvisualisierung und Integration von Softwaremodulen*. In: WÖRN H, MÜHLING J, VAHL C, MEINZER H (Hrsg), *Lecture Notes in Informatics – Proceedings, Rechner- und sensorgestützte Chirurgie*, Gesellschaft für Informatik, Bonn, 119–126
- [217] HASTENTEUFEL M, CARDENAS C, GIESS C, GLOMBITZA G, HASSENPFUG P, MEINZER H (2001) *Evaluierung von interaktiven, texturanalytischen Segmentierungsverfahren*. In: HANDELS H, HORSCH A, LEHMANN T, MEINZER H (Hrsg), *Bildverarbeitung für die Medizin*, Informatik Aktuell, Springer, Heidelberg, 232–236
- [218] HASTENTEUFEL M, VETTER M, MOTTTL-LINK S, DE SIMONE R, MEINZER H, WOLF I (2005) *Interference of Electromagnetic Sensors Close to 3D Ultrasound Probes*. In: *Proc. Computers in Cardiology*, IEEE, Lyon, France, accepted
- [219] HASTENTEUFEL M, WOLF I, CHRISTOPH C, YANG C, BÖTTGER T, VETTER M, MEINZER H (2004) *A Novel Method for Planning and Visualization of Ablation Lines for Atrial Fibrillation Treatment*. In: *Proc. Computers in Cardiology*, Bd. 31, IEEE, Chicago, 13–16
- [220] HASTENTEUFEL M, WOLF I, DE SIMONE R, MOTTTL-LINK S, MEINZER H (2002) *Dreidimensionales Strain Rate Imaging des Herzmuskels mit Hilfe der Tissue*

- Doppler Echokardiographie*. In: MEILER M, SAUPE D, KRUGGEL F, HANDELS H, LEHMANN T (Hrsg), *Bildverarbeitung für die Medizin*, Informatik Aktuell, Springer, Heidelberg, 121–124
- [221] HASTENTEUFEL M, WOLF I, DE SIMONE R, MOTTTL-LINK S, MEINZER H (2002) *Extending the EchoAnalyzer software with tools for heart wall motion analysis*. In: MEINZER H, KIM M (Hrsg), *Proceedings of the Sixth Korea-Germany Joint Workshop On Advanced Medical Image Processing*, Heidelberg
- [222] HASTENTEUFEL M, WOLF I, DE SIMONE R, MOTTTL-LINK S, MEINZER H (2002) *Heart wall motion analysis by dynamic 3D strain rate imaging from tissue Doppler echocardiography*. In: CLOUGH A, CHEN C (Hrsg), *Proc. SPIE Medical Imaging: Physiology and Function from Multidimensional Images*, Bd. 4683, Bellingham, 160–167
- [223] HASTENTEUFEL M, WOLF I, DE SIMONE R, MOTTTL-LINK S, MEINZER H (2002) *Integration of tools for the estimation of heart vitality by tissue Doppler and myocardial velocity gradients into a clinical useable software environment*. In: LEMKE H, VANNIER M, INAMURA K, FARMAN A, DOI K, REIBER J (Hrsg), *Proc. CARS - Computer Assisted Radiology and Surgery*, Elsevier, 867–872
- [224] HASTENTEUFEL M, WOLF I, MOTTTL-LINK S, DE SIMONE R, MEINZER H (2003) *Method for the calibration of 3D ultrasound transducers*. In: GALLOWAY R (Hrsg), *Proc. SPIE Medical Imaging: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, Bd. 5029, Bellingham, 43–53
- [225] HASTENTEUFEL M, WOLF I, MOTTTL-LINK S, DE SIMONE R, MEINZER H (2003) *Reconstruction of velocity fields inside the myocardium using Tikhonov regularization*. In: CLOUGH A, AMINI A (Hrsg), *Proc. SPIE Medical Imaging: Physiology and Function: Methods, Systems, and Applications*, Bd. 5031, Bellingham, 231–238
- [226] HASTENTEUFEL M, WOLF I, MOTTTL-LINK S, DE SIMONE R, MEINZER H (2003) *Rekonstruktion von Myokardgeschwindigkeiten mittels Tikhonov Regularisierung*. In: WITTENBERG TE (Hrsg), *Bildverarbeitung für die Medizin*, Informatik Aktuell, Springer, Heidelberg, 121–125
- [227] HASTENTEUFEL M, WOLF I, MOTTTL-LINK S, DE SIMONE R, MEINZER H (2003) *Ultrasound-based techniques for computer-assisted diagnostics in cardiac surgery*. In: *Proc. CURAC Jahrestagung*, curac.org/curac03/download/abstracts/sfb-2.pdf
- [228] HASTENTEUFEL M, YANG S, CHRISTOPH C, VETTER M, MEINZER H, WOLF I (2005) *Ultrasound-based navigation for minimally invasive surgical atrial fibrillation treatment*. In: GALLOWAY R, CLEARY K (Hrsg), *Proc. SPIE Medical Imaging:*

- Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, Bd. 5744, Bellingham, 400–407
- [229] KUNERT T, HASTENTEUFEL M, GIESS C, CARDENAS C, KNÖDLER M, H-PMEINZER (2001) *Interaktive 3D-Segmentierung*. In: WÖRN H, MÜHLING J, VAHL C, MEINZER H (Hrsg), *Lecture Notes in Informatics – Proceedings, Rechner- und sensorgestützte Chirurgie*, Gesellschaft für Informatik, Bonn, 127–134
- [230] MOTTTL-LINK S, HOSCH W, WITTE W, WOLF I, HASTENTEUFEL M, MEINZER H, HAGL S, DE SIMONE R (2004) *Panning within Live-3D echocardiographic data sets for assessment of left ventricular function*. In: *ESC Munich*, abstract
- [231] MOTTTL-LINK S, HOSCH W, WOLF I, HASTENTEUFEL M, SCHWARZ T, MEINZER H, HAGL S, DE SIMONE R (2005) *Klinische Anwendung verschiedener Segmentierungsverfahren in der Live-3D Echokardiographie: Evaluation im Vergleich zum MRT*. In: MEINZER H, HANDELS H, HORSCH A, TOLXDORFF T (Hrsg), *Bildverarbeitung für die Medizin*, Informatik Aktuell, Springer, Heidelberg, 128–132, in Print
- [232] MOTTTL-LINK S, WOLF I, HASTENTEUFEL M, MEINZER H, VAHL C, DE SIMONE R, HAGL S (2002) *Three-dimensional Aortic Flow Profiles after aortic valve replacement*. *Eur Heart J*, 4:430, abstr. Suppl.
- [233] MOTTTL-LINK S, WOLF I, HASTENTEUFEL M, VAHL C, MEINZER H, HAGL S, DE SIMONE R (2002) *Aortic Flow Profiles*. *Eur J Echocardio*, 3:S43, suppl. 1, Abstract
- [234] VETTER M, HASSENPFUG P, HASTENTEUFEL M, WOLF I, GRENACHER L, RICHTER G, UHL W, LAMADE W, BÜCHLER M, MEINZER M (2002) *Intraoperative Navigation in Liver Surgery by Navigation Aid, Deformation Modelling*. In: TROCCA J, MERLOZ P (Hrsg), *SURGETICA: Computer-aided medical interventions*, Montpellier, 310–315
- [235] VETTER M, HASSENPFUG P, HASTENTEUFEL M, WOLF I, THORN M, GRENACHER L, RICHTER G, LAMADE W, UHL W, BUECHLER M, MEINZER H (2003) *Real-time deformation modelling and navigation aids for open liver surgery*. In: GALLOWAY R (Hrsg), *Proc. SPIE Medical Imaging: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, SPIE, Bellingham, in print
- [236] VETTER M, LIBICHER M, WOLF I, UCAR M, NEUHAUS J, HASTENTEUFEL M, RICHTER G, MEINZER H (2005) *Navigationssystem für die perkutane CT-gesteuerte Radiofrequenz-Ablationstherapie von Lebertumoren*. In: MEINZER H,

HANDELS H, HORSCH A, TOLXDORFF T (Hrsg), *Bildverarbeitung für die Medizin*, Informatik Aktuell, Springer, Heidelberg, 227–231, in Print

- [237] WOLF I, DE SIMONE R, HASTENTEUFEL M, KUNERT T, LINK S, MEINZER H (2001) *Segmentation strategies for echocardiographic images*. In: KIM M, MEINZER H (Hrsg), *Proceedings of the Fifth Korea-Germany Joint Workshop On Advanced Medical Image Processing*, Seoul
- [238] WOLF I, DE SIMONE R, HASTENTEUFEL M, KUNERT T, LINK S, MEINZER H (2002) *Virtual Reality in 3D Echocardiography: Dynamic Visualization of Atrioventricular Annuli Surface Models and Volume Rendered Doppler-Ultrasound*. In: WESTWOOD J, HOFFMAN H, ROBB R, STREDNEY D (Hrsg), *Medicine Meets Virtual Reality 2002*, IOS Press, Washington, DC, 580–585
- [239] WOLF I, DE SIMONE R, HASTENTEUFEL M, LINK S, MEINZER H (2002) *Techniques for dynamic visualization of atrioventricular annulus morphology from 3D echocardiography*. In: MEINZER H, KIM M (Hrsg), *Proceedings of the Sixth Korea-Germany Joint Workshop On Advanced Medical Image Processing*, Heidelberg
- [240] WOLF I, DE SIMONE R, HASTENTEUFEL M, MOTTTL-LINK S, MEINZER H (2002) *Visualization techniques for improved orientation in three-dimensional echocardiography*. In: MUN S (Hrsg), *Proc. SPIE Medical Imaging: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, Bd. 4681, Bellingham, 380–387
- [241] WOLF I, HASTENTEUFEL M, DE SIMONE R, GLOMBITZA G, VAHL C, HAGL S, LINK S, MEINZER H (2001) *Three-dimensional annulus segmentation and hybrid visualisation in echocardiography*. In: MURRAY A (Hrsg), *Proc. Computers in Cardiology*, IEEE, Piscataway, 105–108
- [242] WOLF I, HASTENTEUFEL M, MOTTTL-LINK S, DE SIMONE R, VAHL C, MEINZER H (2003) *Clinical application of new 3D and 4D visualization and quantification tools for cardiac diagnosis and therapy*. In: LEMKE H, VANNIER M, INAMURA K, FARMAN A, DOI K, REIBER J (Hrsg), *Proc. CARS - Computer Assisted Radiology and Surgery*, Elsevier, 735–740
- [243] WOLF I, HASTENTEUFEL M, WEGNER I, VETTER M, GREIL G, MEINZER H (2005) *Curved reformations using the medical imaging interaction toolkit (MITK)*. In: GALLOWAY R, CLEARY K (Hrsg), *Proc. SPIE Medical Imaging: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, Bd. 5744, Bellingham, 831–838
- [244] WOLF I, MOTTTL-LINK S, HASTENTEUFEL M, DE SIMONE R, MEINZER H (2002) *EchoAnalyzer: software for the analysis of three- and four-dimensional echocardiographic data*. *Eur Heart J*, 4:519, abstr. Suppl.

- [245] WOLF I, VETTER M, WEGNER I, NOLDEN N, BÖTTGER T, HASTENTEUFEL M, KUNERT T, MEINZER H (2004) *The Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK) – a toolkit facilitating the creation of interactive software by extending VTK and ITK*. In: GALLOWAY R (Hrsg), *Proc. SPIE Medical Imaging: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, Bd. 5367, Bellingham, 16–27

Graduiertenarbeiten

- [246] HASTENTEUFEL M (1997) *Entwurf und Implementierung einer projektbezogenen Benutzeroberfläche zur Ansteuerung und Parametrierung einer digitalen Steuer- und Regelungseinheit für Bremsenprüfstände*. Diplomarbeit, Fachhochschule Kaiserslautern
- [247] HASTENTEUFEL M (2000) *Softwarekomponenten zur texturanalytischen Segmentierung medizinischer Bilddaten für die computergestützte Operationsplanung*. Diplomarbeit, Universität Trier

Technical Reports

- [248] HASTENTEUFEL M, MEINEL C (1999) *Digitale Zertifikate - Standards und Anwendungen*. Technischer Bericht, Institut für Telematik, ISSN 1433-8106
- [249] HASTENTEUFEL M, WOLF I (2005) *Ultrasound-based navigation for minimally invasive surgical atrial fibrillation therapy*. Technischer Bericht 166, Deutsches Krebsforschungszentrum Heidelberg, Abteilung Medizinische und Biologische Informatik

Patente

- [250] WOLF I, HASTENTEUFEL M, MOTTLE-LINK S, DE SIMONE R, MEINZER H, HAGL S, VAHL C (2004), *Vektorwertige Geschwindigkeitsberechnung und -darstellung im 3-dimensionalen Raum*. PCT/EP03/11140, Munich

Preise

- [251] Finalist des Rosanna Degani Young Investigator Award der IEEE Computers in Cardiology, 2004, Chicago. Ausgezeichnet mit Geldpreis.

Abbildungsverzeichnis

| | | |
|------|--|----|
| 2.1 | Anatomie der Pulmonalvenen. | 7 |
| 2.2 | Aktionspotential und Reizleitungssystem. | 9 |
| 2.3 | Zugrundeliegende Ursachen für Vorhofflimmern. | 10 |
| 2.4 | Ursprung des paroxysmalen Vorhofflimmern. | 11 |
| 2.5 | EKG bei normalem Sinusrhythmus und Vorhofflimmern. | 12 |
| 2.6 | Einordnung verschiedener Therapieformen für medikamentös therapierefraktäres Vorhofflimmern. | 13 |
| 2.7 | Schnittführung der Maze-III und der Mini-Maze Operation. | 15 |
| 2.8 | Chirurgische Ablationsinstrumente. | 16 |
| 2.9 | Erfolg der PV-Isolation bei chronischem Vorhofflimmern. | 16 |
| 2.10 | Ablationskatheter. | 19 |
| 2.11 | Konventionelle und minimal-invasive Herzchirurgie. | 20 |
| 2.12 | Medizinische Ultraschallbildgebung. | 23 |
| 2.13 | Ultraschallbildgebung mit Konvex- und Linearscanner. | 27 |
| 2.14 | Iterative und Image-And-Register Navigation. | 29 |
| 3.1 | Illustration der winkelabhängigen Dopplermessung. | 32 |
| 3.2 | Klassische Beschreibung eines technischen Systems | 34 |
| 3.3 | Dopplermessung | 40 |
| 3.4 | Dopplermessung aus systemtheoretischer Sicht. | 42 |
| 3.5 | Doppler-Blendenproblem | 43 |
| 3.6 | Motivation der Glattheitsbedingung | 44 |
| 3.7 | Diskontinuitätenerhaltende Rekonstruktion. | 48 |
| 3.8 | Simulierte Bewegungs- und Flussmuster. | 48 |
| 3.9 | Beispiele für simulierte Geschwindigkeitsprofile. | 50 |
| 3.10 | Beispiele für verrauschte Daten. | 51 |
| 3.11 | Beispiel des Konvergenzverhaltens. | 53 |
| 3.12 | Simuliertes Rotationsmuster und zugehörige Dopplermessung. | 54 |

| | | |
|------|---|-----|
| 3.13 | Abhängigkeit des relativen Fehlers von den Regularisierungsparametern λ_1 und λ_2 am Beispiel verschiedener Bewegungs- und Flussmuster. . . . | 55 |
| 3.14 | Abhängigkeit der Lösung von Störeinflüssen. | 56 |
| 3.15 | Fehler in Abhängigkeit der Anzahl von Messungen. | 57 |
| 3.16 | Beispiel der Rekonstruktion eines in-vitro Flusses. | 59 |
| 3.17 | Beispiel der Rekonstruktion eines in-vivo Flusses in der Aorta. | 60 |
| | | |
| 4.1 | Mögliche Anwendungsszenarien für den positionsmarkierten 3D Ultraschall. | 67 |
| 4.2 | Prinzip der Kalibrierung | 69 |
| 4.3 | Kalibrierphantom | 72 |
| 4.4 | Bildverarbeitungspipeline zur Kalibrierung. | 72 |
| 4.5 | Prinzip der Segmentierung mittels modellbasierter Registrierung. | 73 |
| 4.6 | Visualisierungskomponente der Kalibrier-Applikation. | 74 |
| 4.7 | Applikation zur Kalibrierung positionsmarkierter Ultraschallsonden. . . | 75 |
| 4.8 | Beispiel der automatischen Landmarkenbestimmung mittels modellbasierter Registrierung. | 76 |
| 4.9 | Konvergenz- und Zeitverhalten der automatischen Landmarkenbestimmung. | 78 |
| 4.10 | Stabilität der Kalibrierung unter Störeinfluss. | 78 |
| 4.11 | Stabilität der Kalibrierung bei zufällig gewählten Positionsdaten. | 80 |
| 4.12 | Abhängigkeit der Lösung von den Startwerten der Optimierung. | 80 |
| 4.13 | Ergebnis einer Kalibrierung. | 82 |
| 4.14 | Versuchsaufbau, US-Sonden und Sensoren. | 85 |
| 4.15 | Versuche Positionsstabilität, Wiederholgenauigkeit und Trajektorie . . . | 86 |
| 4.16 | Versuch 3: Untersuchte Sensorpositionen auf den Schallsonden. | 87 |
| 4.17 | Graphische Zusammenfassung der Ergebnisse von Versuch 1. | 89 |
| 4.18 | Graphische Zusammenfassung der Ergebnisse von Versuch 3. | 91 |
| | | |
| 5.1 | Das neue, minimal-invasive Ablationsinstrument | 96 |
| 5.2 | Schematische Darstellung des Medizinroboters mit Freiheitsgraden. . . . | 97 |
| 5.3 | Schematische Darstellung des Gesamtsystems des neuen Verfahrens zur chirurgischen Ablation. | 98 |
| 5.4 | Operationsszenario des neuen chirurgischen Ablationsverfahrens | 99 |
| 5.5 | Zugang zum linken Vorhof über das Herzohr | 99 |
| 5.6 | Klassische fluoroskopische Navigation. | 104 |
| 5.8 | Anwendung des Ensite-Navigationssystems. | 105 |
| 5.7 | Ensite 3000 System mit Referenz-Balloon. | 105 |
| 5.9 | Ensite NaxX/DIF System. | 106 |

| | | |
|------|--|-----|
| 5.10 | LocaLiza- und CARTO-System | 107 |
| 5.11 | RPM System. | 108 |
| 5.12 | Katheternavigation auf MRT- und CT-Daten | 109 |
| 5.13 | TEE zur Katheternavigation. | 110 |
| 5.14 | Schematischer Navigationsworkflow und detaillierter Positionierungswork- flow. | 117 |
| 5.15 | Thin-Plate-Spline Approximation des linken Vorhofs. | 118 |
| 5.16 | Modellierung der Umbrelladeformation ohne Berücksichtigung der Her- zwand. | 119 |
| 5.17 | Ergebnis der Verbiegungsmodellierung des Umbrellas. | 120 |
| 5.18 | Deformation des Umbrellas unter Berücksichtigung der Herzwand. . . . | 121 |
| 5.19 | Zugang zu dem Ultraschallgerät über LAN-Schnittstelle. | 122 |
| 5.20 | Beispiel der 3D Visualisierung | 123 |
| 5.21 | Idee der Projektionsvisualisierung | 124 |
| 5.22 | Abbildung der Freiheitsgrade des Umbrellas auf der anatomischen Land- karte. | 125 |
| 5.23 | Idee der Planungskomponente. | 126 |
| 5.24 | In-vitro und ex-vivo Versuchsaufbauten. | 128 |
| 5.25 | In-vivo Versuch. | 129 |
| 5.26 | Architektur der Navigationssoftware. | 130 |
| 5.27 | Navigations-Prototyp NABLA. | 131 |
| 5.28 | Vergleichsmaße der TPS-Segmentierung. | 132 |
| 5.29 | Beispiele der TPS Segmentierung auf künstlichen Daten. | 132 |
| 5.30 | Segmentierung des linken Vorhofs auf CT-Daten mit TPS-Segmentierung. | 133 |
| 5.31 | Beispiel der Projektionsvisualisierung und Planungskomponente. . . . | 134 |
| 5.32 | Beispiel einer TEE-Aufnahme des linken Vorhofs mit Segmentierung. . . | 134 |
| 5.33 | Akquisitionszeit SONOS. | 135 |
| 5.34 | Risikoanalyse. | 136 |
| 5.35 | Qualitative Ergebnisse der Deformationsmodellierung. | 136 |
| 5.36 | Beispiel der Bildgebung bei in-vitro Versuchen. | 137 |
| 5.37 | Visualisierung des Ablationsgitters innerhalb eines Rinderherzens ex-vivo. | 138 |
| 5.38 | Einblendung von Risikostrukturen und präoperative Bestimmung der Pulmonalvenenanatomie. | 140 |
| A.1 | Versuch 1 (miniBird500). | 153 |
| A.2 | Versuch 1 (microBird). | 154 |
| A.3 | Versuch 1 (Aurora). | 155 |
| A.4 | Versuch 2 (miniBird500): Einfluss in Längsrichtung. | 156 |
| A.5 | Versuch 2 (miniBird500): Einfluss in Querrichtung. | 157 |

| | | |
|------|--|-----|
| A.6 | Versuch 2 (microBird): Einfluss in Längsrichtung. | 158 |
| A.7 | Versuch 2 (microBird): Einfluss in Querrichtung. | 159 |
| A.8 | Versuch 2 (Aurora): Einfluss in Längsrichtung. | 160 |
| A.9 | Versuch 2 (Aurora): Einfluss in Querrichtung. | 161 |
| A.10 | Versuch 3 (miniBird): Einfluss der Befestigungsposition des Sensors auf der Schallsonde. | 162 |
| A.11 | Versuch 3 (microBird): Einfluss der Befestigungsposition des Sensors auf der Schallsonde. | 163 |
| A.12 | Versuch 3 (Aurora): Einfluss der Befestigungsposition des Sensors auf der Schallsonde. | 164 |
| A.13 | Versuch 4 (miniBird): Wiederholgenauigkeit. | 165 |
| A.14 | Versuch 5 (miniBird): Trajektorie 1 (Sensor montiert auf Sonde). | 166 |
| A.15 | Versuch 5 (miniBird): Trajektorie 2 (Sonde an Bahn). | 167 |
| A.16 | Versuch 5 (miniBird): Trajektorie 3 (Sonde an Transmitter). | 168 |
| A.17 | Versuch 6 (miniBird): Einfluss der Messrate. | 168 |
| A.18 | Versuch 6 (microBird): Einfluss der Messrate. | 169 |

Tabellenverzeichnis

| | | |
|-----|--|-----|
| 2.1 | Pulmonalvenendurchmesser und -abstände. | 7 |
| 2.2 | Chirurgische Studien | 17 |
| 2.3 | Katheter-Studien | 18 |
| 2.4 | Kategorisierung der Therapieoptionen für Vorhofflimmern. | 19 |
| 2.5 | Stand der Technik des medizinischen Ultraschalls. | 23 |
| 3.1 | Absolute und relative Fehler der Rekonstruktion verschiedener Geschwindigkeitsmuster. | 52 |
| 4.1 | Vergleich zwischen automatischer und manueller Mittelpunktbestimmung (Angaben in Voxel). | 77 |
| 4.2 | Zusammenfassung der Ergebnisse aus Versuch 1 (PMUS). | 89 |
| 4.3 | Zusammenfassung der Ergebnisse aus Versuch 3 (PMUS). | 90 |
| 5.1 | Übersicht über aktuelle bildbasierte Navigationsprinzipien. | 102 |
| 5.2 | Systeme zur Katheternavigation. | 108 |
| 5.3 | Vergleich tomographischer Modalitäten zur Katheternavigation. | 112 |

Glossar

| | |
|--------------------------|--|
| 3DFUS | Abkürzung für 3D Freihand-Ultraschall. Erweiterung eines 2D Ultraschallsystems mittels Positionsmesssystem zu einem 3D Ultraschallsystem. |
| Ablation | Gezielte Zerstörung von Gewebe mittels Energie (z.B. Radiofrequenzstrom, Ultraschall, Mikrowellen,...). Wird häufig zur Tumor- oder Rhythmustherapie verwendet. |
| AF, AFib | Abkürzung für „atrial fibrillation“, dt.: Vorhofflimmern, siehe Vorhofflimmern. |
| Bewegungsanalyse | hier: Bestimmung der Bewegung oder Geschwindigkeit von Herzmuskelgewebe. Liefert wichtige diagnostische Information zur Beurteilung unterversorgter Bereiche. |
| curativ | dt.: heilend. |
| Defibrillator | Implantierbares Gerät, welches Herzrhythmusstörungen erkennt und mittels Stromabgabe terminiert. |
| Doppler-Prinzip | Prinzip der Frequenzverschiebung von ausgesendetem und empfangenem Signal bei relativ zueinander sich bewegendem Sender und Empfänger. |
| Echokardiographie | dt.: Ultraschall am Herz. |
| EMTS | Abkürzung für „Elektromagnetisches Trackingsystem“. System zur Positionsmessung basierend auf einem elektromagnetischen Feld. |
| Genauigkeit | Beschreibt die Abweichung eines Messwertes vom tatsächlichen Wert. Werden die Ergebnisse eines Versuches als Verteilungskurve betrachtet, entspricht die Varianz der Präzision und die |

| | |
|--------------------------|---|
| | Abweichung des Mittelwertes vom tatsächlichen Wert der Genauigkeit. |
| HLM | Abkürzung für „Herz-Lungen-Maschine“. |
| ill-posed problem | dt.: schlecht gestelltes Problem. Problem, welches entweder nicht lösbar, nicht eindeutig lösbar oder sehr anfällig gegenüber Störungen in den Eingangsdaten ist. |
| IVUS | Abkürzung für „intravaskulärer Ultraschall“. |
| Kalibrierung | hier: Bestimmung der Position des Messensors am Ultraschallkopf. |
| Kardioversion | Konvertierung von Vorhofflimmern in einen normalen Sinusrhythmus. Kann durch Medikamente oder Defibrillatoren erzielt werden. |
| KHK | Abkürzung für „Koronare Herzkrankheit“. |
| LA | Left atrium, dt.: linker Vorhof. |
| LAA | Left atrial appendage, dt.: linkes Vorhofohr. |
| LIPV,LLPV | Left inferior pulmonary vein bzw. left lower pulmonary vein, dt: linke untere Pulmonalvene. |
| LSPV,LUPV | Left superior pulmonary vein bzw. left upper pulmonary vein, dt: linke obere Pulmonalvene. |
| MAW | Abkürzung für „multiple acoustic window“. Beschreibt die Kombination mehrerer Ultraschallaufnahmen aus unterschiedlichen Raumrichtungen. |
| MIC | Abkürzung für „minimal-invasive Chirurgie“. |
| MV | Abkürzung für „mitral valve“, dt.:Mitralklappe. |
| NABLA | Abkürzung für „Navigierte ABLation“. Prototyp einer Navigationssoftware zur ultraschallbasierten Navigation von minimal-invasiven herzchirurgischen Instrumenten |
| Navigation | hier: Operationsunterstützung durch visuelle Darstellung der relativen Lage von Instrument zu anatomischer Zielstruktur. |
| OTS | Abkürzung für „optisches Trackingsystem“. |

| | |
|------------------------|--|
| palliativ | dt.: lindernd. |
| PMUS | Abkürzung für „positionsmarkierter Ultraschall“. Bezeichnet ein 2D oder 3D Ultraschallsystem mit Positionsmessung. |
| Präzision | Beschreibt die Wiederholgenauigkeit (siehe Genauigkeit). |
| PV | Abkürzung für „Pulmonalvene“. |
| PV Isolation | Abkürzung für „Pulmonalvenen-Isolation“. Chirurgisches bzw. kardiologisches Verfahren zur Therapie von Vorhofflimmern, insbesondere geeignet bei paroxysmalem Vorhofflimmern. |
| Regularisierung | Mathematische Methode zur Lösung inverser und schlecht gestellter Probleme. |
| RIPV,RLPV | Right interior pulmonary vein bzw. right lower pulmonary vein, dt.: rechte untere Pulmonalvene. |
| RSPV,RUPV | Right superior pulmonary vein bzw. right upper pulmonary vein, dt.: rechte obere Pulmonalvene. |
| Sternotomie | Durchtrennung des Brustbeins zum Zugang bei konventionellen Herzeingriffen. |
| Thoracotomie | Eröffnung des Thorax durch Spreizung der Rippen. Zugangsweg bei minimal-invasiven Herzeingriffen. |
| Trackingsystem | dt.: Positionsmesssystem. System zur Positionsmessung mittels akustischer, mechanischer, optischer oder elektromagnetischer Technologie. |
| TEE | Abkürzung für „Transösophageale Echokardiographie“. Hierbei wird eine Ultraschallsonde durch die Speiseröhre (Ösophagus) bis hinter das Herz geschoben. |
| TTE | Abkürzung für „Transthorakale Echokardiographie“. Hierbei wird eine Ultraschallsonde von außen auf das Herz gehalten. Dabei kommt es oft zu Störungen bedingt durch Knochen oder Fett. |
| US | Abkürzung für „Ultraschall“. Wichtiges medizinisches Bildgebungsverfahren, bei dem mechanische Schallwellen ausgesendet, Reflexionen davon gemessen und zu Bildern rekonstruiert werden. |

VHF

Abkürzung für „Vorhofflimmern“. Unregelmässige Aktivität des Vorhofes mit unregelmässiger Vorhoffrequenz. Führt zu verminderter Pumpleistung und einer Erhöhung der Schlaganfallgefahr durch Thrombenbildung im Vorhof, insbesondere im linken Vorhofohr.

Index

- Ablation
-sinstrument, neues *siehe* Umbrella
-slien 107, 113–116, 123–125
-smuster 113
anatomische 18
AV-Knoten- 17
epikardiale 15
fokale 18, 104
intraoperative 14
Katheter- 17, 104
Pulmonalvenen-Isolation 15
Aktionspotential 8
Anforderungsanalyse 112
Bildgebung
 Computertomographie 34, 110
 intraoperativ 101, 133
 Magnetresonanztomographie ... 34,
 109
 präoperativ 100, 108, 140
 Ultraschall *siehe* Ultraschall
Courant-Friedrichs-Levy Bedingung . 45
Datenübertragung 122
 Positionsdaten 122
 Ultraschalldaten 122
Defibrillation 14
Definition
 Inverse Probleme 35
 Konditionszahl 38
 Orthogonalzerlegung 38
 Projektion 38
 Rand-Defizienz 37
 Regularisierung *siehe*
 Regularisierung
 Schlecht Gestelltheit 35
 Singularwertzerlegung 36
 abgeschnittene 38
Diastole 8
Diffusions-Reaktions Gleichung 45
Diskretisierung 45, 46
Doppler 2, 24
 -projektion 41
 -rekonstruktion 39, 43
 -verschiebung 25
Blendenproblem 41
continuous wave 25
Downshifteffekt 25
Farb- 22, 25
Gewebe- 22
inverses Problem 3, 39, 42, 46
Projektionsoperator 41, 43
pulse wave 22, 25
Tissue- 22
Vektor- 23, 33
Winkelkorrektur 33
Echokardiographie 20
 transösophageale 21
Elastizitätstheorie 62, 119

-
- Euler-Lagrange Gleichung ... 39, 45–47
- Fehlermaße 49
- Finite Differenzen 45
- Fluoroskopie 18, 104, 108
- C-Bogen 109
- Genauigkeit
- Kalibrierung 81
- Navigation 113, 139
- Rekonstruktion 52
- Geschwindigkeits
- bestimmung 2
- rekonstruktion 2, 63, 66
- vektor 26
- Gradientenabstiegsverfahren 71
- Herz 1, 5
- ohr 98, 118
- Herzchirurgie
- minimal-invasiv 20
- Navigation 103
- Port-Access 103
- robotergestützte 103
- Interpolation
- längenerhaltende 120
- Thin-Plate-Spline 118–120, 124, 130
- Kalibrierung
- Medizinroboter 98
- positionsmarkierter Ultraschall ... 3
- positionsmarkierter Ultraschall . 28,
- 66, 68, 70, 74, 81
- Umbrella 116, 117
- Kollisionserkennung 120
- Koordinatensysteme 68
- Koronare Herzkrankheit 9
- Korrelation
- Auto- 25
- Kreuz- 25, 32
- Landmarken
- anatomische 113, 116, 118
- Quell- und Ziel- 119
- zur Kalibrierung 71, 77
- Levenberg-Marquardt 73
- linearer Unterraum 41
- Marker 109
- Maze
- Katheter 104
- Mini- 14
- Operation 14, 17
- Medizinroboter 97, 117, 128, 138
- Freiheitsgrade 97, 120, 123, 135
- Mini-Thoracotomie 96, 98
- Minimal-invasiv
- chirurgische Ablation 15, 95, 96
- Herzchirurgie .. *siehe* Herzchirurgie
- Minimum-Norm Lösung 36
- Moore-Penrose Inverse 36
- NABLA 130
- NABLACom 130
- Navier-Stokes Gleichung 44, 46
- Navigation 2
- ssystem 98
- sworkflow 116
- aktive 111
- bildgestützte 28, 100
- CARTO 106
- elektroanatomische 104
- Ensite 105
- Ensite NavX/DIF 106
- in der Herzchirurgie 103
- Katheter- 104
- LocaLisa 106
- mit Registrierung 100
- ohne Registrierung 101
- RPM 107
-

-
- ultraschallbasierte 28, 96, 110
 - video-assistierte 103
 - Weichteil- 103, 114
 - Operationsszenario 98
 - Optischer Fluss 33, 63
 - Planung
 - Ablationslinien 115, 125, 133
 - Positionsmessung . . . 2, 27, 65, 101, 113, 139
 - elektromagnetisch 27, 85
 - AC 67, 85
 - DC 67, 85
 - Genauigkeit 67, 86, 88, 152
 - Messrate 87, 92, 170
 - optisch 27
 - Sensoren 26
 - Störeinfluss 3, 66
 - Systeme 67, 85
 - Wiederholgenauigkeit . . 87, 90, 152
 - Pulmonalvenen 5
 - abstand 113
 - stenose 18, 19
 - anatomische Varianten 6, 140
 - Röntgenkontrolle 18
 - Refraktär
 - phase 8
 - zeit 11
 - Registrierung . . . 33, 62, 66, 71, 75, 109, 117
 - Regularisierung 34, 36
 - sfehler 36
 - diskontinuitätenerhaltende 47
 - divergenzfreie 44, 46
 - Glattheitsbedingung 44
 - med. Bildverarbeitung 62
 - mehrere Messungen 46
 - Tikhonov- 38, 39, 44
 - Reizleitungssystem 8
 - Risikoanalyse 126
 - Schallkopf 85
 - konvexer 26, 40, 133
 - linearer 26
 - optimale Sensorposition 87, 88
 - phased-array 26
 - Sinus
 - knoten 8
 - rhythmus 8
 - Störung
 - durch Schallsonden 84
 - in Dopplermessung 49
 - in Landmarken 77
 - in Positionsmessung 79, 85
 - Sternotomie 15, 20
 - Strain-Rate 22
 - Systemtheorie 35, 42
 - Systole 8
 - Telemanipulator 97, 103
 - DaVinci 15
 - Thromben
 - bildung 1, 10, 19
 - embolie 10
 - Toolkits
 - ITK 45, 73, 130
 - MITK 124, 130
 - VTK 130
 - Ultraschall 1, 2, 20, 114
 - 3D 21, 26, 116
 - A-Mode 21
 - Auflösung 24
 - B-Mode 21
 - Diagnostik 1
 - Doppler- *siehe* Doppler
 - Echtzeit-3D 21, 26
 - Freihand-3D 26
-

-
- intrakardialer 110
intraoperativ 110, 133
intravaskulärer 21
Live3D 67, 84, 126, 135
M-Mode 21
multiple acoustic window 66
Navigation 28, 66
positionsmarkiert 2, 28, 65, 140
Scankonvertierung 24
Schallgeschwindigkeit 81
Speckle-Pattern 24, 33
TEE. 21, 67, 81, 103, 110, 126–128,
133, 138
therapeutischer 27
Therapieunterstützung 1
transducer *siehe* Schallkopf
Untersucherabhängigkeit 66
Umbrella 96, 113
-deformation 114, 118, 119, 135
-kalibrierung 116
-modell 117
-positionierung 117
-registrierung 116, 117
-segmentierung 116, 117
-visualisierung 135
gute Seite 116, 118
Variationsrechnung 39, 44
verallgemeinerte Inverse *siehe*
Moore-Penrose Inverse
Versuche
Navigation
ex-vivo 127, 138
in-vitro 126, 135
in-vivo 128, 138
Rekonstruktion
in-vitro 57
in-vivo 58
Simulation 49
Störung Positionsmessung ... 86, 88
Visualisierung
anatomische Landkarte ... 115, 124,
133
dreidimensionale 123
multiplanare Ansicht 123
positionsmarkierter Ultraschall. 74
Projektions- 123
Umbrella 117
Vorhof 6
-modell 104, 118, 120
-ohr *siehe* Herzohr
-segmentierung 118, 130
-tachykardien 9
minimal-invasiver Zugang 98
Vorhofflimmern 2, 6, 8, 9, 95
bradykardes 10
chronisches 11
Diagnose 12
fokales 11
idiopathisches 12
intermittentes 11
kontinuierliches 11
paroxysmales 11, 17
permanentes 11
persistentes 11
Symptome 12
tachykardes 10
Therapie 13
Wandbewegung
-sstörung 22
veränderte 9
Workflow
Navigations- 116
Positionierungs- 117, 121
-

Lebenslauf

Personalien

Name und Vorname: Mark Hastenteufel
Geburtsdatum: 19. Juli 1975
Geburtsort: Homburg/Saar, Deutschland
Familienstand: ledig

Schulischer Werdegang

1981 - 1984 Grundschule Jägersburg (Homburg/Saar)
1985 - 1991 Realschule Homburg/Saar
1991 - 1993 Fachoberschule St.Ingbert und Neunkirchen

Universitärer Werdegang

WS 1993/94 Beginn des Studiums der Elektrotechnik, Fachrichtung
Ingenieurinformatik an der Fachhochschule
Kaiserslautern
19. März 1995 Vordiplom
25. August 1997 Diplom mit Abschluss "Diplom-Ingenieur (FH)",
Note "sehr gut"
WS 1997/98 Beginn des Studiums der Allgemeinen Informatik
mit Nebenfach Mathematik an der Universität
Trier
06. September 2000 Diplom mit Abschluss "Diplom-Informatiker", Note
"Mit Auszeichnung"
ab Oktober 2000 Doktorand in der Abteilung für Medizinische und
Biologische Informatik am Deutschen Krebsfor-
schungszentrum (DKFZ), Heidelberg

Danksagung

Diese Arbeit entstand während meiner Zeit als Doktorand der Abteilung „Medizinische und Biologische Informatik“ des Deutschen Krebsforschungszentrums in Heidelberg. Danken möchte ich Herrn Prof. Dr. Meinzer für die Möglichkeit, diese Arbeit in seiner Abteilung durchführen zu können. Danke Pitt! Herrn Prof. Dr. Dillmann vom “Institut für Industrielle Anwendungen der Informatik und Mikrosystemtechnik” der Universität Karlsruhe gebührt ein Dankeschön für die Übernahme des Referats der Arbeit.

Die Arbeit wurde im Rahmen des Sonderforschungsbereiches 414 - “Rechner- und Sensorgestützte Chirurgie”, finanziert von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) sowie im Rahmen eines Europäischen Industrieprojektes unter Leitung von GeBo Consult (Brüssel, Belgien) durchgeführt.

Ein großes Dankeschön geht an alle meine Kollegen und Kolleginnen, die mich während meiner Zeit als Doktorand in Heidelberg begleitet haben. Hervorzuheben ist dabei Dr. Ivo Wolf, der mich als Postdoc immer unterstützt und beraten hat und dessen Vorarbeiten wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beitrugen. Danke Ivo! Von medizinischer Seite standen immer PD. Dr. De Simone und Frau Dr. Mottl-Link zur Verfügung, die mir auch das ein oder anderemal im OP den Sinn und Unsinn unserer Arbeit vor Augen hielten. Die Diplomarbeiten von Carsten Christoph und Siwei Yang flossen wesentlich in die Ergebnisse der Arbeit ein. Thomas, Marcus, Ivo, Tobias, Marco, Max und Tanja gebührt ein Dankeschön für das geduldige Korrekturlesen der Arbeit. Allen anderen danke ich für die schöne Zeit und angenehme Zusammenarbeit. Astrid hat das ein oder andere mal meine englischsprachigen Manuskripte korrigiert. Meine Freunde “zuhause” haben mich immer wieder auf den Boden der Tatsachen zurückgeholt und mich an andere Sachen denken lassen. Den größten Anteil am Erfolg dieser Arbeit hat Stephanie, die mich in schwierigen Phasen immer wieder motivierte und mit viel Geduld und einsamen Nächten in den letzten Wochen und Monaten der Arbeit auf mich Rücksicht nehmen musste. Danke Stephie! Meine Familie hat mich während meiner langen Zeit als Student und Doktorand in allen Bereichen immer unterstützt und dazu ermuntert, statt zu forschen auch mal meine Laufschuhe anzuziehen.

Danke Euch allen!