

**Ein anthropomorphes Phantom zur
Evaluation eines chirurgischen
Assistenzsystems mit intraoperativer
Bildgebung**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Dr. med.

an der medizinischen Fakultät

der Universität Leipzig

eingereicht von:

Christopher Fricke

geboren am 24.01.1984 in Aschersleben

angefertigt an der medizinischen Fakultät der Universität Leipzig

Innovation Center Computer Assisted Surgery, Herzzentrum Leipzig

Betreuer: Prof. Dr. Dr. med. Martin Misfeld

Beschluss über die Verleihung des Doktorgrades vom 23.04.2013

Bibliographische Beschreibung:

Fricke, Christopher

Ein anthropomorphes Phantom zur Evaluation eines chirurgischen Assistenzsystems mit intraoperativer Bildgebung

Universität Leipzig, Dissertation

158 Seiten, 146 Literaturangaben, 22 Abbildungen, 55 Tabellen, 3 Anhänge

Referat:

Zahlreiche chirurgische Assistenzsysteme sind in der klinischen Praxis im Einsatz, um die Genauigkeit und Sicherheit medizinischer Eingriffe zu erhöhen. Die Verwendung von Bildgebungsverfahren durch solche Systeme und die Teilautomatisierung von Prozessen kann einen weiteren Schritt in Richtung höherer Effizienz chirurgischer Interventionen und höherer Patientensicherheit darstellen. Dies stellt jedoch große Herausforderungen an die Systementwickler, welche zur Evaluation dieser Systeme während der Konstruktion geeignete Konzepte und Testmethoden benötigen.

Diese Arbeit hat zwei wesentliche Zielsetzungen: Zum einen soll vorgestellt werden, wie zur zielführenden Entwicklung eines duplexsonographisch geführten, semiautomatisch arbeitenden Assistenzsystems zur Gefäßpräparation (ASTMA-System) ein anthropomorphes, physiologisches Phantom anhand zuvor definierter, für die Entwicklung relevanter, Anforderungen konstruiert wurde. Dieses ermöglichte es, die Arbeitsprozesse des Systems und deren Eignung bereits *in vitro* umfangreich zu testen. Zum andern soll dargestellt werden, wie das Phantom hinsichtlich dieser Anforderungen in einer Studie validiert wurde, um zu gewährleisten, dass dieses für die Systementwicklung erforderliche Eigenschaften aufwies. Dadurch konnten wichtige Informationen über Nutzen und Limitierung der Verwendung des Phantoms und mögliche Probleme des ASTMA-Systems gewonnen werden.

Hiermit soll demonstriert werden, wie ein Entwicklungs- und Validierungsansatz für ein Phantom als Testsystem zur Entwicklung und Evaluation ähnlicher komplexer medizintechnischer Systeme mit intraoperativer Bildgebung gestaltet werden kann und welchen Anforderungen solche Phantome genügen sollten. Dies kann dabei helfen, die Systementwicklung zielführend und ressourceneffizient durchzuführen, Probleme bereits während früher Entwicklungsschritte aufzudecken und zu lösen und die Eignung des Verfahrens des entwickelten Systems zu beurteilen.

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	5
Abbildungsverzeichnis	7
Tabellenverzeichnis	9
1 Einleitung	15
1.1 Überblick: Interventionelle Bildgebung und medizinische Robotik . . .	15
1.2 Phantome für Training und Evaluation in der Medizin	19
1.3 Das ASTMA-Robotersystem	20
1.4 Koronare Herzkrankheit und koronararterielle Bypassoperationen . . .	22
1.4.1 Coronary Artery Bypass Grafting (CABG)	24
2 Aufgabenstellung und Zielsetzung	29
3 Materialien und Methoden	31
3.1 Das ASTMA-Phantom	31
3.1.1 Anforderungsanalyse	31
3.1.2 Anatomie der LIMA und der inneren Thoraxwand	34
3.1.3 Duplexultraschall und Blutfluss in der LIMA	35
3.1.4 Vorarbeiten durch das ICCAS, Ausgangspunkte	39
3.1.5 Konstruktion des Phantoms	40
3.1.6 Simulation des Blutflusses im Phantom	44
3.2 Die ASTMA-Phantom-Validierungsstudie	49
3.2.1 Studiendesign	49
3.2.2 Durchführung der Studie	53
3.2.3 Statistische Auswertung	55
4 Ergebnisse	59
4.1 Probandenkollektiv	59
4.1.1 Anatomiegruppe	60
4.1.2 Sonographiegruppe	61

4.2	Anatomische Validität des ASTMA-Phantoms	62
4.2.1	Anatomie/Geometrie der modellierten Strukturen	62
4.2.2	Zugang zur LIMA	69
4.3	Physiologische Validität des ASTMA-Phantoms	69
4.3.1	Modellierte Strukturen in der B-Mode-Sonographie	70
4.3.2	LIMA-Fluss in Duplex- und PW-Mode	73
4.3.3	Haptische Eigenschaften des TMM und LIMA-Puls	81
4.4	Zeitliche Konstanz der gemessenen Eigenschaften	84
5	Diskussion	87
5.1	Validierungsstudie und Anforderungen an anthropomorphe Phantome	87
5.2	Validität des ASTMA-Phantoms	90
5.2.1	Anatomische Validität	90
5.2.2	Physiologische Validität	94
5.2.3	Zeitliche Konstanz der Phantomeigenschaften	98
5.2.4	Eignung der Duplexsonographie zur Verfolgung der LIMA durch das ASTMA-System	98
5.3	Schlussfolgerungen und Ausblick	100
6	Zusammenfassung	103
	Literaturverzeichnis	107
A	Anhang: Charakterisierung der Pumpe	123
A.1	Modellbildung	124
A.2	Linearität des Pumpverhaltens	127
A.3	Ableitung der Pumpeneinstellung für die Durchführung der Phantom- validierungsstudie	129
B	Anhang: Fragebogen für die Phantomvalidierungsstudie	131
C	Anhang: Rohdaten	141
c.1	Phantomvalidierungsstudie	141
c.2	Pumpencharakterisierung	146
c.3	PVA-C-Blocklänge	156

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 3.1	Entwicklungsprozess eines Phantoms	33
Abbildung 3.2	Schematischer Aufbau des ASTMA-Phantoms	41
Abbildung 3.3	Schrumpfung des PVA-C	43
Abbildung 3.4	Das ASTMA-Phantom	44
Abbildung 3.5	Kreislauf des ASTMA-Phantoms	46
Abbildung 3.6	Schematischer Aufbau der Pumpe und Pumpensteuerung	47
Abbildung 3.7	Programm zur Steuerung der Pumpe	48
Abbildung 3.8	Experimentelles Setup der Phantomvalidierungsstudie	54
Abbildung 3.9	Ablauf eines Validierungsexperiments	56
Abbildung 4.1	Boxplot: Gefäßverläufe	66
Abbildung 4.2	Strukturen im B-Mode im Phantom und im Menschen	70
Abbildung 4.3	Gefäße im Duplex-Mode im Phantom und im Menschen	74
Abbildung 4.4	Fluss in der LIMA an unterschiedlichen Stellen im Phantom	75
Abbildung 4.5	Fluss in der 1. und 2. Interkostalarterie im Phantom	76
Abbildung 4.6	Boxplot: Konsistenz des TMM	82
Abbildung 4.7	Boxplot: LIMA-Puls	84
Abbildung 5.1	Venenkompression bei der Messung der Gefäßlumina	93
Abbildung 5.2	Das ASTMA-System im Einsatz	100
Abbildung A.1	Aufgezeichnetes Flussprofil und approximierte Flusskurven	124
Abbildung A.2	Mittlerer maximaler Fluss in Abhängigkeit von der Spannung	127
Abbildung A.3	Konstante K in Abhängigkeit von der Spannung	128
Abbildung A.4	Mittlere maximale Flussbeschleunigung in Abhängigkeit von der Spannung	129

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1.1	Kardiovaskuläre Todesfälle in Deutschland	23
Tabelle 3.1	Materialien und Software für die Konstruktion des knöchernen Thorax	39
Tabelle 3.2	Bestandteile der Pumpe und Pumpensteuerung	40
Tabelle 3.3	Materialien für die Herstellung des TMM und der Gefäße	42
Tabelle 3.4	Materialien für die Herstellung der BMF	45
Tabelle 3.5	Software zur Programmierung der Pumpensoftware	48
Tabelle 3.6	Sonographiegerät und -sonde	51
Tabelle 3.7	Items der Validierungsstudie	53
Tabelle 3.8	Ausgangseinstellung des Sonographiegerätes	55
Tabelle 3.9	Software zur statistischen Auswertung der Phantomvalidierungs- studie	55
Tabelle 3.10	Einschlusskriterien für die Phantomvalidierungsstudie	57
Tabelle 4.1	Charakterisierung der Anatomiegruppe	60
Tabelle 4.2	Charakterisierung der Sonographiegruppe	61
Tabelle 4.3	Geometrie des Phantoms	63
Tabelle 4.4	Geometrie des Phantoms, Subgruppen	64
Tabelle 4.5	Verlauf und Lage der Gefäße	65
Tabelle 4.6	Verlauf und Lage der Gefäße, Subgruppen	67
Tabelle 4.7	Lumina der Gefäße	68
Tabelle 4.8	Lumina der Gefäße, Subgruppen	68
Tabelle 4.9	Zugang zur inneren Thoraxwand des Phantoms	69
Tabelle 4.10	Ähnlichkeit der Strukturen im B-Mode	71
Tabelle 4.11	Artefakte der Strukturen im B-Mode	71
Tabelle 4.12	Ähnlichkeit der Strukturen im B-Mode, Subgruppen	72
Tabelle 4.13	Artefakte der Strukturen im B-Mode, Subgruppen	73
Tabelle 4.14	Fluss in der LIMA im Duplex- und PW-Mode	73

Tabelle 4.15	Fluss in der LIMA im Duplex- und PW-Mode, Subgruppen . . .	76
Tabelle 4.16	Flussparameter der LIMA	77
Tabelle 4.17	Matrixkorrelation der LIMA-Flussparameter	78
Tabelle 4.18	Fluss in der LIMA im Color- und PW-Modus, Subgruppen . . .	79
Tabelle 4.19	LIMA-Abgänge und Unterscheidbarkeit von LIMA und Venen .	79
Tabelle 4.20	LIMA-Abgänge und Unterscheidbarkeit von LIMA und Venen, Subgruppen.	80
Tabelle 4.21	Haptische Eigenschaften des TMM	81
Tabelle 4.22	Haptische Eigenschaften des TMM, Subgruppen	83
Tabelle 4.23	Qualität des LIMA-Pulses und Härte des Weichteilgewebes, nach Zeitpunkt	85
Tabelle 5.1	Zusammenfassung der Validierungsergebnisse	99
Tabelle 6.1	Zusammenfassung der Validierungsergebnisse	105
Tabelle A.1	Ergebnisse der Pumpencharakterisierung	126
Tabelle A.2	Einstellung der Pumpe	130
Tabelle C.1	Rohdaten der ASTMA-Phantom-Validierungsstudie	141
Tabelle C.2	Rohdaten der ASTMA-Phantom-Validierungsstudie	142
Tabelle C.3	Rohdaten der ASTMA-Phantom-Validierungsstudie	142
Tabelle C.4	Rohdaten der ASTMA-Phantom-Validierungsstudie	143
Tabelle C.5	Rohdaten der ASTMA-Phantom-Validierungsstudie	143
Tabelle C.6	Rohdaten der ASTMA-Phantom-Validierungsstudie	144
Tabelle C.7	Rohdaten der ASTMA-Phantom-Validierungsstudie	144
Tabelle C.8	Rohdaten der ASTMA-Phantom-Validierungsstudie	144
Tabelle C.9	Rohdaten der ASTMA-Phantom-Validierungsstudie	145
Tabelle C.10	Rohdaten der ASTMA-Phantom-Validierungsstudie	145
Tabelle C.11	Rohdaten der ASTMA-Phantom-Validierungsstudie	146
Tabelle C.12	Rohdaten der ASTMA-Phantom-Validierungsstudie	146
Tabelle C.13	Rohdaten der Pumpencharakterisierung	149
Tabelle C.14	Rohdaten der Pumpencharakterisierung	151
Tabelle C.15	Rohdaten der Pumpencharakterisierung	153
Tabelle C.16	Rohdaten der Pumpencharakterisierung	156
Tabelle C.17	Rohdaten der Längenbestimmung der PVA-C-Blöcke	156

Abkürzungsverzeichnis

Hz	Hertz, $\frac{1}{s}$
MHz	Megahertz, $10^6 Hz$
R	Schallreflexionsgrad (dimensionslos)
Z	Akustische Impedanz, z.B. in $\frac{kg}{m^2s}$
\bar{x}	arithmetisches Mittel
λ	Wellenlänge, z.B. in m
ρ	Dichte, z.B. in $\frac{kg}{m^3}$
σ	Standardabweichung
σ_n	Standardfehler des arithmetischen Mittels
a	Beschleunigung, z.B. in $\frac{m}{s^2}$
c	Schallgeschwindigkeit, z.B. in $\frac{m}{s}$
cm	SI-Einheit: Centimeter
dB	Dezibel
f	Frequenz, z.B. in Hz
g	Gramm
kHz	Kilohertz, $10^3 Hz$
kg	SI-Einheit: Kilogramm
m	SI-Einheit: Meter
ml	Milliliter
r	Pearson's Korrelationskoeffizient
r_ρ	Spearman's rho
s	SI-Einheit: Sekunde; als Variable: Weg, Strecke, z.B. in m
t	Zeit, z.B. in s
v	Geschwindigkeit, z.B. in $\frac{m}{s}$

ASTMA	Automatic Soft Tissue Manipulation With Mechatronic Assistance Using Endoscopic Doppler Guidance
BMF	Blood Mimicking Fluid
CABG	Coronary Artery Bypass Grafting
CAD	Computer Aided Design
CPB	Cardiopulmonary Bypass
CT	Computertomographie
DAQ-Modul	Data-Acquisition-Modul
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DLR	Deutsches Zentrum für Luft und Raumfahrt
EKG	Elektrokardiographie, Elektrokardiogramm
ICCAS	Innovation Center Computer Assisted Surgery der medizinischen Fakultät der Universität Leipzig
LAD	Left Anterior Descending
LIMA	Left Internal Mammary Artery
Max.	Maximumwert
MIDCAB	Minimally Invasive Direct Coronary Artery Bypass
Min.	Minimumwert
MRT	Magnetresonanztomographie
NASA	National Aeronautics and Space Administration
OPCAB	Off-Pump Coronary Artery Bypass
PACS	Picture Archiving and Communication System
PTCA	Percutane Transluminal Coronary Angioplasty
PVA-C	Polyvinylalkohol-Kryogel
PWM	Pulsweitenmodulation

RCX	Ramus circumflexus (der A. coronaria sinistra)
SI	Système international d'unités, internationales Einheitensystem
TECAB	Total Endoscopic Coronary Artery Bypass
TMM	Tissue Mimicking Material
UNIVAC I	Universal Automatic Computer I

Einleitung

Im Zuge der rasanten Entwicklung und der zunehmenden Verbreitung elektronischer Rechensysteme sagte der amerikanische Naturwissenschaftler und spätere Mitgründer des Halbleiterproduzenten Intel - Gordon Moore - bereits 1965 voraus, dass bei gleichzeitig sinkenden Produktionskosten die Komplexität und damit Leistungsfähigkeit integrierter Schaltkreise exponentiell zunehmen wird.⁹⁶ Diese Prophezeiung sollte sich bewahrheiten und nachfolgend als „Moore'sches Gesetz“ bekannt werden: Während ein Computer in den 1950er Jahren noch Räume füllte[†] und nur wenige über die finanziellen Mittel verfügten, einen Computer zu erwerben, sind heutzutage in nahezu allen Bereichen des täglichen Lebens Rechensysteme zu finden, welche ein Vielfaches der Leistung der Computer besitzen, mit denen noch die NASA erfolgreich Menschen auf den Mond brachte. Diese Entwicklung hinterließ ihre Spuren auch in der Medizin und ermöglichte in den letzten Jahren und Jahrzehnten eindrucksvolle Fortschritte auf dem Gebiet der medizinischen Bildgebung und -verarbeitung, aber auch der medizinischen Robotik. Hierdurch werden die Entwickler medizintechnischer Systeme jedoch auch mit neuen Problemen und Herausforderungen konfrontiert.

1.1 Überblick: Interventionelle Bildgebung und medizinische Robotik

Seit vielen Jahren wird versucht medizinische Eingriffe in ihrem Umfang möglichst minimalinvasiv durchzuführen, was mit geringeren Traumata und postoperativen Beschwerden, schnellerer Mobilisation und damit kürzeren Krankenhausaufenthalten

[†] Der erste kommerzielle Computer UNIVAC I benötigte eine Stellfläche von $35,5m^2$.²⁰

bei niedrigeren Kosten einhergehen kann.^{48,105} Während zahlreiche diagnostische Eingriffe zuvor während offener Operationen durchgeführt werden mussten, ermöglichte die Verfügbarkeit leistungsfähiger Rechnersysteme nicht nur die standardisierte digitale Verarbeitung von Bilddatensätzen (vgl. DICOM⁷- und PACS³⁷-Standards), sondern auch die Anwendung von Bildgebungsverfahren während minimalinvasiver interventioneller Maßnahmen, welche dadurch vielfach erst durchführbar wurden. Zahlreiche Verfahren perkutaner minimalinvasiver Eingriffe unter Verwendung von Sonographie und Computertomographie, z.B. im Rahmen von Abszessdrainagen und Organpunktionen, sind bereits seit den 1980er Jahren beschrieben^{55,140} und nun schon viele Jahre in der klinischen Praxis etabliert. MRT-gestützte Interventionen, beispielsweise an Prostata,¹⁰⁷ Leber,¹²⁸ Knochen⁹⁹ und Mamma,^{21,103} gewinnen zunehmend an Bedeutung.

Auch die chirurgischen Disziplinen profitieren von den Fortschritten in der medizinischen Bildgebung. Für Eingriffe in Gebieten mit verhältnismäßig statischer Anatomie werden vielfach Navigationssysteme eingesetzt, welche die Operateure durch die geeignete Darstellung von aus Bilddatensätzen berechneten Trajektorien und Informationen über das Operationsgebiet unterstützen. So ist in der Neurochirurgie der Einsatz solcher Systeme mittlerweile Standard bei der zielgenauen und gewebeschonenden Lokalisation, Punktion und Resektion von intrakraniellen Raumforderungen in komplexen Lokalisationen.¹⁰¹ Das Problem, dass präoperativ angefertigte radiologische Untersuchungen zum Operationszeitpunkt oft nicht mehr aktuell sind, wird durch die zunehmende Verfügbarkeit von Bildgebungssystemen wie mobilen C-Bögen,⁷¹ Ultraschall-^{84,136} und sogar MRT-Geräten^{2,67} in Operationssälen gelöst.

Der Trend hin zu immer weniger invasiven Vorgehensweisen und die wachsenden technischen Möglichkeiten führte auch zu Entwicklungen im Bereich der medizinischen Robotik, wobei man erwartete, dass durch die potentiell höhere Genauigkeit solcher Systeme auch die Sicherheit für die behandelten Patienten erhöht werden kann.⁷⁶ Bisher werden im wesentlichen zwei Robotertypen unterschieden, welche im folgenden anhand einiger Beispiele beschrieben werden.

Fixed-path-robots

„Fixed-path-robots“ sind Systeme, welche anhand präoperativ aufgezeichneter Bilddatensätze dazu programmiert werden, entlang festgelegter Trajektorien definierte Präparationsschritte automatisch durchzuführen. Der Chirurg hat dabei die Aufgabe, den Roboter zu überwachen, welcher sich nur auf Kommando des Chirurgen bewegt. Da diese spezialisierten Systeme dabei bislang keinen Gebrauch von intraoperativen

Bildgebungsverfahren machen, sind sie vor allem dann geeignet, wenn der operative Situs durch die im Vorfeld aufgezeichneten anatomischen Daten des Patienten nahezu vollständig beschrieben wird und sich während des Eingriffs allenfalls minimal ändert.¹³⁴

Aufgrund der Arbeit an verhältnismäßig statischer Anatomie zählten Assistenzsysteme zum genauen Bohren und Fräsen in der Orthopädie zu den ersten medizinischen Robotern dieses Typs, die eine gewisse Verbreitung erreichten. Hier ist das Robodoc-System (Hersteller: Integrated Surgical Systems), ein Roboter für die Unterstützung des Arztes bei Hüftgelenksarthroplastien, zu nennen. Das System bestand aus dem eigentlichen Robodoc-Operationssystem und der Planungssoftware Orthodoc. Die Robodoc-Einheit war ein modifizierter 5-Achsen-Industrieroboterarm mit 6 Freiheitsgraden, welcher mit einem Bohrkopf ausgestattet wurde.¹³³ Mit der Planungssoftware konnte der Arzt unter Verwendung von CT-Datensätzen des Patienten die Trajektorien für den Bohreinsatz planen und mit dem Roboter automatisch einen Kanal für das einzusetzende Hüftimplantat bohren. Nach öffentlicher Kritik an der Nutzung des Robodoc-Systems, welches zwar äußerst präzise arbeitete, dabei aber im Vergleich zu Standardprozeduren signifikant häufiger Komplikationen auftraten (Nervenverletzungen, Luxationen und Wundinfektionen),⁹⁰ wurde das System in der klinischen Praxis nicht mehr eingesetzt. Einige weitere Systeme sind für orthopädische Eingriffe beschrieben, beispielweise Caspar¹²⁶ und Acrobot⁶⁶ (beide wurden für Eingriffe am Knie entwickelt).

Auch in der Urologie sind solche vorprogrammierten Roboter im Einsatz. Das Probot-System ist ein speziell für die transurethrale Resektion der Prostata entwickelter Roboter.⁵⁷ Ein Assistenzsystem zur Punktion des Nierenbeckens wurde von Cadeddu *et al.* vorgestellt.¹⁸

Ähnliche Systeme sind auch in der interventionellen Radiologie im Einsatz. Hier finden sich Roboter, welche den Arzt bei der Positionierung und Ausrichtung der Punktionskanüle unterstützen und auf diese Weise die Genauigkeit diagnostischer Punktionen erhöhen sollen.^{44,46,76,93}

Telemanipulatoren

Die zweite Gruppe bilden die „Surgeon-driven-robots“, welche dazu konzipiert sind, bestimmte Bewegungen des Chirurgen exakt nachzuahmen, wodurch im Resultat ein chirurgischer Eingriff durch den Chirurgen unter Vermittlung des Roboters ausgeführt werden kann. Der Chirurg steuert den Roboter über eine Konsole zielgenau, ohne dass das System Bewegungen selbständig ausführt. Solche Roboter werden auch treffend als

„Telemanipulatoren“ oder „Master-Slave-Systeme“ bezeichnet.⁷⁷ Da Telemanipulatoren keine automatisierten Arbeitsschritte ausführen, muss der Chirurg aktuelle visuelle Informationen aus dem Operationsgebiet, z.B. durch eine Kamera, erhalten.

In den späten 1990er Jahren wurde das „daVinci Surgical System“ (Hersteller: Intuitive Surgical) verfügbar. Das System ist ein Master-Slave-Telemanipulator, welches aus einer Steuerkonsole und dem eigentlichen Manipulatorsystem besteht. Die Manipulatoreinheit besitzt je nach Ausführung drei oder vier Roboterarme, von denen zwei bzw. drei Instrumente halten, während der letzte Arm eine stereoskopische Kamera trägt. Über die Steuerkonsole erhält der Chirurg aktuelle Bilder aus dem Operationsgebiet, während er über zwei Handcontroller und zwei Fußpedale den Roboter steuert und den Eingriff durchführt.

Das daVinci-System wurde in zahlreichen Anwendungen erprobt, wobei die Hoffnung bestand (und nach wie vor besteht), mit dem System Hindernisse und Nachteile konventioneller endoskopischer Operationen überwinden zu können: Das System stellt mehr Freiheitsgrade zur Verfügung, hebt den „Fulcrum-Effekt“[†] auf, filtert Zitterbewegungen, erlaubt „Motion Scaling“[‡] und gestattet eine dreidimensionale, vergrößerte Darstellung des Operationsfeldes.^{77,142}

Zahlreiche Erfahrungen wurden hiermit auf dem Gebiet der Herzchirurgie gesammelt (siehe Abschnitt 1.4.1 auf Seite 26ff.), in der Viszeralchirurgie befindet sich das System derzeit in Erprobung.^{87,97} In der Urologie findet das daVinci-System seit jüngerem eine weite Verbreitung bei der Durchführung von Prostatektomien, da sich zeigte, dass durch die präzise Arbeit mit dem Roboter exzellente Anastomosen und kosmetische Ergebnisse möglich sind.^{60,113} Allerdings behindern nach wie vor trotz optimistischer Erfahrungen der hohe Anschaffungspreis, der hohe Platzbedarf und der mitunter auch fehlende Nachweis eines klinischen Vorteils bei der Arbeit mit dem System den breiten Einzug in die operative Praxis.^{54,77,142} Das daVinci-System ist das derzeit einzige weit verbreitete Master-Slave-Telemanipulatorsystem[§].

† Der „Fulcrum-Effekt“ (Fulcrum *engl.* Drehpunkt, Stütze) bezeichnet die Umkehr von Bewegungsrichtungen durch den Angelpunkt eines Hebels. Er tritt bei konventionellen endoskopischen Operationen auf und beeinflusst die Performance und Lernkurve des Operateurs.⁴⁹

‡ Als „Motion Scaling“ wird die Skalierung der Amplitude von Bewegungen des Chirurgen entsprechend des vergrößert dargestellten Operationssitus bezeichnet.

§ Als Konkurrenzprodukt war das ZEUS-System von Computer Motion auf dem Markt. Die Firma wurde im Jahr 2003 von Intuitive Surgical übernommen. (http://goliath.ecnext.com/coms2/gi_0199-3066800/Intuitive-Surgical-and-Computer-Motion.html). Danach wurde das System nicht mehr aktiv vermarktet.

Einige neuere Ansätze zielen darauf ab, die Möglichkeiten intraoperativer Bildgebung mit der Präparation durch Telemanipulatoren zu kombinieren. So ist es bei der Arbeit mit dem daVinci-System bereits möglich, zusätzliche Informationen aus anderen Bildgebungsverfahren (z.B. Sonographie oder Koronarangiogrammen) direkt mit den *in situ* gewonnen Bildern zu überlagern („Augmented Reality“).^{43,80} Ebenfalls existieren Lösungen zur Integration von haptischem Feedback in das System.¹¹⁴ Mit dem NeuroArm-System befindet sich ein MRT-kompatibles Robotersystem bestehend aus zwei Manipulatorarmen mit haptischem Feedback in Entwicklung.^{104,131} Es soll in Zukunft gestatten, neurochirurgische Eingriffe durchzuführen, während gleichzeitig aktuelle Patientendaten im MRT erhoben und dem Chirurgen während des Eingriffs zur Verfügung gestellt werden können.

1.2 Phantome für Training und Evaluation in der Medizin

Die Entwicklung und Erprobung solcher Assistenzsystemen stellen die beteiligten Ingenieure vor zahlreiche Herausforderungen. Um die komplexen Systemabläufe auf geeignete Art und Weise zu überprüfen, können beispielsweise Phantome eingesetzt werden. Phantome gestatten eine *in-vitro*-Analyse und -Testung von Verfahren, die aufgrund einer unverhältnismäßigen Gefährdung des Patienten nicht an diesem sinnvoll oder häufig genug geübt oder getestet werden können, aber beherrscht oder durchgeführt werden müssen. Je nach Zielsetzung werden meist spezielle Phantome für einen genau definierten Zweck gefertigt, wozu ein Teil der Anatomie („anthropomorphes Design“) oder ein Gewebe bzw. eine Struktur entsprechend gewünschter relevanter Eigenschaften („technisches Design“) nachgebildet wird.

Zur *in-vitro*-Evaluation der Genauigkeit medizinischer Assistenzsysteme sind dabei Phantome ganz unterschiedlichen Typs bereits weit verbreitet. Insbesondere für roboterassistierte Punktionsverfahren unter Verwendung interventioneller Bildgebung wurden mehrere Phantome beschrieben. Diese sind meistens sehr abstrahierte Konstrukte, die aus einem Punktionsziel an definierter Position und von definierter Größe bestehen. Durch Experimente am Phantom werden so Rückschlüsse über die Punktionsgenauigkeit des getesteten Systems gezogen. Moche *et al.* verwendeten ein Phantom bestehend aus mehreren Plastikquadern in einer Polymethylmethacrylat-Matrix zum Testen der Genauigkeit eines MRT-gestützten Punktionsystems.⁹³ Ein Gelatinephantom mit Erbsen wurde von Kettenbach *et al.* zur Evaluation eines Punktionsroboters beschrieben, welches CT-Bildgebung verwendet.⁷² Eier wurden von Ho *et al.* verwendet, um ein ultraschallgestütztes Roboterpunktionsystem zu evaluieren.⁶¹

Häufig finden Phantome auch Anwendung in der Evaluierung von Bildgebungsverfahren. Hierfür wurden zahlreiche Materialien beschrieben, welche für bestimmte Bildgebungsverfahren wichtige physikalischen Eigenschaften besitzen. Als Beispiele seien Materialien und Phantome zur Durchführung von Dopplerflussstudien,^{16,106,116} zur Untersuchung und Charakterisierung von sonographischen¹⁴⁵ und magnetresonanztomographischen Bildgebungsverfahren^{22,130} oder für dosimetrische Fragestellungen⁶² genannt.

Anthropomorphe Phantome kommen häufig als Trainingssysteme zur Schulung von medizinischem Fachpersonal aber auch medizinischer Laien zum Einsatz. Hier zählen die Phantome zum Lernen und Üben der kardiopulmonalen Reanimation sicher zu den bekanntesten Phantomen überhaupt, jedoch sind zahlreiche weitere Phantome für ganz verschiedene Anwendungen kommerziell erhältlich. Als Beispiel für ein chirurgisches Trainingsphantom sei das ElePhant-System erwähnt, welches als anthropomorphes Kopfphantom konstruiert wurde, um das Training von Mastoidektomien unter Berücksichtigung von Risikostrukturen *in vitro* zu ermöglichen.⁹⁴ Auch zur Evaluation von Bildgebungsverfahren wurden unlängst komplexe anthropomorphe Phantome entwickelt und vorgestellt, vgl. z.B. Swailes *et al.*¹³²

1.3 Das ASTMA-Robotersystem

Zusammenfassend ist allen vorgestellten Systemen gemein, dass sie durch hohe Genauigkeit bei der Arbeit in statischer Anatomie (Fixed-path-robots) oder durch Überwindung physikalischer Beschränkungen (Telemanipulatoren) den Arzt bei diagnostischen oder therapeutischen Eingriffen unterstützen sollen. Kommt dabei prä- oder intraoperative Bildgebung zum Einsatz, so obliegt dem Arzt die Auswertung der erhobenen Daten: Er definiert Trajektorien von semiautomatisch arbeitenden Punktionsrobotern oder nutzt die Bildinformationen supportiv, z.B. im Rahmen von Augmented-Reality-Anwendungen. Nicht verfügbar sind bislang Systeme, welche in einem semiautomatischen Konzept bereits selbständig intraoperativ erhobene Informationen zur Optimierung des Arbeitsablaufs einsetzen. Auf diese Weise könnte der Arzt von den sonst notwendigen und potentiell fehlerbehafteten Interaktionen mit Mensch-Maschine-Schnittstellen der Bildgebung und Routinetätigkeiten befreit und womöglich die Situationsaufmerksamkeit des Arztes erhöht werden, bei gleichzeitig potentiell verbesserter Genauigkeit des Eingriffs. Dies könnte einen weiteren Schritt hin zu größerer Patientensicherheit beitragen.

Mit dem ASTMA-System[†] sollte ab 2007 erstmals ein System entwickelt werden, welches anhand intraoperativer Bildgebung selbständig in einem definierten Rahmen Entscheidungen trifft und einen bestimmten Arbeitsprozess nahezu eigenständig unter Kontrolle durch den Operateur ausführt. Dies sollte anhand der Präparation der *A. mammaria interna sinistra* („Left Internal Mammary Artery“, LIMA) in Pedikeltechnik für koronare Bypassoperationen exemplarisch erprobt und entwickelt werden.

Das ASTMA-System basiert auf dem vom Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR) speziell für medizinische Anwendungen (offene und minimalinvasive Chirurgie) entwickelten MIRO-Roboter. MIRO ist ein Roboterarm, welcher sich durch geringes Gewicht und geringe Ausmaße bei hoher Beweglichkeit in 7 Freiheitsgraden auszeichnet[†]. Dabei besteht grundsätzlich die Möglichkeit mehrere Arme (typischerweise drei) in einer Anwendung zu kombinieren, was besonders für die Verwendung in der Herzchirurgie weiterentwickelt wird (MiroSurge).⁵⁶

Der Präparationsprozess der LIMA, wie er durch den Roboter erfolgen sollte, lässt sich durch zwei hintereinander ausgeführte Workflows prinzipiell beschreiben:

1. Für den ersten Schritt wird das System mit einer Duplexsonographiesonde ausgestattet. Nachdem vom Chirurgen ein operativer Zugang zum Präparationsfeld geschaffen wurde, wird die Sonde und der Roboterarm über dem kaudalen Teil der zu präparierenden LIMA ausgerichtet. Nun folgt das System der LIMA nach kranial, indem es seine Position entsprechend von Trajektorien korrigiert, welche aus den duplexsonographischen Informationen über den Blutfluss in der LIMA berechnet werden. Dabei versucht es, die LIMA zentriert im Ultraschallbild zu halten, während der abgelaufene Pfad, die Position der LIMA relativ zur Duplexsonde und Abzweigungen von der LIMA registriert werden. Der dafür notwendige Prozess der Segmentierung des sonographischen Bildes in verschiedene Strukturen erfolgt völlig automatisch.
2. Im zweiten Schritt soll das System wieder an den Ausgangspunkt zurückfahren und mit einem Elektrokoagulator unter gleichzeitiger Duplexultraschallkontrolle die LIMA sowie die *Vv. mammae internae* lateral frei präparieren, wobei größere Gefäßabgänge der LIMA geschont, kleinere elektrokoaguliert werden sollen.

† Das Akronym „ASTMA“ steht für „Automatic soft tissue manipulation with mechatronic assistance using endoscopic doppler guidance“.

† Weitere Informationen zum MIRO-Roboter finden sich u.a. im Internet auf der Homepage des DLR (<http://www.dlr.de/rm/en/desktopdefault.aspx/tabid-3828>).

Während des gesamten Prozesses soll der Roboter semiautomatisch arbeiten: Der Chirurg positioniert den Roboter über der LIMA und kontrolliert über ein Eingabegerät die Geschwindigkeit der LIMA-Registrierung und danach der eigentlichen Präparation. Währenddessen erhält er visuelle Informationen über den Prozess auf zwei Monitoren, auf denen das aktuelle Sonographiebild, das Segmentierungsergebnis des Roboters, die Zuverlässigkeit des Trackingprozesses, die Geschwindigkeit, die verwendete Anpresskraft der Sonde und weitere Daten präsentiert werden. Anhand dieser Informationen soll der Chirurg entscheiden, ob und wie er in den Arbeitsprozess des Roboters eingreifen muss.

Das System wurde vorrangig entwickelt, um zu überprüfen ob eine solche semiautomatische Präparation unter Verwendung von intraoperativer Bildgebung durchführbar ist und welcher Art die Probleme hierbei sind („proof-of-concept“). Weiterhin sollte untersucht werden, ob die semiautomatische Durchführung der Präparation und damit die Arbeitsteilung zwischen Chirurg und Roboter („shared autonomy“) zu einer Entlastung des Chirurgen und damit zu erhöhter Situationsaufmerksamkeit und Patientensicherheit führen könnte. Im ersten Ansatz sollte das System für den Einsatz während einer Operation in Sternotomie entwickelt werden, nachfolgend sollte ein endoskopischer Ansatz implementiert werden. Die Entwicklung eines solchen Roboters ist hochkomplex und von geeigneten Testsystemen abhängig. Ein solches System - ein anthropomorphes Phantom - soll in dieser Arbeit vorgestellt werden, dies wird in Kapitel 2 auf Seite 29f. und in den nachfolgenden Kapiteln ausführlich dargestellt.

1.4 Hintergrund: Koronare Herzkrankheit und koronararterielle Bypassoperationen

Kardiovaskuläre Erkrankungen verursachen ca. 40% aller Todesfälle und sind damit die führende Todesursache in Deutschland (siehe Tabelle 1.1). Etwa 35% dieser Todesfälle entfallen auf chronische ischämische Herzerkrankungen und akute Myokardinfarkte, welche wiederum Platz eins und zwei der Todesursachen in Deutschland einnehmen (Quelle: Homepage des statistischen Bundesamtes Deutschland, <http://www.destatis.de>). Diese Erkrankungen sind typische arteriosklerotische Folgeerkrankungen der Koronargefäße des Herzens und werden unter dem Begriff der koronaren Herzkrankheit (KHK) subsumiert.

Todesfälle in Deutschland	2009	2008	2007
Gesamtzahl	854.544	844.439	827.155
Krankheiten des Kreislaufsystems	356.462	356.729	358.684
Chronisch ischämische Herzkrankheit	73.899	72.683	76.915
Akuter Myokardinfarkt	56.226	56.775	57.788
Herzinsuffizienz	48.954	48.918	49.970
Hypertensive Herzerkrankungen	19.771	19.235	18.553
Schlaganfall	41.062	40.870	39.899

Tabelle 1.1.: KARDIOVASKULÄRE TODESFÄLLE IN DEUTSCHLAND. Gesamtanzahl der Todesfälle und die Zahl der Todesfälle durch kardiovaskuläre Ursachen in den Jahren 2007, 2008 und 2009 in Deutschland (Quelle: Statistisches Bundesamt Deutschland).

Die koronare Herzkrankheit entsteht durch progrediente Ablagerungen arteriosklerotischer Plaques in der *Tunica intima* der das Myokard versorgenden Koronargefäße.²⁷ In der Folge können sich im wesentlichen zwei jeweils ineinander übergehende klinische Verlaufsformen einstellen:

Mit zunehmender Größe der Plaques resultiert eine signifikante Stenose der betroffenen Koronararterien, welche nun bei erhöhtem Substratbedarf der versorgten Muskulatur zunächst bei Belastung nicht mehr ausreichend Blut passieren lassen (Reduktion der koronaren Reserve). Dies äußert sich in belastungsabhängigen retrosternalen Brustschmerzen, welche in Ruhe oder nach Applikation gefäßdilatierender Medikamente sistieren (Angina pectoris).⁷⁸ Eine chronische Minderperfusion des Myokards führt zu einer progredienten Einschränkung der Pumpfunktion der versorgten Herzmuskulatur und zur Herzinsuffizienz (chronisch ischämische Herzkrankheit), eine Zunahme der Stenosen führt zu einer Zunahme der Beschwerden, bis diese auch in Ruhe auftreten können.

Dem gegenüber stehen akute Veränderungen der Morphologie der Plaques, welche einem ständigen Umbau unterliegen und bei ungünstiger Zusammensetzung rupturieren können, was zu einer Verschleppung von Plaquematerial in die distal engeren Gefäßabschnitte oder zu einer Thrombose über der Plaqueruptur führt.^{27,81} Die abhängige Muskulatur wird nun nicht mehr oder nur gering perfundiert und kann infarzieren. Klinisch resultiert ein akutes Koronarsyndrom, welches sich als Myokardinfarkt mit oder ohne ST-Hebungen im Elektrokardiogramm (EKG), instabile Angina pectoris ohne Nachweis eines Infarktes des Myokards oder plötzlicher Tod durch Herzrhythmusstörungen manifestiert.⁴ Die betroffenen Patienten klagen dabei

oft über starke retrosternale Schmerzen von drückendem, würgendem oder reißendem Charakter, Schmerzen im linken Arm und Unterkiefer, sie sind kurzatmig, kaltschweißig und ängstlich.⁷⁸ Es sind jedoch auch atypische oder subklinische Verläufe v.a. bei älteren Patienten, Diabetikern und Frauen nicht selten.^{4,68} Trotz umfangreicher Fortschritte in der Verbesserung der Diagnostik und klinischen Versorgung akuter Myokardinfarkte, vor allem durch die Koronarangioplastie, ist die Sterblichkeit nach Myokardinfarkten durch Herzrhythmusstörungen und akute Herzinsuffizienz sehr hoch.⁴

Zahlreiche Risikofaktoren sind bekannt, welche entweder mit einem höheren Risiko für die Entstehung arteriosklerotischer Plaques verbunden sind oder deren Morphologie ungünstig beeinflussen. Während männliches Geschlecht, höheres Alter und familiäre Vorbelastungen nicht beeinflussbare Risikofaktoren darstellen, sind z.B. Rauchen, Diabetes mellitus, ungünstige Blutlipidprofile (Hypercholesterinämie, niedriges HDL) sowie die arterielle Hypertonie Risikofaktoren, deren konsequente Reduktion die wichtigste und wirksamste Maßnahme zur Vermeidung der KHK (Primärprävention) und Minderung des Risikos bei bereits vorliegender Erkrankung (Sekundärprävention) darstellt.^{4,78,109}

1.4.1 Coronary Artery Bypass Grafting (CABG)

Koronararterielle Bypassoperationen (CABG) dienen der operativen Revaskularisierung des Myokards bei KHK. Sie sind seit den 1950er Jahren beschrieben und gelangten in den 1960er und 1970er Jahren in die klinische Praxis.³⁹ Aufgrund der hohen Inzidenz der KHK zählt das CABG zu den häufigsten kardiochirurgischen Eingriffen in der modernen Medizin (etwa 50000 Eingriffe in Deutschland im Jahr 2007⁵²). Typischerweise werden elektive oder dringliche Eingriffe bei symptomatischer KHK infolge signifikanter (>50%ige) Hauptstammstenosen der *A. coronaria sinistra* oder 2-Gefäßerkrankungen mit Hauptstammäquivalent, d.h. mit stammnaher Beteiligung des *R. interventricularis anterior* (RIVA, LAD) und des *R. circumflexus* (RCX), sowie bei symptomatischen 3-Gefäßerkrankungen und Stenosen der proximalen LAD durchgeführt.^{4,39} Dabei ist der Vorteil bzgl. des Langzeitüberlebens der Patienten umso größer, je ausgeprägter eine begleitende linksventrikuläre Funktionsstörung ist, ein positiver Einfluss auf die Lebensqualität wurde ebenfalls gezeigt. Im Vergleich zu perkutanen Revaskularisierungsverfahren bei chronischer KHK zeichnet sich die CABG vor allem durch eine geringere Notwendigkeit erneuter Revaskularisierungen aus.^{1,9}

Auch wenn die Therapie akuter Koronarsyndrome überwiegend eine Domäne der interventionellen Kardiologie ist,⁴ gibt es in dieser Situation ebenfalls Indikationen zur CABG, bspw. refraktäre Ischämien, Versagen der PTCA, höhergradige Mitralklappeninsuffizienzen und Ventrikelseptumrupturen.^{4,39}

Das Prinzip der CABG besteht darin, unter Zwischenschaltung eines geeigneten Gefäßes („Graft“) den Blutfluss zwischen dem herznahen arteriellen Stromgebiet und dem poststenotischen Teils eines verschlossenen Koronargefäßes wieder zu ermöglichen und die versorgte Muskulatur damit zu revascularisieren. Als Grafts sind Venen (v.a. *V. saphena magna*) und Arterien (v.a. *A. mammaria interna*, *A. gastroepiploica* und *A. radialis*) beschrieben, wobei die Verwendung arterieller Grafts aufgrund besseren Langzeitverhaltens mit einer besseren Prognose verbunden sind. Die linke *A. mammaria interna* (LIMA) hat sich aus anatomischen Gründen dabei als besonders günstig erwiesen,^{50,85} da sie im proximalen Bereich mit der *A. subclavia* verbunden bleiben kann und lediglich eine Anastomose (mit der stenosierten Koronararterie) genäht werden muss, während Grafts aus distaleren Körperabschnitten zunächst mit der Aorta anastomosiert werden müssen.

Traditionelle Operationsverfahren

Traditionell findet das CABG in Sternotomie statt. Die Präparation und Gewinnung des Bypass-Grafts („Harvesting“) erfolgt je nach verwendetem Gefäß vor oder nach der Sternotomie. Nach der Eröffnung der Thorax wird das Perikard inzidiert, der rechte Vorhof und die Aorta kanüliert und das Herz nach Einspülen einer kardioplegen Lösung (z.B. nach Bretschneider) für die Anastomosierung des Bypass-Grafts gestoppt. Währenddessen wird die Blutzirkulation über eine Herz-Lungen-Maschine aufrecht erhalten (kardiopulmonaler Bypass, cardiopulmonary bypass, CPB).

Da nachteilige Effekte des CPB beschrieben wurden (systemische Inflammation und deren Folgen^{74,139}), wurde das CABG weiterentwickelt, um die Anastomosierung des Grafts mit der stenosierten Koronararterie am schlagenden Herzen ohne Verwendung einer Herz-Lungen-Maschine („Off-Pump Coronary Artery Grafting“, OPCAB) zu ermöglichen.^{8,17} Ein Stabilisator wird dabei benutzt, um die Herzbewegung im Bereich der Anastomose einzuschränken. Es wurde gezeigt, dass dieses Vorgehen den postoperativen Verlauf günstig beeinflussen kann.^{19,110}

Minimalinvasive Verfahren

Im Rahmen des Erfolges auf dem Gebiet katheterbasierter Verfahren zur Koronarrevaskularisierung und dem Trend hin zu minimalinvasiven Operationen wurden auch operative Vorgehensweisen entwickelt, welche eine Sternotomie vermeiden. Im MIDCAB-Verfahren („Minimally Invasive Direct Coronary Artery Bypass“) wird zur Revaskularisierung der LAD eine linksseitige Minithorakotomie (etwa 5-8 cm Schnittlänge) durchgeführt.^{14,31} Während dieses Eingriffs erfolgt die Präparation der LIMA und deren Anastomosierung mit der LAD „off-pump“. Auch hierbei wird das Herz mit einem mechanischen Stabilisator im Umfeld der Anastomosenstelle fixiert. Das MIDCAB-Verfahren wird als anspruchsvoller beschrieben und ist nicht für alle Indikationen geeignet (v.a. für Stenosen der LAD),^{30,32} gelegentlich sind auch Wechsel zu offenen Verfahren notwendig. Als Vorteil wird aber der Erhalt der Thoraxstabilität und ein günstigerer postoperativer Verlauf infolge geringeren chirurgischen Traumas durch die Operation beschrieben, wobei sich die Resultate insgesamt gut mit dem OPCAB-Verfahren vergleichen lassen.^{31,32}

Robotik in der Bypasschirurgie

Mit dem TECAB-Verfahren („Totally Endoscopic Coronary Artery Bypass“) wurde ein minimalinvasives Verfahren entwickelt, welches vollständig auf eine Thorakotomie verzichtet, stattdessen wird die Operation thorakoskopisch durchgeführt. Aufgrund der engen Platzverhältnisse im Thorax wird die Operation typischerweise unter Verwendung eines Telemanipulators durchgeführt, welcher ein präziseres Vorgehen ermöglichen soll, als es mit konventionellen endoskopischen OP-Instrumenten möglich wäre. Für den Eingriff werden Stichinzisionen in drei Interkostalräumen durchgeführt und chirurgische Instrumente über Trokare eingeführt. Auch hierbei wird meist die LIMA präpariert und mit einer stenosierten LAD anastomosiert, allerdings sind roboterunterstützte Eingriffe auch an anderen Koronargefäßen beschrieben.³⁴

Als Telemanipulator wird in der Herzchirurgie ganz überwiegend das daVinci-Surgical-System verwendet. Die erste Bypass-Operation mit dem Roboter wurde von Mohr *et al.* 1999 durchgeführt und beschrieben.⁹⁵ Seitdem sind zahlreiche Veröffentlichungen erschienen, welche die Anwendung des daVinci-Systems in vielen möglichen Eingriffsvarianten im Rahmen von Bypass-Operationen beschreiben. Im Jahr 2000 publizierte Falk *et al.* die Durchführung von MIDCAB- und TECAB-Operationen mit CPB bei 66 Patienten,⁴⁰ später die Durchführung von „off-pump“-TECAB-Eingriffen unter Verwendung eines Stabilisatorsystems.⁴¹ Viele Zentren begannen diese Verfahren an-

zuwenden und durchliefen stets eine initiale Lernkurve, wobei die Harvesting-Zeiten von mehreren Stunden auf 30 Minuten fielen.^{42,138} Die Konversionsraten vom roboterunterstützten TECAB-Verfahren zu offenen Eingriffen, infolge von Komplikationen vor allem durch Gefäßverkalkungen und Schwierigkeiten bei der Wahl der Anastomosenstelle fiel mit wachsender Erfahrung von anfangs ca. 30% auf etwa 10%. Durch die längeren Harvestingzeiten, welche das Risiko für Verletzungen des Grafts erhöhten^{42,65} und doch verhältnismäßig häufige Wechsel zu offenen Verfahren, gaben dennoch viele Zentren die Anwendung robotergestützter Bypass-Verfahren auf.⁶⁴ Nachdem mehrere größere, zum Teil multizentrische, Studien publiziert wurden, in welchen MIDCAB- und TECAB-Verfahren mit guten Ergebnissen durchgeführt^{5,28,127} und zum Teil Vorteile robotergestützter Eingriffe gezeigt wurden,¹⁴⁴ werden die roboterunterstützten TECAB-Operationen nun wieder zunehmend eingesetzt. Dennoch setzen 65% der Zentren ihr daVinci-System nicht ein.¹¹⁷ Weitere technische Verbesserungen des Systems (z.B. Augmented Reality, siehe Abschnitt 1.1) und Trainingsprogramme für robotergestützte Herzchirurgie sind in Entwicklung oder bereits implementiert,⁷⁹ um den Bedürfnissen Rechnung zu tragen. Mit dem ASTMA-System sollte die Entwicklung in der robotergestützten Bypasschirurgie weiter vorangebracht werden, mit dem Ziel, den kritischen Harvestingprozess während des TECAB-Verfahrens weiter zu optimieren und das Verfahren letztlich sicherer und anwendungsfreundlicher zu gestalten.

Aufgabenstellung und Zielsetzung

Wie in Abschnitt 1.3 auf Seite 20ff. beschrieben, ist der erste, in der Entwicklung des ASTMA-Systems zu realisierende Schritt, die automatische Segmentierung und Verfolgung der LIMA durch den Roboter. Dieser Prozess ist für sich bereits äußerst komplex, da er von vielen Faktoren der Interaktion des Roboters mit dem menschlichen Gewebe abhängt, welche vom Roboter selbst automatisch in Regelkreisen adaptiert werden müssen, um eine möglichst gute Qualität des LIMA-Trackings zu erreichen. Dies ist wiederum Bedingung für eine erfolgreiche nachfolgende Präparation. Unklar war zunächst auch, ob das verwendete Verfahren überhaupt umsetzbar oder praktikabel ist. Daher war es notwendig, ein geeignetes Testsystem für die Entwicklung des ASTMA-Roboters zur Verfügung zu stellen. Dieses sollte ermöglichen, *in vitro* die Eignung des verwendeten Bildgebungsverfahrens zu überprüfen, Bildverarbeitungs- und Regelungsalgorithmen wiederholt und möglichst effizient zu testen und Änderungen direkt erproben zu können. Auch sollten während der Entwicklung am Testsystem bereits Usability- und Risikoaspekte des ASTMA-Systems, sowie räumliche Gegebenheiten und Hindernisse berücksichtigt werden können. Der *in-vitro*-Ansatz erschien dabei als zwingend notwendig, da sich eine Entwicklung am Menschen selbstverständlich verbietet, die Entwicklung in wiederholten Tierexperimenten aufgrund der Länge des Entwicklungsprozesses schon ethisch nicht vertretbar wäre.

In dieser Arbeit soll vorgestellt werden, wie vorrangig für die Entwicklung des ersten Arbeitsschritts des ASTMA-Systems ein solches geeignetes Testsystem entwickelt wurde. Wie erläutert, werden zum Zweck der Evaluation der Genauigkeit von bildgebungsgestützten Assistenzsystemen häufig Studien an Phantomen durchgeführt, was auch für das ASTMA-System grundsätzlich sinnvoll erschien. Die Komplexität

des zu simulierenden Prozesses erforderte jedoch, dass das Phantom selbst einen ausreichenden Grad an Komplexität aufwies, wenn es den genannten Ansprüche als Testsystem für den ASTMA-Roboter genügen sollte; ein einfaches technisches Phantom erschien ungeeignet. Hierzu war es zunächst notwendig, die Anforderungen festzulegen, die an ein Phantom für die Entwicklung eines Assistenzsystems mit intraoperativer Bildgebung gestellt werden sollten. Damit sollte dafür Sorge getragen werden, dass wesentliche, für die Systementwicklung relevante Aspekte durch das Phantom abgebildet werden und es möglich wird, die Realisierbarkeit des Systems zu evaluieren. Gleichzeitig sollte hierbei auch auf Kosteneffizienz und Verhältnismäßigkeit des Umfangs der verwendeten Methoden geachtet werden, da spätestens für den zweiten Entwicklungsschritt des Systems (Präparation der LIMA) viele Phantome konstruiert werden müssten. Die abgeleiteten Anforderungen und die Ausführung der Konstruktion des Phantoms werden im Kapitel „Materialien und Methoden“ ab Seite 31 dargelegt.

Da weiterhin nicht *a priori* davon ausgegangen werden konnte, dass das konstruierte Phantom den festgelegten Anforderungen wirklich entsprach, war es notwendig, das Phantom nach der Konstruktion zunächst hinsichtlich dieser Anforderungen zu validieren. Hierfür wurde eine Studie entwickelt, deren Design in Abschnitt 3.2 auf Seite 49ff. dargestellt wird. Die Ergebnisse der Validierung des ASTMA-Phantoms werden nachfolgend im Kapitel „Ergebnisse“ ab Seite 59 ausführlich präsentiert. Schließlich wird im Kapitel „Diskussion“ erläutert, wie aus den Validierungsergebnisse Schlussfolgerungen über die Eignung des Phantoms zur Systementwicklung und dessen Limitierungen gezogen werden können, welche Änderungen am Phantom sinnvoll oder notwendig waren und welche Stärken und Schwächen die verwendeten Konzepte zur Phantomkonstruktion und -validierung aufwiesen. Auch wird die Eignung des Phantoms zur Entwicklung und Überprüfung des zweiten Arbeitsschritt des ASTMA-Systems diskutiert.

Hiermit soll insgesamt gezeigt werden, dass Phantome für vergleichbare zukünftige Projekte, in welchen komplexe medizintechnische Systeme und Abläufe *in vitro* entwickelt und getestet werden sollen, nützlich sein können, um wichtige Informationen über das zu entwickelnde System zu erhalten, wenn die Phantome entsprechend geeigneter Anforderungen entworfen werden. Auch soll demonstriert werden, wie die in einer Phantomvalidierung erhaltenen Ergebnisse zur Ableitung von Informationen über die Eignung des Phantoms und sogar des gesamten zu testenden Verfahrens genutzt werden können, und wie die Entwicklung und Validierung eines Phantoms in diesem Kontext grundsätzlich gestaltet werden kann.

Materialien und Methoden

3.1 Das ASTMA-Phantom

3.1.1 Anforderungsanalyse

Um die Entwicklung des ASTMA-Phantoms zielgerichtet gestalten zu können, war es zunächst notwendig, die Anforderungen festzulegen, die an ein Phantom in der Entwicklung von chirurgischen Assistenzsystemen mit Bildgebung allgemein gestellt werden sollten. Da das für diese spezielle Fragestellung bislang nicht untersucht wurde, wurden diese Anforderungen zunächst *a priori* festgelegt.

Da der Anspruch an das Phantom sein soll, eine mit dem tatsächlichen Einsatzgebiet vergleichbare Testumgebung für das zu entwickelnde Assistenzsystem zu schaffen, ergeben sich zunächst drei wesentliche Aspekte:

1. Damit der Einsatz am Phantom den Einsatz des Systems *in vivo* möglichst korrekt widerspiegelt, sollte das Phantom anthropomorph sein, also den nachgebildeten Körperteilen des Menschen in seiner Gestalt ähneln (vergleichbare Geometrie oder „Anatomie“). Da die exakte und vollständige Abbildung der menschlichen Anatomie im Modell letztlich nicht möglich ist, müssen zwangsläufig Vereinfachungen vorgenommen werden, welche angemessen gewählt werden sollten.
2. Um zu gewährleisten, dass das Assistenzsystem in der Interaktion mit dem Phantom ähnliche Informationen erhält wie in der Interaktion mit dem Menschen, sollte das Phantom relevante, mit dem Menschen vergleichbare, physikalische

Eigenschaften aufweisen (vergleichbare „Physiologie“). Dies bezieht sich z.B. auf das Verhalten in Bildgebungsverfahren, welche durch das Assistenzsystem verwendet werden.

Die Berücksichtigung dieser beiden Punkte sollte ein Phantomdesign gewährleisten, das es ermöglicht, die Prozesse, welche durch das Assistenzsystem durchgeführt werden, nicht nur am Phantom zu erproben, sondern auch die hieraus gewonnenen Informationen auf die zu erwartende Funktionalität des Assistenzsystems am Menschen zu extrapolieren. Somit wird bei ausreichender anatomischer und physiologischer Validität die Evaluation des Systems *in vitro* möglich.

Hinzu kommt der allgemeine Anspruch, die Konstruktion eines Phantoms ökonomisch zu gestalten, idealerweise ist es nicht nur kostengünstig, verhältnismäßig einfach und zeitsparend zu konstruieren, sondern auch mehrfach wiederverwendbar - insofern es nicht durch den Einsatz in der Entwicklung des Assistenzsystems beschädigt wird. Aus diesen Überlegungen wurden folgende allgemeine Anforderungen an Phantome für die Entwicklung chirurgischer Assistenzsysteme mit intraoperativer Bildgebung abgeleitet:

1. **Anforderung:** *Anatomische Validität*

- a) Das Phantom sollte alle Strukturen enthalten, welche für die Funktion des Assistenzsystems von Bedeutung sind.
- b) Die enthaltenen Strukturen sollten anatomisch korrekt modelliert werden.
- c) Der Zugang zum Einsatzgebiet des chirurgischen Assistenzsystems sollte dem Zugang während des Einsatzes des Systems in der operativen Praxis entsprechen.

2. **Anforderung:** *Physiologische Validität*

- a) Das Phantom sollte für das Assistenzsystem bedeutsame physiologische und physikalische Prozesse korrekt simulieren.
- b) Die modellierten Strukturen im Phantom sollten in der verwendeten Bildgebung den jeweiligen Strukturen im Menschen gleichen.
- c) Die physikalische Wechselwirkung des Assistenzsystems mit dem Phantom sollte realitätsnah sein, das heißt der entsprechenden Interaktion mit dem menschlichen Gewebe ähneln.

3. **Anforderung:** Das Phantom soll kostengünstig und unter zeitlich vertretbarem Aufwand konstruierbar und - sofern möglich - wiederverwendbar sein. Seine Ei-

genschaften sollen daher über einen möglichst langen Zeitraum konstant bleiben. Die Wiederverwendbarkeit des Phantoms wird dabei durch die Haltbarkeit der zur Konstruktion verwendeten Materialien bestimmt. Je nach Verfahren, welches durch das Assistenzsystem eingesetzt wird, kann diese Anforderung nicht erfüllt werden (wenn das Phantom im Einsatz beschädigt wird).

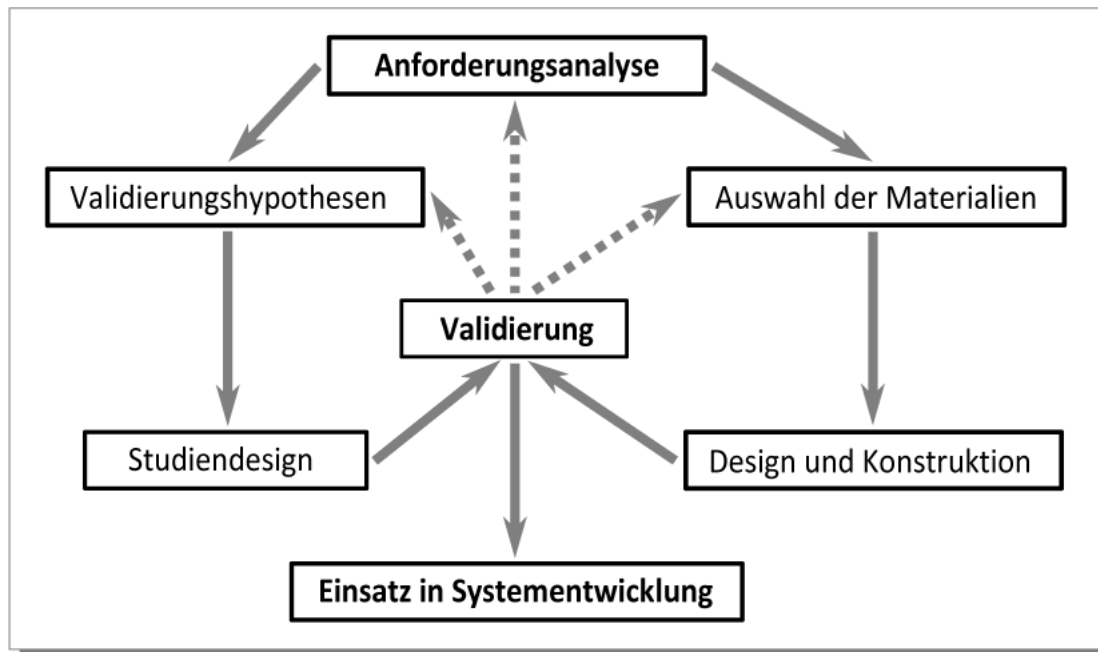


Abbildung 3.1.: ENTWICKLUNGSPROZESS EINES PHANTOMS. Die Entwicklung eines validierten anthropomorphen Phantoms lässt sich als rekursiven Prozess verstehen, wobei ausgehend von den Ergebnissen der Phantomvalidierung Anpassungen vorgenommen werden, welche idealerweise erneut validiert werden. Schließlich folgt die Anwendung des Phantoms in der Systementwicklung, wenn dieses den gestellten Anforderungen ausreichend entspricht.

Für das ASTMA-System, welches vorrangig durch Duplexsonographie die Position und den Verlauf der LIMA ermitteln sollte, erschien die möglichst korrekte Simulation dieses Bildgebungsverfahren am Phantom als besonders wichtig. Gleiches gilt für die Geometrie des Phantoms, welche für die Simulation des Operationsablaufs entscheidend war. Der Entwicklungsprozess eines Phantoms ist dabei allgemein rekursiver Natur, wobei die Anforderungen neuen Erkenntnissen z.B. durch Validierungsstudien immer wieder angepasst und das Phantom entsprechend geändert werden muss (siehe auch Abbildung 3.1). Nach mehreren Versuchen mit etwas unterschiedlichen Designs, mehreren internen Validierungen und zwei Validierungsstudien mit Probanden, wird in dieser Arbeit die Version des Phantoms, an der auch das ASTMA-System erprobt wurde, und die zuvor durchgeführte Validierungsstudie vorgestellt.

Im folgenden werden zunächst die Grundlagen für die Phantomkonstruktion - die Anatomie der menschlichen Thoraxwand und physiologische Aspekte des Blutflusses in der LIMA, sowie Grundlagen der Sonographie - dargestellt.

3.1.2 Anatomie der LIMA und der inneren Thoraxwand

Da das ASTMA-System die LIMA an der vorderen inneren Thoraxwand verfolgen und schließlich präparieren sollte, musste das ASTMA-Phantom diese ausreichend genau abbilden (Anforderung 1). Da das Arbeitsfeld des ASTMA-Roboters auf diese anatomische Lokalisation beschränkt war, wurde die äußere und die hintere Thoraxwand bei der Analyse der relevanten anatomischen Strukturen und schließlich in der Phantomkonstruktion vernachlässigt.

Die menschliche Thoraxwand wird durch knöcherne Strukturen gestützt, welche lateral durch 12 Rippen (*Costae*), ventral durch das Brustbein (*Sternum*) und dorsal durch die Brustwirbelsäule gebildet wird. Die 1. bis 6. Rippe artikulieren direkt über Knorpelstrukturen (*Cartilagine costae*) mit dem medial ventral gelegenen *Sternum* und werden als *Costae verae* bezeichnet. Die Rippenknorpel der 7. bis 10. Rippe (*Costae spuriae*) vereinigen sich zu einer einzigen Knorpelstruktur, welche mit dem *Sternum* verbunden ist. Die 11. und 12. Rippe artikulieren nicht mit dem *Sternum* (*Costae fluctuantes*). Zwischen den einzelnen Rippen befindet sich die Interkostalmuskulatur, mehrere Bandstrukturen verbinden benachbarte Rippen (*Membranae intercostales*), ziehen von den Rippen zum Sternum (*Ligg. sternocostalia radiata*) oder fächern auf der Dorsalseite des Sternums auf (*Membrana sterni*). Auf der inneren Thoraxwand liegt darüber weiterhin der *M. transversus thoracis*, welcher von den Knochen-Knorpel-Übergängen der Rippen zur kaudalen Sternumhälfte zieht. Eine variable Menge von Fettgewebe überlagert die genannten Strukturen, der Abschluss nach innen zu den Brusteingeweiden wird durch die *Pleura parietalis* gebildet.^{10,11}

In einer Distanz von im Mittel 8,3 mm zum *Sternum* verläuft auf beiden Seiten die *A. mammaria interna* (Internal Mammary Artery, IMA). Diese entspringt kranial aus einem eigenen Abgang der *A. subclavia* der jeweiligen Seite und zieht in einem rektilinearen oder leicht medial konkaven Bogen nach kaudal.⁵³ Dabei verläuft sie unter dem *M. transversus thoracis* und wird lateral und medial durch zwei Venen begleitet, welche sich kranial oft im Bereich der 3. oder 4. Rippe zu einer Vene vereinen können, aber prinzipiell einen recht variablen Verlauf aufweisen.^{6,125} Eine Vielzahl arterieller Äste werden von der IMA nach medial zum Sternum und nach lateral abgegeben oder perforieren die Interkostalmuskulatur,^{53,118} wobei die *Aa. intercostales anteriores* zu den

kaliberstärksten gehören. Diese verlaufen jeweils zusammen mit einer oder zwei Venen und den *Nn. intercostales* unterhalb der Rippen. Kranial zweigt häufig ein Gefäß ab, welches den *N. phrenicus*, zu dem die IMA dort in Lagebeziehung steht, nach kaudal begleitet (*A. pericardiophrenica*). Nach Abgabe der 6. Interkostalarterie gabelt die *A. mammaria interna* meist in die *A. epigastrica superior* und die *A. musculophrenica*, aus welcher die restlichen vorderen Interkostalarterien abgehen.¹¹ Zahlreiche Variationen von Gefäßabgängen aus der IMA und den Begleitvenen sind beschrieben.^{53,118} Die Länge der IMA jeder Seite wird zwischen 15,8 cm und 20,4 cm,⁵³ der Durchmesser der IMA wird zwischen 1,9 mm und 2,9 mm,^{6,38,45,59,119,124} der Venendurchmesser zwischen 2,0 mm und 2,9 mm^{6,38,59,125} angegeben. Der Durchmesser der Interkostalarterien beträgt etwa 1,4 mm am Abgang von der IMA.¹³⁷

Um anatomische Validität im Phantom zu erreichen (Anforderung 1), sollten die genannten Strukturen der Thoraxwand anatomisch korrekt im Phantom nachgebildet werden. In vollem Umfang war dies aufgrund der hohen Komplexität der menschlichen Anatomie nicht möglich, daher wurde die Brustwand zu einem 3-Kompartimente-Modell vereinfacht, welches knöcherne Stützstrukturen, Weichteilgewebe und Gefäße enthalten sollte. Besonderer Schwerpunkt wurde dabei auf die Gefäße im Phantom gelegt, welche für die Funktion des ASTMA-Systems die größte Bedeutung hatten. Um zu überprüfen, ob der ASTMA-Roboter in der Lage ist, verschiedene Gefäße im Phantom zu unterscheiden, sollten neben der IMA im Phantom auch die Begleitvenen sowie zumindest einige größere Gefäßabgänge integriert werden, welche dem anatomischen Verlauf möglichst korrekt nachempfunden werden sollten. Da der Prozess an der linken *A. mammaria interna* getestet werden sollte, wurde nur diese Thoraxwandhälfte modelliert. Um den Zugang zum Operationsfeld simuliert zu können, wurde das verwendete Sternummodell sagittal in der Sternummitte gespalten und es ermöglicht, das Phantom nach lateral aufzuklappen.

3.1.3 Duplexultraschall und Blutfluss in der LIMA

Als Schall bezeichnet man eine mechanische Welle, welche sich longitudinal von einem Schallsender mit einer bestimmten Geschwindigkeit entfernt, welche vom Medium, in dem sie sich bewegt, abhängt. Zur Charakterisierung einer Schallwelle kann deren Frequenz f oder Wellenlänge λ angegeben werden, welche über die Schallgeschwindigkeit c in Beziehung zu einander stehen:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (3.1)$$

Als Ultraschall wird Schall bezeichnet, der vom menschlichen Gehör aufgrund seiner hohen Frequenz nicht mehr wahrgenommen werden kann ($f > 20 \text{ kHz}$). Wichtigste Grundlage für die Verwendung von Ultraschall als medizinisches Bildgebungsverfahren ist das Reflexionsverhalten von Schallwellen an Grenzflächen zwischen zwei Stoffen unterschiedlicher akustischer Impedanz. Die akustische Impedanz Z ist abhängig von der Dichte ρ eines Stoffes sowie der stoffspezifischen Schallgeschwindigkeit c :

$$Z = \rho c \quad (3.2)$$

Dabei gilt, dass ein umso größerer Teil der auf eine Grenzfläche treffenden Schallwelle reflektiert wird, je größer der Unterschied in den akustischen Impedanzen der aneinander grenzenden Strukturen ist. Der Schallreflexionsgrad R lässt sich dabei berechnen über:

$$R = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (3.3)$$

Dies wird in der medizinischen Sonographie ausgenutzt: Eine fokussierte Ultraschallwelle wird als Impuls in ein Gewebe eingestrahlt und hier an Grenzflächen reflektiert. Die zurücklaufende Schallwelle wird wiederum registriert und anhand der zeitlichen Differenz Δt zwischen Senden der Schallwelle und Empfangen des reflektierten Schalls (des Echos) kann ermittelt werden, in welchem Abstand s zum Sender der Schall reflektiert wurde:

$$s = \frac{1}{2} c_{\text{Gewebe}} \Delta t \quad (3.4)$$

Dabei wird von einer mittleren Schallgeschwindigkeit von $1540 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ im Gewebe ausgegangen.¹¹⁶ Abweichungen der tatsächlichen Schallgeschwindigkeiten in unterschiedlichen Geweben von dieser angenommenen Schallgeschwindigkeit führen folglich zu einer Fehlbestimmung der Tiefe von Strukturen.

Auf dieser Grundlage sind zahlreiche technische Lösungen für die Ultraschallbildungssysteme entwickelt worden. Der Ultraschall wird dazu in einer Ultraschallsonde durch Ausnutzung des piezoelektrischen Effektes in mehreren Kristallen fokussiert erzeugt. Übliche Frequenzen des in der Medizin verwendeten Ultraschalls liegen zwischen 2 und 10 MHz, die maximal untersuchbare Tiefe und erreichbare axiale Auflösung hängt von der Frequenz des verwendeten Schalls ab (höhere Frequenzen ermöglichen höhere Auflösungen bei geringeren Eindringtiefen). Über einen

Ultraschallempfänger werden Echos aus dem untersuchten Gewebe mit der Sonde aufgezeichnet.

Die einfachste Anwendung von Ultraschall als Bildgebungsverfahren ist die A-Mode-Sonographie. Diese stellt die Amplituden aufgezeichneter Echos in Abhängigkeit von der Tiefe, aus der sie stammen, dar. Anwendung findet die A-Mode-Sonographie heutzutage üblicherweise in der M-Mode-Sonographie, in welcher A-Mode-Bilder im zeitlichen Verlauf wiedergegeben werden. In der B-Mode-Sonographie werden entweder mehrere Schallsender und -empfänger verwendet und/oder bewegt (linear oder rotiert), um mehrere nahezu zeitgleich aufgezeichnete A-Mode-Bilder zu erzeugen und zusammen als zweidimensionales Schnittbild des untersuchten Gewebes darzustellen. Eine Weiterentwicklung ist der 3D-Ultraschall, hier werden B-Mode-Daten je nach Verfahren in Echtzeit oder nachträglich zu einem 3D-Datensatz zusammengesetzt. Durch komplexe Interaktionen des in das Gewebe eingestrahlt Schalls entstehen Reflektionsmuster („scattering“ an kleinsten Strukturen und „speckling“) sowie Artefakte, welche zum Teil gewebespezifisch sind und Rückschlüsse über die Zusammensetzung und Anatomie des untersuchten Körperteils gestatten. Insbesondere an Grenzflächen zwischen Strukturen sehr unterschiedlicher akustischer Impedanzen treten jedoch sehr ausgeprägte Artefakte auf, welche die sonographische Beurteilung massiv erschweren oder unmöglich machen können (bswp. an Knochen-Gewebe- oder Luft-Gewebe-Grenzen).^{3,91}

Wenn Schall oder Echos von bewegten Objekten erzeugt werden, dann ändert sich die Schallfrequenz. Dabei gilt, dass Schall definierter Frequenz, der von einem bewegten Objekt ausgesendet wird, welches sich auf einem Empfänger zubewegt, von diesem mit einer höheren Frequenz gemessen wird und mit einer niedrigeren Frequenz gemessen wird, wenn sich das Objekt vom Empfänger entfernt. Dies wird als Dopplereffekt bezeichnet. Es gilt:

$$\Delta f = (f_R - f_T) = \frac{2f_T v}{c} \cos\theta \quad (3.5)$$

$$v = \frac{\Delta f c}{2f_T \cos\theta} \quad (3.6)$$

(Δf ... Frequenzverschiebung nach Wirken des Dopplereffekts, f_T ... Ausgangsfrequenz, f_R ... Frequenz nach Wirken des Dopplereffekts, v ... relativ zur Schallwelle betrachtete Geschwindigkeit des bewegten Objektes, positives Vorzeichen, wenn das Objekt sich auf die Schallwelle zubewegt, θ ... Winkel zwischen Bewegungsrichtung der Schallquelle und der Verbindungslinie zwischen Schallquelle und -empfänger)⁹¹

Dieser Effekt wird ausgenutzt, um Flussgeschwindigkeiten in Gefäßen zu bestimmen. Auch hierfür sind unterschiedliche Verfahren in Gebrauch. Das Continuous-Wave(CW)-Verfahren sendet kontinuierlich Schallwellen mit definierter Frequenz in das Gewebe und stellt die Frequenzdifferenz der aufgezeichneten Echos in Echtzeit entweder akustisch oder als Dopplerspektrum visuell dar. Hieraus lässt sich wiederum über Gleichung 3.6 die Geschwindigkeit der Objekte (üblicherweise Erythrozyten im Blut) berechnen, welche zur Frequenzverschiebung führten. Das Pulsed-Wave(PW)-Verfahren arbeitet mit einem gepulsten Schall, es wird lediglich die gemessene Frequenzdifferenz von Schall, welcher aus einer bestimmten Tiefe reflektiert wurde, analysiert. Die Überlagerung dieses Verfahrens mit der B-Mode-Sonographie führt zur Duplexsonographie (Color-Flow-Mapping, Color-Velocity-Imaging, Color-Mode, Farbdoppler-Sonographie). Hierbei werden gemessene Frequenzänderungen als Farben im Graustufen-B-Mode-Bild dargestellt. Dabei wird mit rot üblicherweise eine Bewegung auf die Schallquelle zu, mit blau ein Fluss von der Schallquelle weg kodiert.^{92,122,141}

Da das ASTMA-Phantom in der Duplexsonographie mit dem Menschen vergleichbare Eigenschaften aufweisen sollte, war es erforderlich, ein geeignetes Weichteilmaterial (Tissue Mimicking Material, TMM) zu finden, in welches die zu modellierenden Thoraxwandgefäße eingebettet werden konnten. Dieses musste geeignete akustische Eigenschaften aufweisen um eine verzerrungsfreie und menschlichen Weichteilgewebe ähnliche sonographische Darstellung zu erreichen (Anforderung 2b). Zahlreiche Materialien sind für die Verwendung in Ultraschallstudien beschrieben worden. Die ersten bestanden aus Gelatine,⁸⁶ später wurden auch Polyvinylalkohol(PVA)-Kryogele,^{22,73,89,115} Polyacrylamidgele¹⁴⁵ und Agar^{24,116} sowie einige andere gebräuchlich. Als TMM für das ASTMA-Phantom wurde schließlich ein Polyvinylalkohol-Kryogel (PVA-C) verwendet. Dieses ist gleichzeitig kostengünstig zu fertigen, haltbar (Anforderung 3) und hinsichtlich der akustischen Impedanz, Schallgeschwindigkeit und Dichte menschlichen Gewebe ähnlich, wenn auch die Schallabschwächung in diesem Material als geringer beschrieben wurde.^{73,145} Auch werden PVA-Kryogelen gewebeähnliche elastische Eigenschaften nachgesagt (Anforderung 2c).¹¹⁵

Als wichtigster „physiologischer“ Parameter wurde der Fluss im Phantom angesehen. Dieser liefert dem Robotersystem durch integrieren einer Farbinformation im sonst Graustufen-kodierten B-Mode-Bild die wertvollsten Informationen über den Verlauf der LIMA. Daher wurde durch eine Pumpe ein Fluss in den Gefäßen des Phantoms erzeugt, welcher möglichst gut dem Fluss in der menschlichen LIMA nachempfunden sein sollte (Anforderung 2a). Einige Charakteristika des LIMA-Flusses

sind in der Fachliteratur beschrieben. So wurde der mittlere Spitzenfluss in der LI-MA je nach Untersuchung zwischen $42 \frac{cm}{s}$ und $105 \frac{cm}{s}$ angegeben, die Flussprofile erscheinen pulsatil mit überwiegend systolischem Fluss.^{123,146} Detaillierte Angaben zu Flussparametern wie systolischen und diastolischen Geschwindigkeiten sowie Geschwindigkeits-Zeit-Integralen bei Patienten vor koronararteriellen Bypassoperationen wurden von Hartman *et al.*⁵⁸ veröffentlicht, was als Referenz für die Erzeugung des Flusses im Phantom genutzt wurde.

Im folgenden wird die Konstruktion des ASTMA-Phantoms entsprechend der dargestellten Anforderungen, die Methode der Flusserzeugung in den einmodellierten Gefäßen sowie das Design der Validierungsstudie für das Phantom erläutert.

3.1.4 Vorarbeiten durch das ICCAS, Ausgangspunkte

Material/Gerät/Software	Hersteller
Mimics 10	Materialise GmbH, Oberpfaffenhofen, Deutschland
OneSpace Modeling Personal Edition	CoCreate Software GmbH, Sindelfingen, Deutschland
Spectrum Z510 (3D-Drucker)	Z Corporation, Burlington, USA
ZPrint 7.5 (Drucksoftware)	Z Corporation, Burlington, USA
ZB56 (Druckermaterial)	Z Corporation, Burlington, USA
PX100 A und B	AXSON GmbH, Dietzenbach, Deutschland
Acetone-EMPLURA	Merck KGaA, Darmstadt, Deutschland

Tabelle 3.1.: MATERIALIEN UND SOFTWARE FÜR DIE KONSTRUKTION DES KNÖCHERNEN THORAXMODELLS.

Im Innovation Center Computer Assisted Surgery (ICCAS) bestand zum Projektbeginn bereits Erfahrung mit der Arbeit mit Phantomen und einigen Materialien, auf die zurückgegriffen werden konnte. Aus Arbeiten mit dem ElePhant-Phantom⁹⁴ war die Herstellung von Knochenmodellen etabliert. Durch Herrn Dr. Denis Merk und Herrn Elmar Dittrich wurde ein Modell des knöchernen Thorax bereitgestellt, welches mit einem 3D-Drucker nach Segmentierung des knöchernen Thorax einer weiblichen Patientin erzeugt wurde. Die nach dem Druck noch spröden Modelle wurden durch großzügiges Bestreichen mit einer Acryllösung (45% PX100 A, 45% PX100 B, 10% Aceton) imprägniert und damit haltbarer und stabiler gemacht. Die verwendete

Software und die Materialien werden in Tabelle 3.1 aufgelistet. Die Befestigung der Gipsmodelle auf einer Metallplatte und die Fräsarbeiten zur Vorbereitung der Platte wurden durch Herrn Mario Thalheim durchgeführt.

Gerät/Software	Hersteller
SEIM France Renault 7700S0233G Pumpe	Seim, Meximieux, Frankreich
NI-DAQPad 6015	National Instruments Corporation, Austin, USA
Velleman PWM K8004	Velleman Inc., Fort Worth, USA
Netzteil Voltcraft Switching Power Supply	Conrad Electronic SE, Hirschau, Deutschland

Tabelle 3.2.: BESTANDTEILE DER PUMPE UND PUMPENSTEUERUNG.

Durch das ICCAS wurde ebenfalls eine dort eigenkonstruierte steuerbare Pumpe bereitgestellt, um im Phantom einen Blutfluss simulieren zu können. Die Einzelbestandteile der Pumpe sind in Tabelle 3.2 angegeben. Die Pumpe bestand aus einem Reservoir für die Blutersatzflüssigkeit, einer Wasserpumpe sowie elektronischen Bauteilen zur Steuerung und wurde von Herrn Philipp Liebmann konstruiert. Eine geeignete Software zur Steuerung der Pumpe stand jedoch nicht zur Verfügung.

3.1.5 Konstruktion des Phantoms

Allgemeiner Aufbau

Das ASTMA-Phantom wurde als 3-Kompartimente-Modell der vorderen Thoraxwand gefertigt. Hierzu wurde die ventrale Hälfte eines in der Sagittalebene gespaltenen knöchernen Thorax wie beschrieben aus Gips nachgebildet. An den linken Hemithorax wurde „Weichteilgewebe“ (Tissue Mimicking Material, TMM) modelliert, in dieses wurden „Gefäße“ eingearbeitet. Der dorsale Teil dieses Hemithorax wurde mit einem Scharnier ausgestattet und beweglich auf einer Metallplatte angebracht. Der rechte Hemithorax wurde direkt mit dieser Metallplatte verschraubt. Auf diese Weise entstand ein Modell der vorderen Thoraxwand, dessen linke Hälfte nach lateral aufgeklappt werden konnte, um damit den Zugang zur inneren Oberfläche des Thoraxwandmodells analog zu einem operativen Zugang zur inneren Thoraxwand in Sternotomie nachzuempfinden. Die Konstruktion mit einem Scharnier gestattete außerdem, den linken Hemithorax zu entfernen und getrennt von der Metallplatte

und dem statisch befestigten rechten Hemithorax aufzubewahren und gegebenenfalls zu ersetzen. Der linke Teil der Metallplatte war zusätzlich gegenüber dem rechten Teil nach lateral verschiebbar, was eine freiere Arbeit mit dem Modell gestattete. Ein schematischer Aufbau des Phantoms ist in Abbildung 3.2 illustriert.

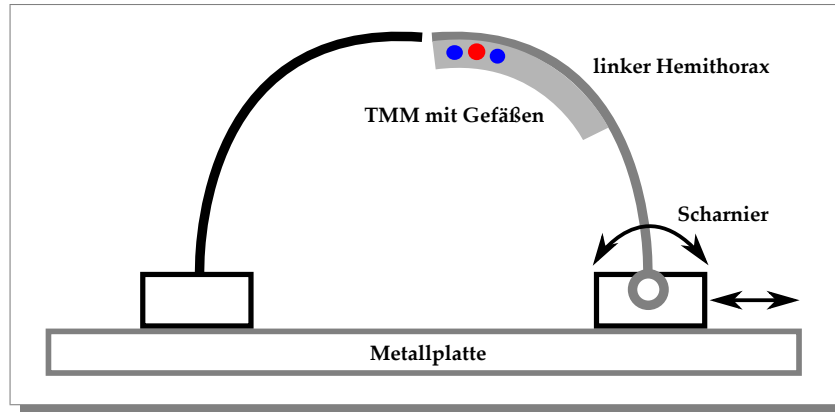


Abbildung 3.2.: SCHEMATISCHER AUFBAU DES ASTMA-PHANTOMS, TRANSVERSALSCHNITT, ANSICHT VON KAUDAL. Auf einer Metallplatte wurde der rechte Hemithorax statisch befestigt. Der linke Hemithorax trug das TMM und war über ein Scharnier mit einer Metallplatte beweglich verbunden. Rote und blaue Kreise symbolisieren die in das TMM einmodellierte LIMA mit ihren Begleitvenen.

Herstellung des TMM und der Gefäße

Zur Anmodellierung des TMM wurde das Modell des knöchernen linken Hemithorax in eine aus Gips gefertigte Form eingepasst. Dazu wurde eine Gegenform aus Modelliermasse gefertigt, welche die Form der inneren Thoraxwand bestimmte. Auf die Innenseite der Thoraxwand wurden Silikonschläuche mit Drähten in ihrem Inneren fixiert und so angeordnet, dass sie den Verlauf der LIMA, der *Vv. mammae internae* (medial und lateral der Arterie) und der drei *Aa. intercostales 2 – 4*, welche die Gefäßabzweigungen der LIMA repräsentieren sollten, möglichst genau nachbildeten. Die Schläuche für die Interkostalararterien wurden dabei in den eingeschnittenen LIMA-Schlauch gesteckt und mit schwach haftendem Haushaltsklebstoff in Position gehalten, die Verbindungen wurden mit dickflüssigem Maschinenfett abgedichtet.

Da für die Untersuchung mit Ultraschall die akustischen Eigenschaften des verwendeten TMM wesentlich waren, wurde ein Polyvinylalkohol-Kryogel (PVA-C) verwendet. Die Präparation des PVA-C erfolgte dabei nach dem von Surry *et al.*¹³⁰ und Reinertsen *et al.*¹¹⁵ vorgeschlagenen Verfahren. Zur Herstellung des Kryogels wurde 50 g kristallines PVA in 450 ml *Aqua dest.* gegeben (10%ige Lösung) und zunächst für 30 Minuten

Material/Gerät	Hersteller
Polyvinylalkohol (PVA) Pulver, Hydrolysegrad 99,3%	Celanese Emulsions GmbH, Kronberg, Deutschland
Silikonschlauch 2,0mm Lumen, 0,4mm Wanddicke	J. Lindemann GmbH, Helmstedt, Deutschland
Silikonschlauch 1,0mm Lumen, 0,4mm Wanddicke	J. Lindemann GmbH, Helmstedt, Deutschland
Liebherr Premium GTP 3726 Gefriertruhe	Liebherr-Hausgeräte Ochsenhausen GmbH, Ochsenhausen, Deutschland
Systemec 2540EL Autoklav	Systemec GmbH, Wettendorf, Deutschland
CA-24E	ISP Biochema Schwaben GmbH, Memmingen, Deutschland

Tabelle 3.3.: MATERIALIEN FÜR DIE HERSTELLUNG DES WEICHTEILGEWEBES (TMM) UND DER GEFÄSSE.

gerührt, um größere Kristallaggregate aufzulösen. Danach wurde die Lösung in einem Autoklav bei 121 °C für 30 Minuten erhitzt und erneut bis zum Abkühlen auf Zimmertemperatur zur Homogenisierung der Lösung gerührt. Die visköse Lösung wurde anschließend über das Thoraxmodell in seiner Gussform gegeben und die Gegenform aufgepresst. Die Präparation wurde nun für 24 Stunden bei Raumtemperatur stehen gelassen, damit eventuell eingeschlossene Luftblasen aufsteigen konnten und anschließend in einem Tiefkühlschrank über einen Zeitraum von ca. zwei Stunden auf -20°C gekühlt und so gefroren. Nach 12 Stunden wurde die Kühltruhe abgeschaltet, bis das TMM wieder vollständig aufgetaut war (Dauer ca. 12 – 14 Stunden). Danach wurde das Phantom erneut in gleicher Weise eingefroren, aufgetaut und dieser Vorgang wiederholt, bis drei Gefrier-Tau-Zyklen durchgeführt waren. Drei Zyklen wurden gewählt, um bei nicht zu großer Härte im TMM eine Schallgeschwindigkeit von $1540 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ zu erhalten,^{47,130} welche auch von Sonographiegeräten als Schallgeschwindigkeit in Geweben vorausgesetzt wird. Schließlich wurden die Silikonschläuche entfernt, so dass im Phantom nur das TMM und kein zusätzliches Material die Gefäßwände bildete. Dies reduzierte deutlich Schallartefakte, welche z.B. bei Verwendung von Silikonschläuchen als Gefäßmodelle aufgrund unterschiedlicher akustischer Impedanzen zwischen Silikon und PVA-C sehr ausgeprägt auftreten.^{111,116,145} In die Enden der Gefäße des Phantoms wurden Silikonschläuche über eingeklebte Plastikstecker zur

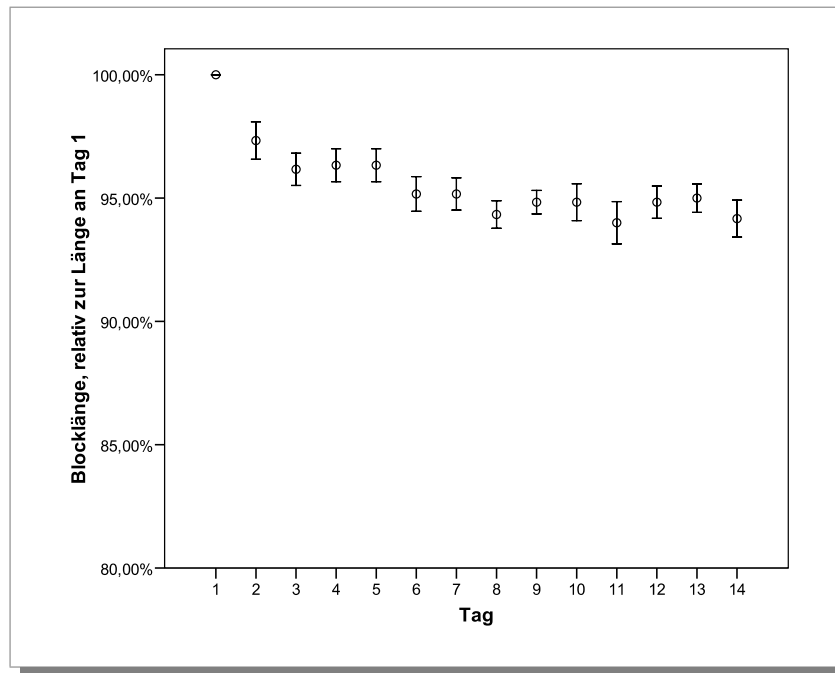


Abbildung 3.3.: SCHRUPFUNG DES PVA-C. Nach Fertigung des Polyvinylalkohol-Kryogels (PVA-C) trat ein Schrumpfungsprozess ein. Die Längen von 6 Testblöcken aus PVA-C näherten sich nach einigen Tagen asymptotisch einem Wert von etwa 94% der Ausgangslänge an (angegeben sind die Mittelwerte \pm Standardfehler des jeweiligen Mittelwerts).

Verbindung mit der Pumpe angeschlossen und das Phantom so in einen Kreislauf eingefügt, welcher in Abschnitt 3.1.6 auf Seite 45f. erläutert wird.

Für PVA-C ist ein Schrumpfverhalten im Verlauf der ersten Tage nach Fertigung beschrieben.¹³⁰ Dies wurde in einem Experiment nachvollzogen, indem 6 Blöcke aus PVA-C nach dem beschriebenen Verfahren gefertigt und deren Längen täglich über ein Zeitraum von 2 Wochen gemessen wurden. Abbildung 3.3 zeigt die Länge der Blöcke an jedem Messtag relativ zur Ausgangslänge an Tag 1. Die gemessenen Längen näherten sich nach 14 Tagen asymptotisch etwa 94% der Ursprungslänge an. Dies wurde bei der Wahl der Schlauchdurchmesser für die Gefäße berücksichtigt und etwas größere Durchmesser gewählt, als dies bei den entsprechenden menschlichen Gefäßen zu erwarten wäre. Die Silikonschläuche für LIMA und Venen hatten einen Gesamtdurchmesser von 2,8 mm, der Durchmesser der Schläuche für die Interkostalarterien betrug 1,8 mm (zu den Durchmessern der menschlichen Gefäße siehe auch Abschnitt 3.1.2 auf Seite 34f.).

In Abbildung 3.4 ist schließlich das fertige Phantom gezeigt. Um zu verhindern, dass das Phantom austrocknet, wurde es zwischen Experimenten in *Aqua dest.* bei 8 °C im Kühlschrank gelagert. Zur Vermeidung einer mikrobiellen Beschädigung wurde

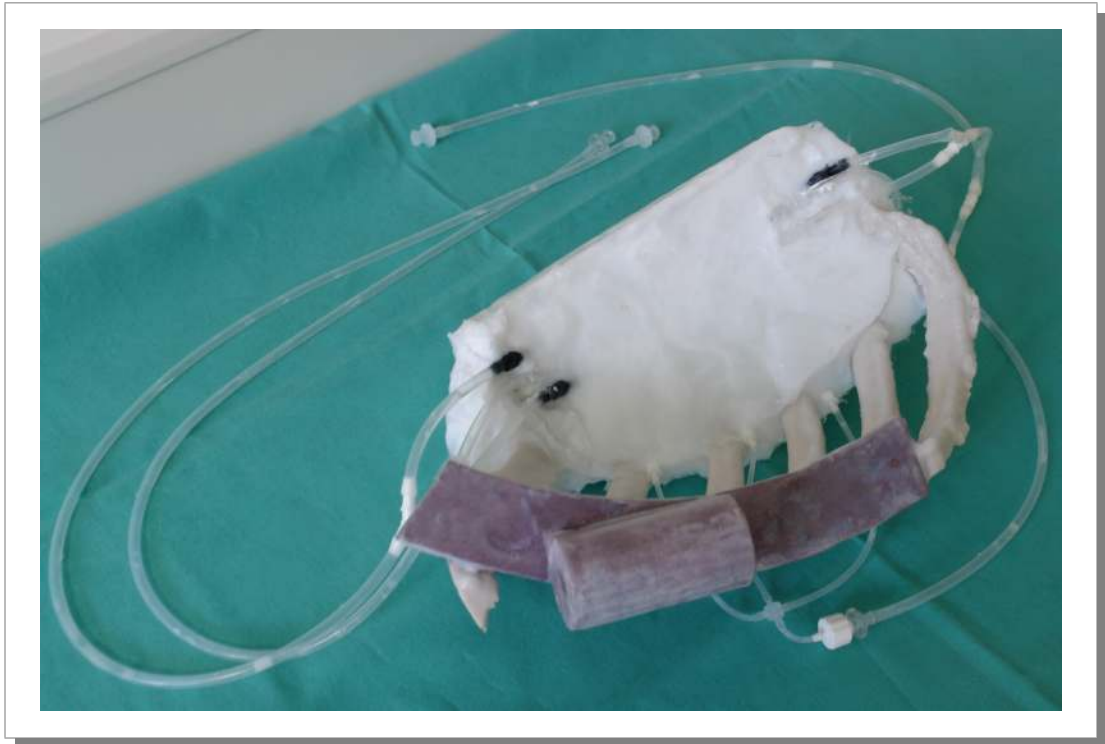


Abbildung 3.4.: ASTMA-PHANTOM MIT ANGESCHLOSSENEN VERBINDUNGSSCHLÄUCHEN ZUR PERFUSION. Man erkennt das knöcherne Thoraxmodell mit dem weißen TMM aus PVA-C und Silikonschläuche, welche eine Verbindung der Gefäße im Phantom mit der Pumpe ermöglichen. Näheres zu den Schlauchverbindungen siehe Abschnitt 3.1.6 auf Seite 45.

das Konservierungsmittel CA-24E in einer Konzentration von 0,3% entsprechend der Herstellerangaben zugesetzt. In Tabelle 3.3 sind die verwendeten Materialien für die Modellierung des TMM und der Gefäße angegeben.

3.1.6 Simulation des Blutflusses im Phantom

Blutersatzflüssigkeit

Zur Perfusion des Phantoms wurde eine Blutersatzflüssigkeit (Blood Mimicking Fluid, BMF) hergestellt. Eine für Duplexsonographien und Perfusionssimulationen geeignete Lösung ähnelt idealerweise dem menschlichen Blut hinsichtlich Viskosität, Schalleitung und Echogenität. Eine Lösung aus 89% Wasser und 11% Glycerol besitzt eine mit dem Blut vergleichbare Schalleitung.¹¹² Zur Einstellung der Viskosität kann der Lösung hochmolekulares Dextran zugesetzt und die Echogenität der Flüssigkeit im Ultraschall durch Zusetzen von schallreflektierenden Mikropartikeln (z.B. Orgasol) erhöht werden. Hier wurde von Ramnarine *et al.*¹¹² eine Lösung aus 83,36% *Aqua dest.*,

Material	Hersteller
Glycerol G7757	Sigma-Aldrich, Inc., St. Louis, USA
Dextran D4876 100-200kDa	Sigma-Aldrich, Inc., St. Louis, USA
Orgasol 2001 UD Nat 1	ARKEMA GmbH, Düsseldorf, Deutschland
Haushaltssurfactant (Finish Klarspüler)	Reckitt Benckiser Deutschland GmbH, Mannheim, Deutschland
CA-24E	ISP Biochema Schwaben GmbH, Memmingen, Deutschland

Tabelle 3.4.: MATERIALIEN FÜR DIE HERSTELLUNG DER BLUTERSATZFLÜSSIGKEIT (BMF).

10,06% Glycerol, 3,36% Dextran, 1,82% Orgasol und 0,9% ICI synperonic N surfactant empfohlen (Angaben in Massenprozent). ICI synperonic N surfactant wird benötigt um die nichtpolaren Orgasolpartikel in Lösung zu bringen. Da dieses jedoch nicht mehr erhältlich war, wurde es durch einen herkömmlichen Haushaltssurfactant in einer Konzentration von 2,8%, ähnlich wie von Thorne *et al.*¹³⁵ beschrieben, ersetzt. Zusätzlich wurde das Konservierungsmittel CA-24E in einer Konzentration von 0,3% hinzugegeben, um die Haltbarkeit der Flüssigkeit zu erhöhen. Die gemischte Lösung wurde für eine Stunde mit einem Magnetrührer homogenisiert, anschließend filteriert und bei 8 °C im Kühlschrank gelagert. Die Materialien zur Herstellung der BMF sind in Tabelle 3.4 aufgelistet.

Kreislauf des Phantoms

Die Perfusion des Phantoms erfolgte durch eine Pumpe in einem geschlossenen Kreislauf. Die Pumpe beförderte die BMF zunächst aus einem Tank in den „kranialen“ Teil der LIMA des Phantoms. Die Flüssigkeit konnte nun im Phantom entweder direkt dem Verlauf der LIMA folgend aus dem kaudalen Ende oder über die modellierten Interkostalarterien, die von der LIMA abzweigten, am lateralen Rand des Phantoms ausfließen. Nach Zusammenführung der möglichen Wege wurde eine Verzweigung eingebaut, so dass die Flüssigkeit entweder direkt zum Tank zurückgeleitet oder zunächst durch die Venen geführt wurde. Zur Begrenzung des Flusses über die Interkostalarterien und Verhinderung eines zu starken Flussabfalls im Verlauf der LIMA wurden den Interkostalarterien relativ dünnlumige Silikonschläuche nachgeschaltet,

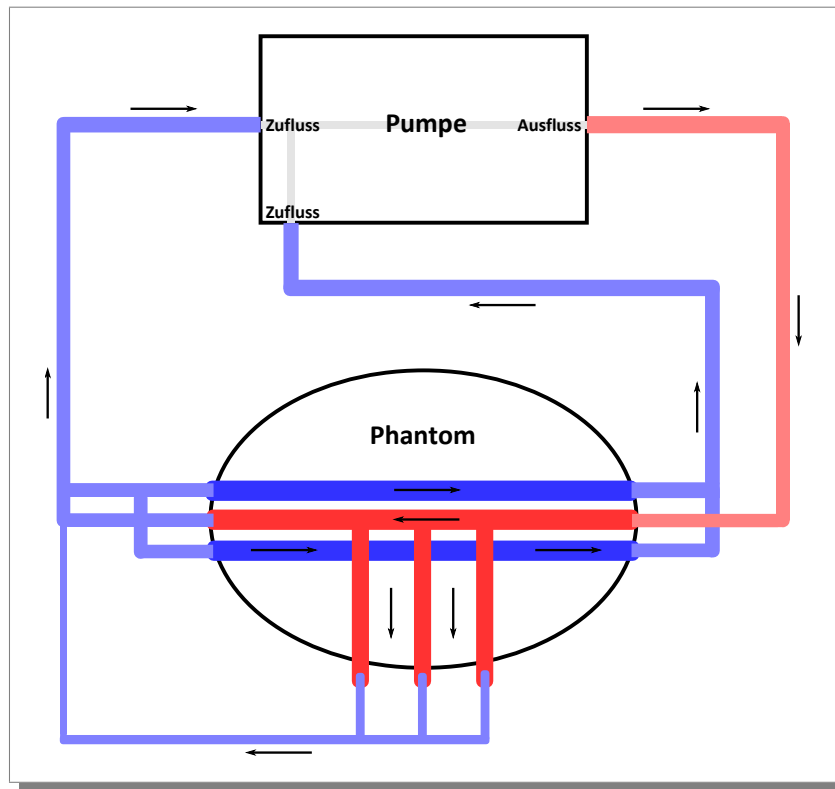


Abbildung 3.5.: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DES KREISLAUFS IM ASTMA-PHANTOM. Das Phantom ist als Ellipse symbolisiert, darin sind die LIMA und die 3 Interkostalararterien in rot, die Venen in blau dargestellt. Der „arterielle“ und „venöse“ Weg der BMF ist in rot bzw. blau abgebildet und führte zunächst von der Pumpe durch die LIMA und die Interkostalararterien, welchen dünnere Silikonschläuche zur Erhöhung des Flusswiderstands nachgeschaltet wurden. Eine Verzweigung der Verbindungsschläuche nach dem „arteriellen“ Teil und vor dem Rückfluss in die Pumpe ermöglichte die Perfusion der modellierten Venen. Pfeile zeigen im Bild die Flussrichtung der BMF an.

welche den Strömungswiderstand in den Interkostalararterien im Phantom erhöhten. Schematisch wird dies in Abbildung 3.5 verdeutlicht.

Funktionsweise und Steuerung der Pumpe

Zur Simulation des Flusses in der LIMA wurde eine im ICCAS konstruierte Pumpe verwendet, deren Aufbau und Steuerung in Abbildung 3.6 schematisch illustriert wird.

Die verwendete Wasserpumpe förderte bei einer Betriebsspannung von 12 V Gleichspannung mit maximaler Leistung. Zur Graduierung dieser Leistung wurde die Wasserpumpe über eine Pulsweitenmodulation (PWM) angesteuert. Diese generierte zyklisch mit einer Frequenz von 2 kHz Impulse einer Rechteckspannung mit einer

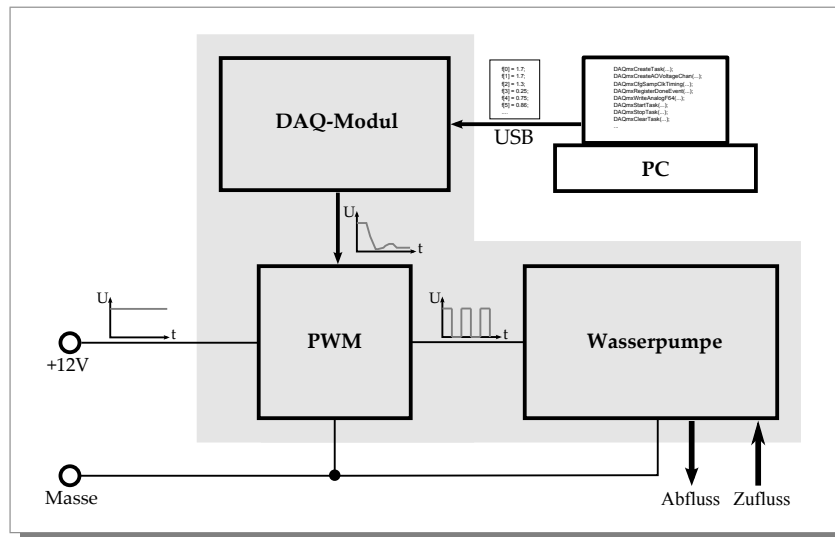


Abbildung 3.6.: SCHEMATISCHER AUFBAU DER PUMPE UND PUMPENSTEUERUNG. Zur Perfusion des Phantoms wurde eine Wasserpumpe verwendet, welche über eine Pulsweitenmodulation (PWM) und ein Data-Acquisition-Modul (DAQ-Modul) von einem PC gesteuert wurde. Die PWM zerteilte eine 12 V-Gleichspannung, welche die Pumpe mit Vollast betrieben hätte, proportional zu einem Steuersignal und stellte so die Leistung der Pumpe ein. Über einen PC und das DAQ-Modul konnte der PWM zyklisch ein Profil von Steuerspannungen zugeführt werden, was die dynamische Graduierung des durch die Pumpe erzeugten Flusses ermöglichte.

Amplitude von 12 V zum Betrieb der Pumpe. Die Dauer einzelner durch die PWM erzeugter Impulse konnte über eine Steuerspannung zwischen 0 ms (bei 0 V) und 0,5 ms (bei 10 V) eingestellt werden. Dies resultierte darin, dass die Pumpe bei einer PWM-Steuerspannung von 10 V mit einer kontinuierliche Spannung von 12 V und damit Maximalleistung betrieben wurde, bei einer Steuerspannung von 0 V die Pumpe stillstand und bei beispielsweise 5 V Steuerspannung Rechteckimpulse von 12 V Amplitude, 0,25 ms Dauer und einer gleich langen Pause zwischen den Impulsen generiert wurden - der Pumpe also effektiv 50% der Betriebsspannung angeboten wurde. Auf diese Weise konnte die effektive Spannung, mit der die Wasserpumpe betrieben wurde und damit deren Leistung proportional eingestellt werden. Durch Verwendung eines Data-Acquisition-Modul (NI-DAQPad 6015, siehe auch Tabelle 3.2 auf Seite 40) wurde die Einstellung der Steuerspannungen über einen PC mittels USB-Verbindung realisierbar.

Zur Programmierung des Data-Acquisition-Moduls (DAQ-Modul) und Erzeugung von Flussprofilen mit der Pumpe wurde eigens ein Programm mit der Software Microsoft Visual Studio 2003 in der Programmiersprache C++ entwickelt (s. Tabelle 3.5). Das Programm setzte sich aus zwei Modulen zusammen. Das erste Modul steuerte

Gerät/Software	Hersteller
Microsoft Visual Studio 2003 wxWidgets 2.6	Microsoft Corporation, Redmond, USA Quelloffene Klassenbibliothek, http://www.wxwidgets.org/

Tabelle 3.5.: SOFTWARE ZUR PROGRAMMIERUNG DER PUMPENSOFTWARE.

als Schnittstelle zum DAQ-Modul die Pumpe und nutzte hierfür die vom Hersteller des DAQ-Moduls bereitgestellte Treiberbibliothek und Programmierschnittstelle. Es erhielt als Eingabe ein Datenfeld mit Fließkommawerten, welches in den Speicher des Moduls geladen wurde. Beim Starten der Flusssimulation wurde das Gerät angewiesen, die Werte aus diesem Datenfeld als Profil von Steuerspannungen über einen der Analogausgänge des Moduls an die PWM zyklisch mit einer definierten Wiederholfrequenz auszugeben. Auf diese Weise konnten frei konfigurierbare Steuerprofile generiert und an die PWM der Pumpe ausgegeben werden, wodurch bei geeigneten Spannungswerten der Fluss in einem arteriellen Gefäß simuliert werden konnte.

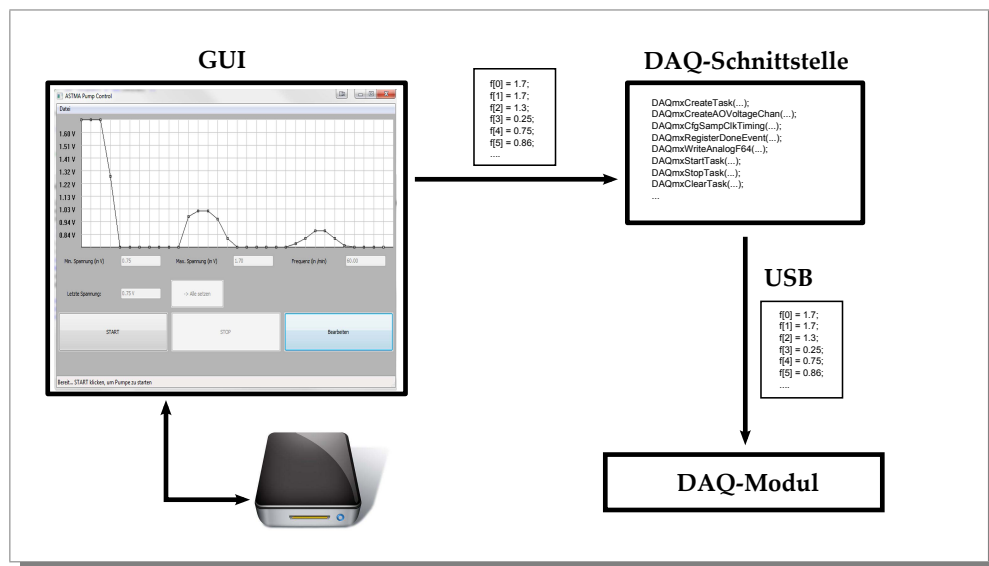


Abbildung 3.7.: PROGRAMM ZUR STEUERUNG DER PUMPE. Die Abbildung verdeutlicht den Aufbau des Programms zur Pumpensteuerung. Über die graphische Benutzeroberfläche (GUI) der Pumpe konnten Steuerprofile eingestellt, sowie gespeichert und geladen werden. Über die Schaltflächen „Start“ und „Stop“ wurde die Pumpe ein- und ausgeschaltet. Dabei wurde ein Datenfeld mit Steuerspannungen über das Schnittstellenmodul des Programms an das DAQ-Modul der Pumpe gesendet.

Das zweite Modul wurde zur komfortablen und benutzerfreundlichen Bedienung und Steuerung der Pumpe entwickelt und stellt die graphische Benutzeroberfläche (Graphical User Interface, GUI) des Programms dar, welche unter Verwendung der freien Programmierbibliothek wxWidgets 2.6 entwickelt wurde. In dieser Oberfläche konnten nun Steuerprofile intuitiv durch verschieben von 32 Schiebereglern, welche Spannungswerte repräsentierten, angelegt werden. Einmal erzeugte Steuerprofile konnten abgespeichert, erneut geladen und beliebig modifiziert werden. Durch Festlegung einer minimalen und maximalen Steuerspannung konnten die Profile skaliert und verschoben werden, weiterhin wurde die Einstellung der Zyklusfrequenz, mit der diese Steuerprofile an die PWM ausgegeben werden sollten, gestattet. Über die Oberfläche konnte die Simulation gestartet werden, wobei die eingestellten oder geladenen Steuerspannungswerte an das erste Programmmodul übergeben wurden. Die beschriebenen Zusammenhänge werden schematisch in Abbildung 3.7 dargestellt. Die Funktion der Pumpe und deren Verhalten bei Ansteuerung mit unterschiedlichen Steuerspannungen wurde in einem Experiment überprüft, welches in Anhang A auf Seite 123ff. erläutert wird. Dort werden auch die schließlich verwendeten Steuerspannungen für die Flusssimulation im ASTMA-Phantom angegeben.

3.2 Die ASTMA-Phantom-Validierungsstudie

3.2.1 Studiendesign

Zur Überprüfung, inwiefern das ASTMA-Phantom die Anforderungen erfüllte, welche in Abschnitt 3.1 auf Seite 31ff. erörtert wurden, wurde eine Validierungsstudie entworfen und durchgeführt. Die Hypothesen für diese Studie ergaben sich dabei direkt aus den dargestellten Anforderungen. Anforderung 1a wurde nicht explizit als Hypothese aufgenommen, da das Vorhandensein der notwendigen Strukturen bereits beim Entwurf des Phantoms berücksichtigt wurde. Dabei wurde also unterstellt, dass das 3-Kompartimente-Modell die wichtigsten Strukturen ausreichend erfasste. Folgende Hypothesen wurden aufgestellt, wobei stets der Mensch formell als Referenz betrachtet wurde:

1. **Hypothese:** *Anatomische Validität*

- a) Die Anatomie der Rippen, des Weichteilgewebe und der Gefäße sind im Phantom mit der korrespondierenden Anatomie des Menschen gut vergleichbar modelliert (Anforderung 1b).

- b) Der Zugang zur inneren Thoraxwand im Phantom entspricht gut dem Zugang zu dieser beim Menschen während eines operativen Eingriffs in Sternotomie (Anforderung 1c).

2. **Hypothese:** *Physiologische Validität*

- a) Der in der modellierten LIMA vorhandene Fluss ist mit dem Fluss in der menschlichen LIMA gut vergleichbar simuliert (Anforderung 2a).
- b) Die modellierten Strukturen sind duplexsonographisch mit dem Menschen gut vergleichbar nachgebildet (Anforderung 2b).
- c) Die subjektiv haptischen Eigenschaften des Weichteilgewebes sind mit denen des menschlichen Weichteilgewebes gut vergleichbar (Anforderung 2c).

3. **Hypothese:** Die messbaren Eigenschaften bleiben über einen längeren Zeitraum (zumindest für die Dauer der Studie) konstant (Anforderung 3).

Aus der Überlegung, dass Untersuchungen am Phantom bei ausreichender anatomischer und physiologischer Validität ermöglichen sollen, auch die Eignung der durch das Assistenzsystem angewendeten Methoden zu evaluieren, ergab sich darüber hinaus für das ASTMA-System konkretisiert eine weitere Hypothese:

4. **Hypothese:** Duplexsonographie ist gut geeignet, die LIMA an der menschlichen Thoraxwand zu verfolgen.

Zur Bewertung dieser Hypothesen wurden Items definiert, welche jeweils einen Teilaspekt der zugehörigen Hypothese erfassten. Die verwendeten Items ließen sich dabei formell in zwei Kategorien unterteilen: Rein physikalisch bestimmte Parameter wie Flussgeschwindigkeiten und Durchmesser von Gefäßen, sowie überwiegend subjektiv zu beurteilende Parameter, die sich nicht ohne weiteres abstrakt physikalisch beschreiben ließen, wie zum Beispiel die Güte der Nachbildung von Formen oder Gefäßverläufen. Zur Beurteilung dieser beiden Itemgruppen wurde eine Probandenstudie durchgeführt, in welcher die teilnehmenden Probanden über einen für die Studie entwickelten Fragebogen durch ein Experiment geleitet wurden und subjektive Parameter auf einer 5-Punkte-Rating-Skala (ordinales Skalenniveau) beurteilen, sowie physikalische Parameter messen sollten. Der verwendete Fragebogen ist im Anhang auf Seite 131ff. einsehbar.

Als Probanden nahmen Ärzte teil, welche über Erfahrung im Fachbereich Herzchirurgie verfügten und/oder Erfahrung mit Duplexultraschallbildgebung vorweisen konn-

Gerät/Software	Hersteller
Vivid 7 Ultrasound Machine	General Electric Corporation, Fairfield, USA
Ultraschallsonde i13L	General Electric Corporation, Fairfield, USA

Tabelle 3.6.: ULTRASCHALLGERÄT UND -SONDE FÜR DAS VALIDIERUNGSEXPERIMENT.

ten. Ersterer Erfahrungsbereich wurde für die Beurteilung der eher visuell-haptischen und anatomischen Eigenschaften des Phantoms als wichtig erachtet, letzterer für die Beurteilung der duplexsonographischen Qualitäten. Da beide Erfahrungsbereiche sowohl theoretisch als auch im Fragebogen als nebeneinander stehend betrachtet werden konnten, mussten einzelne Ärzte nicht beide Einschlusskriterien erfüllen, um zumindest für einen Teilbereich der Studie aussagekräftige Einschätzungen abgeben zu können. So konnte ein Radiologe mit Ultraschallerfahrung durchaus die duplexsonographischen Eigenschaften beurteilen, wobei dessen Aussagen zu den haptischen Eigenschaften eventuell vernachlässigt werden sollten, umgekehrt bei einem duplexsonographisch unerfahrenen Herzchirurgen. Es wurden daher für die Auswertung durchweg zwei Probandenkollektive gebildet, wobei entsprechend erfahrene Probanden in beiden Gruppen ausgewertet wurden. Nachfolgend werden diese Gruppen als *Anatomiegruppe* und *Sonographiegruppe* entsprechend bezeichnet. Alle Probanden erhielten einen identischen Fragebogen und beantworteten unabhängig von ihrer Erfahrung jeweils alle Fragen. Die Items der Studie werden zusammen mit den Ergebnissen ab Seite 59 und in Tabelle 3.7 dargestellt.

Zum Zeitpunkt der Durchführung der Studie waren keine Arbeiten veröffentlicht, in denen ein anthropomorphes Phantom hinsichtlich der Anatomie und Physiologie untersucht wurde. Für die Wahl des Studiendesign blieb daher nur die Orientierung an mehr oder weniger vergleichbaren Studien, wie sie bspw. zur Bewertung von Virtual-Reality-Systemen beschrieben sind.^{75,88,121,129,143}

Item	Einheit	Skala	Gruppe
Form des Phantoms		ordinal	Anatomiegruppe
Größe des Phantoms		ordinal	Anatomiegruppe
Form der Rippen		ordinal	Anatomiegruppe

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

Item	Einheit	Skala	Gruppe
Lage der Rippen		ordinal	Anatomiegruppe
Form der inneren Thoraxwand		ordinal	Anatomiegruppe
Verlauf der LIMA		ordinal	Anatomiegruppe
Verlauf der Venen		ordinal	Anatomiegruppe
Verlauf der Interkostalarterien		ordinal	Anatomiegruppe
Lage der LIMA		ordinal	Anatomiegruppe
Lage der Venen		ordinal	Anatomiegruppe
Abstand zwischen LIMA und Venen		ordinal	Anatomiegruppe
Länge des LIMA-Abschnitts		ordinal	Anatomiegruppe
Lumen der LIMA	mm	metrisch	Sonographiegruppe
Lumen einer Vene	mm	metrisch	Sonographiegruppe
Lumen einer Interkostalarterie	mm	metrisch	Sonographiegruppe
Zugang zur inneren Thoraxwand		ordinal	Anatomiegruppe
Sonogr. Ähnlichkeit der Rippen		ordinal	Sonographiegruppe
Sonogr. Ähnlichkeit der Weichteilgewebes		ordinal	Sonographiegruppe
Sonogr. Ähnlichkeit der Gefäße		ordinal	Sonographiegruppe
Sonogr. Artefakte durch Rippen		ordinal	Sonographiegruppe
Sonogr. Artefakte durch Weichteilgewebe		ordinal	Sonographiegruppe
Sonogr. Artefakte durch Gefäße		ordinal	Sonographiegruppe
Fluss im Duplex-Mode		ordinal	Sonographiegruppe
Fluss im PW-Modus		ordinal	Sonographiegruppe
Peak systolic velocity (PSV)	$\frac{m}{s}$	metrisch	Sonographiegruppe
Mean systolic velocity (MSV)	$\frac{m}{s}$	metrisch	Sonographiegruppe
Peak diastolic velocity (PDV)	$\frac{m}{s}$	metrisch	Sonographiegruppe
Mean diastolic velocity (MDV)	$\frac{m}{s}$	metrisch	Sonographiegruppe
Enddiastolic velocity (EDV)	$\frac{m}{s}$	metrisch	Sonographiegruppe
Mean velocity (MV)	$\frac{m}{s}$	metrisch	Sonographiegruppe
Systolic velocity time integral (SVTI)	cm	metrisch	Sonographiegruppe
Diastolic velocity time integral (DV-TI)	cm	metrisch	Sonographiegruppe

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

Item	Einheit	Skala	Gruppe
Total velocity time integral (TVTI)	cm	metrisch	Sonographiegruppe
Systolendauer	ms	metrisch	Sonographiegruppe
Diastolendauer	ms	metrisch	Sonographiegruppe
Dopplerwinkel	Grad	metrisch	Sonographiegruppe
Unterscheidbarkeit von Arterien und Venen		ordinal	Sonographiegruppe
Darstellbarkeit von Gefäßabgängen		ordinal	Sonographiegruppe
Verfolgbarkeit der LIMA		ordinal	Sonographiegruppe
Qualität der Weichteilgewebeoberfläche		ordinal	Anatomiegruppe
Glätte des Weichteilgewebes		ordinal	Anatomiegruppe
Konsistenz des Weichteilgewebes		ordinal	Anatomiegruppe
Härte des Weichteilgewebes		ordinal	Anatomiegruppe
Kontakt der Ultraschallsonde mit dem TMM		ordinal	Sonographiegruppe
Qualität des LIMA-Pulses		ordinal	Anatomiegruppe

Tabelle 3.7.: ITEMS DER VALIDIERUNGSSTUDIE. *Angegeben ist die Bezeichnung des Items, die zugehörige Einheit (soweit vorhanden), das erreichte Skalenniveau und die Probandengruppe, die für die Auswertung des Items berücksichtigt wurde.*

3.2.2 Durchführung der Studie

Der experimentelle Aufbau zur Durchführung der Validierungsstudie wird in Abbildung 3.8 dargestellt. Vor Beginn der Experimente wurde das ASTMA-Phantom an die Pumpe angeschlossen und in seinen Ausgangszustand versetzt (Thorax ist zugeklappt). Zu Anfang jedes Versuchstages wurde die Pumpe nach Anschluss des Phantoms zunächst für mindestens 20 Minuten gleichförmig betrieben, um Schaum aus dem Pumpentank und den zu- und ableitenden Schläuchen zu beseitigen, welcher insbesondere beim Befüllen des Tanks entstand und ausgeprägte Ultraschallartefakte verursacht hätte. Das Phantom wurde so positioniert, dass der jeweilige untersuchende Proband dieses mit der rechten Hand, in welcher er die Sonographiesonde führte, gut erreichen konnte, während er gleichzeitig mit der linken Hand das Sonographiegerät bediente. Dieses wurde zu Beginn der Experimente stets in den B-Mode geschaltet und durch eine vor Studienbeginn festgelegte Einstellung vorkonfiguriert (siehe Ta-

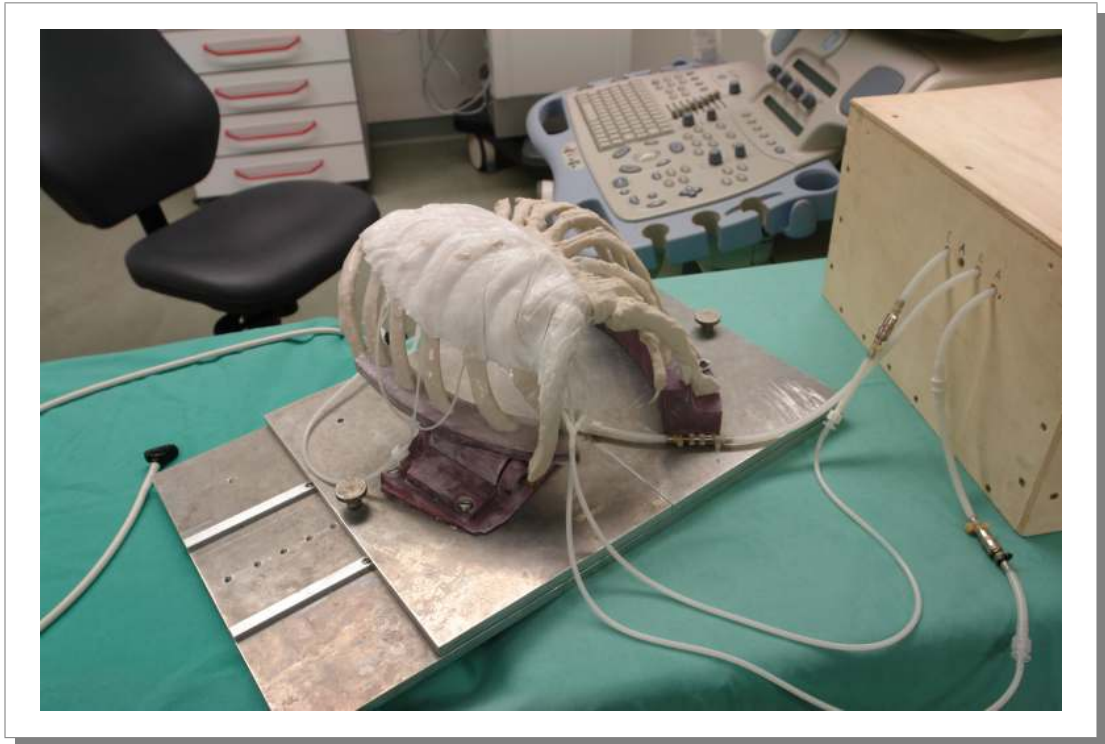


Abbildung 3.8.: EXPERIMENTELLES SETUP DER PHANTOMVALIDIERUNGSSTUDIE. Man sieht das aufgebaute Phantom, rechts die Pumpe, welche mit ihren Steuerbauteilen in einer Holzkiste installiert worden war, und im Hintergrund die Bedienkonsole des Sonographiergeräts.

belle 3.8), wobei es den Probanden freistand, diese Einstellung anzupassen. Während die Probanden den Fragebogen bearbeiteten, wurden deren Kommentare zusätzlich möglichst wörtlich protokolliert, weiterhin wurde Platz für freie Anmerkungen am Ende des Fragebogens zur Verfügung gestellt. Abbildung 3.9 zeigt schematisch den Ablauf des mit den Probanden durchgeführten Experiments.

Für die Studie und die Vorarbeiten wurde das Sonographiergerät Vivid7 in Verbindung mit der Ultraschallsonde i13L (Hersteller jeweils General Electric, siehe Tabelle 3.6 auf Seite 51) verwendet. Die verwendete Sonde wird als intraoperative Ultraschallsonde vertrieben und erlaubt durch die verwendete Schallfrequenz von 8 – 13 MHz auch die hochauflösende Darstellung kleinerer sondennaher Strukturen. Sowohl das verwendete Ultraschallgerät als auch die -sonde wurden ebenfalls für die Bildgebung durch den ASTMA-Roboter verwendet.

Parameter	Einstellung
B-Modus	
Frequenz	10,0 MHz
Power	-3 dB
Schalltiefe	2,0 cm
Duplexmodus	
Frequenz	7,8 MHz
Gain	-19 dB
Scale	3,50 kHz
LVRej	5,51 $\frac{cm}{s}$
Dopplermodus	
Frequenz	5,8 MHz
Scale	99,8 $\frac{cm}{s}$
LVRej	0,7 $\frac{cm}{s}$

Tabelle 3.8.: AUSGANGSEINSTELLUNG DES SONOGRAPHIEGERÄTES. Die aufgelisteten Einstellungen wurden als Voreinstellung im Sonographiegerät abgespeichert und vor jeder Versuchsdurchführung geladen.

Software	Hersteller
SPSS 15	SPSS Inc., Chicago, USA
Microsoft Excel 2003	Microsoft Corporation, Redmond, USA

Tabelle 3.9.: SOFTWARE ZUR STATISTISCHEN AUSWERTUNG DER PHANTOMVALIDIERUNGSSTUDIE.

3.2.3 Statistische Auswertung

Zur Auswertung der erhobenen Daten wurden zunächst die Probanden in Abhängigkeit ihrer Erfahrung mit Duplexsonographie und koronaren Bypassoperationen in die genannten Gruppen (*Anatomiegruppe* oder/und *Sonographiegruppe*) eingeteilt und es wurde festgelegt, welche Probandengruppe zur Beurteilung welcher Items berücksichtigt werden sollte. Die Stratifizierung erfolgte nach den in Tabelle 3.10 auf Seite 57 genannten Kriterien. Jedes Item wurde nun zunächst deskriptiv ausgewertet (Berechnung der Mittelwerte, Standardfehler bzw. Standardabweichungen und Mediane), sowie auf Korrelationen mit anderen Items überprüft.

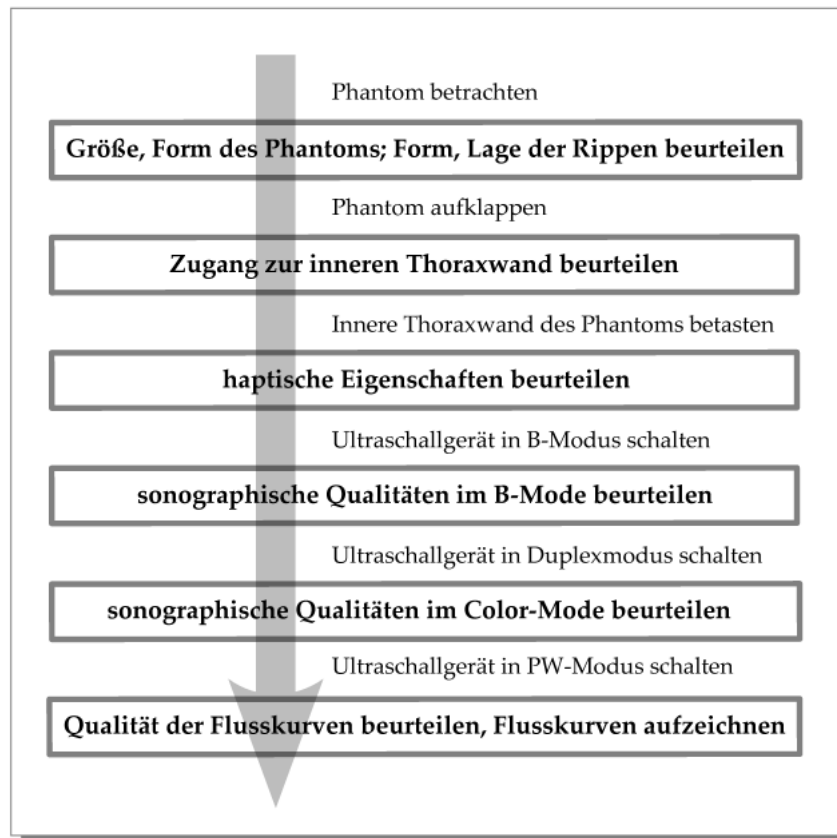


Abbildung 3.9.: ABLAUF EINES VALIDIERUNGSEXPERIMENTS. *Durch Anweisungen im Fragebogen wurden die Probanden durch das Experiment geführt, wobei sie verschiedene Aspekte des Phantoms beurteilen sollten.*

Um auch den unterschiedlichen Erfahrungen der Probanden innerhalb der Gruppen und einem eventuell daraus entstehenden systematischen Einfluss Rechnung zu tragen, wurden die Probanden der beiden Gruppen weiter in jeweils zwei Subgruppen stratifiziert (erfahrenere Probanden oder „Adepte“ und weniger erfahrene Probanden oder „Novizen“). Die Ergebnisse der Beurteilung durch die Subgruppen wurden miteinander verglichen und einzelne Items mit den für sie relevanten erhobenen Erfahrungsparametern korreliert.

Zur Bestimmung der zeitlichen Konstanz der gemessenen Parameter (Anforderung 3) wurden beide Probandengruppen anhand des Teilnahmezeitpunkts in zwei Hälften unterteilt und diese einander gegenübergestellt, wobei die so entstandenen Untergruppen wiederum verglichen wurden. Ebenfalls wurden Korrelationen der Items mit dem Zeitpunkt der Erhebung berechnet.

Die statistische Auswertung erfolgte mit der Statistiksoftware SPSS 15.0 (siehe auch Tabelle 3.9). Folgende statistische Methoden wurden zur Auswertung der Daten angewendet:

	Item	Kriterium
Anatomiegruppe		
Novizen	Teilnahme an LIMA-Präparationen	mind. 30
Adepten	Eigenständige LIMA-Präparationen	mind. 20
Sonographiegruppe		
Novizen	Duplexuntersuchungen	mind. 20
Adepten	Duplexuntersuchungen	mind. 200

Tabelle 3.10.: EINSCHLUSSKRITERIEN FÜR DIE VALIDIERUNGSSTUDIE DES ASTMA-PHANTOMS. *Die teilnehmenden Probanden wurden nach ihrer Sonographie- und Operationserfahrung der Sonographie- oder Anatomiegruppe oder beiden Gruppen zugeordnet sowie in Subgruppen unterteilt.*

Gruppenvergleiche

Für ordinalskalierte Daten wurde zur Berechnung der Signifikanz von Vergleichen zwischen den Gruppen der Mann-Whitney-U-Test verwendet. Da die vorliegenden Daten überwiegend ordinales Skalenniveau erreichten, wurde dieser Test durchgeführt, wenn im Text nicht explizit ein anderer Test genannt wird. Für metrische Daten wurden T-Tests durchgeführt, wenn im Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest eine Normalverteilung nicht ausgeschlossen werden konnte (Signifikanzen dieses Tests sind nicht angegeben). Zum Test auf Hetero- oder Homoskedastizität von Varianzen wurde der Levene-Test angewendet. Das gewählte Signifikanzniveau lag jeweils bei 5% („signifikant“), bzw. 1% („hochsignifikant“), es sind entsprechend die berechneten p -Werte angegeben und signifikante und hochsignifikante p -Werte mit * bzw. ** gekennzeichnet.

Korrelationsanalysen und Skalenbildung

Zur Analyse von Korrelationen zwischen ordinalskalierten Items oder zwischen ordinalskalierten und metrischen Items wurde Spearman's rho r_ρ als Korrelationsmaß berechnet. Korrelationen zwischen metrischen Daten wurden, wenn nicht anders angegeben, mit Pearson's Korrelationskoeffizient r beschrieben. Auch hier wurden berechnete p -Werte angegeben und die gleichen Signifikanzniveaus und Symboliken

wie für die Gruppenvergleiche verwendet. Es sind jedoch nur Korrelationen näher angegeben, die entweder signifikant waren oder Signifikanz fast erreichten. Wenn wechselseitige Korrelationen zwischen Items bestanden, wurden partielle Korrelationen zur weiteren Beschreibung der Daten berechnet. Zur Analyse der Kovarianzen und Abhängigkeiten verschiedener gemessener Flussgeschwindigkeitsparameter wurde weiterhin eine Hauptkomponentenanalyse durchgeführt.

Qualitative Daten einer Hypothese wurden auf die Möglichkeit der Zusammenfassung als Skala hin überprüft. Hierfür wurde Cronbach's α als Maß für die innere Konsistenz der Items berechnet.

Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der Validierungsstudie für das ASTMA-Phantom vorgestellt. Wie in Abschnitt 3.2.1 auf Seite 49ff. beschrieben, wurde für die Validierung ein Fragebogen erstellt, in welchem Items zu den dargelegten Hypothesen erfragt wurden. Die Ergebnisse der Validierung werden nach Anforderung bzw. Hypothese eingeteilt dargelegt und die zu jeder Hypothese zugehörigen Items erläutert. Zunächst werden die zum Probandenkollektiv erhobenen allgemeinen Daten wiedergegeben.

4.1 Probandenkollektiv

An der Validierung des Phantoms nahmen insgesamt 18 Ärzte als Probanden teil. Jeder der Probanden führte das gleiche Experiment, beschrieben unter Abschnitt 3.2.2 auf Seite 53f. durch. Im verwendeten Fragebogen wurden neben den für die Validierungsstudie direkt bedeutsamen Items auch allgemeine Daten zu den Probanden erhoben, welche entweder der Zuordnung zu einer der Probandengruppen dienten oder allgemein informativer Natur waren. Die Studie wurde anonymisiert durchgeführt.

Von den 18 Probanden waren 13 Ärzte und 4 Ärztinnen, welche zum Zeitpunkt der Studie im Mittel 34,0 Jahre alt waren (zwei Probanden gaben ihr Alter nicht an). 15 der Probanden waren in der Herzchirurgie tätig, wovon 3 Fachärzte und 13 Ärzte in Weiterbildung waren. Ein Proband war Facharzt für Kardiologie, ein weiterer Facharzt für Radiologie, beide ohne vorhergehende Tätigkeit in einer chirurgischen Abteilung. Die Probanden waren im Mittel seit 7,2 Jahren in ihrer jeweiligen Fachrichtung tätig.

Um die Probanden wie in Abschnitt 3.2.1 beschrieben entsprechend ihrer Erfahrung in eine *Anatomiegruppe* und eine *Sonographiegruppe* zu unterteilen, wurde diese zu ihrer Sonographie- und Bypassoperationserfahrung befragt. Die Einteilung erfolgte dann anhand der in Tabelle 3.10 auf Seite 57 dargestellten Kriterien. Um einen weiteren Einfluss der Erfahrung der Probanden auf die Beurteilung der Eigenschaften des Phantoms zu untersuchen, wurden die Probanden der einzelnen Gruppen in eine Novizen- und Adeptensubgruppe weiter unterteilt. Die Kriterien hierfür sind ebenfalls in Tabelle 3.10 auf Seite 57 dargestellt und wurden so gewählt, dass etwa die gleiche Zahl an Probanden jeder Subgruppe zugeordnet werden konnte. Ein Proband wurde nachträglich von der Auswertung ausgeschlossen, da er die Einschlusskriterien für keine der Gruppen erfüllte, so dass insgesamt 17 Probanden für die Auswertung der Studie berücksichtigt wurden.

4.1.1 Anatomiegruppe

	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Min. - Max.
Anatomiegruppe (n = 13)		
Dauer der Tätigkeit in Fachrichtung	7,1 J. \pm 1,1 J.	2,0 - 15,0 J.
Teilnahmen an LIMA-Präparationen	638,5 \pm 278,1	30 - 3500
Eigenständige LIMA-Präparationen	97,9 \pm 46,2	0 - 500
Novizen (n = 6)		
Dauer der Tätigkeit in Fachrichtung	3,8 J. \pm 0,5 J.	2,0 - 5,0 J.
Teilnahmen an LIMA-Präparationen	170,0 \pm 77,8	30 - 500
Eigenständige LIMA-Präparationen	2,8 \pm 2,3	0 - 14
Adepten (n = 7)		
Dauer der Tätigkeit in Fachrichtung	9,9 J. \pm 1,2 J.	6,0 - 15,0 J.
Teilnahmen an LIMA-Präparationen	1040,0 \pm 474,0	80 - 3500
Eigenständige LIMA-Präparationen	179,3 \pm 74,4	20 - 500

Tabelle 4.1.: ANATOMIEGRUPPPE. Charakterisierung der Anatomiegruppe und der Novizen- und Adeptensubgruppen hinsichtlich ihrer Erfahrung mit LIMA-Präparationen und der Dauer der ärztlichen Tätigkeit in der jeweiligen Fachrichtung der Probanden. (\bar{x} : Mittelwert; σ_n : Standardfehler des Mittelwerts; Min.: Minimumwert; Max.: Maximumwert).

13 Probanden erfüllten die Einschlusskriterien für die *Anatomiegruppe*. Alle Probanden waren zum Zeitpunkt der Studie in der Herzchirurgie tätig (Mittelwert 7,1 Jahre). Sie hatten dabei an 30 bis 3500 LIMA-Präparationen teilgenommen (Mittelwert 638,5) und gaben an, bis zu 500 LIMAs selbständig präpariert zu haben (Mittelwert 97,9).

Von diesen Probanden wurden sechs der Novizen- und sieben der Adeptensubgruppe zugeordnet. Die Novizen waren im Mittel für 3,8 Jahre in der Herzchirurgie tätig. Sie nahmen durchschnittlich an 170 LIMA-Präparationen teil und führten 2,8 Präparationen eigenständig durch. Die Adepten führten im Mittel 179,3 LIMA-Präparationen eigenständig durch und nahmen an 1040 LIMA-Präparationen teil. Tabelle 4.1 gibt hierzu einen Überblick. Zum Zeitpunkt der Studie war keiner der Novizen Facharzt, drei der sieben Probanden in der Adeptensubgruppe waren Fachärzte für Herzchirurgie, wobei alle Adepten mindestens sechs Jahre Erfahrung in diesem Fachbereich vorweisen konnten.

4.1.2 Sonographiegruppe

	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Min. - Max.
Sonographiegruppe (n = 13)		
Dauer der Tätigkeit in Fachrichtung	7,1 J. \pm 1,5 J.	2,0 - 20,0 J.
Duplexuntersuchungen	7842,3 \pm 7679,1	20 - 100000
Novizen (n = 6)		
Dauer der Tätigkeit in Fachrichtung	4,3 J. \pm 1,4 J.	2,0 - 11,0 J.
Duplexuntersuchungen	41,7 \pm 12,5	20 - 100
Adepten (n = 7)		
Dauer der Tätigkeit in Fachrichtung	9,4 J. \pm 2,3 J.	4,0 - 20,0 J.
Duplexuntersuchungen	14528,6 \pm 14245,3	200 - 100000

Tabelle 4.2.: SONOGRAPHIEGRUPPE. Charakterisierung der Sonographiegruppe und der Novizen- und Adeptensubgruppen hinsichtlich ihrer Erfahrung im Bereich der Duplexsonographie und der Dauer der ärztlichen Tätigkeit in der jeweiligen Fachrichtung der Probanden. (\bar{x} : Mittelwert; σ_n : Standardfehler des Mittelwerts; Min.: Minimumwert; Max.: Maximumwert).

Die Einschlusskriterien für die Sonographiegruppe erfüllten ebenfalls 13 Probanden. Von diesen waren 11 zum Zeitpunkt der Studie in der Herzchirurgie tätig, ein Proband war Facharzt für Kardiologie, ein Proband Facharzt für Radiologie. Im Mittel waren

alle Probanden dieser Gruppe für 7,1 Jahre in ihrer jeweiligen Fachrichtung tätig und führten in diesem Rahmen zwischen 20 und etwa 100000 Duplexultraschalluntersuchungen durch (Mittelwert 7842,3; Median 200).

Auch in der Sonographiegruppe wurden sechs Probanden der Novizen- und sieben der Adeptensubgruppe zugewiesen. Im Mittel waren die Novizen für 4,3 Jahre in ihrer jeweiligen Fachrichtung tätig, ein Proband war Facharzt für Radiologie, die anderen Probanden Ärzte in Weiterbildung in der Herzchirurgie. Die Probanden der Novizengruppe hatten im Mittel 41,7 Duplexuntersuchungen durchgeführt. In der Gruppe der Adepten waren drei der sieben Probanden Fachärzte, davon ein Facharzt für Kardiologie und zwei Fachärzte für Herzchirurgie. Im Mittel führten diese 14528,6 Duplexuntersuchungen durch, im Median 250. Dieser ausgeprägte Unterschied der Lagemaße ist darin begründet, dass ein Proband zum Zeitpunkt der Studie deutlich mehr Untersuchungen durchgeführt hatte als alle anderen (ca. 100000). Ein Überblick wird in Tabelle 4.2 gegeben.

4.2 Anatomische Validität des ASTMA-Phantoms

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der Beurteilung der anatomischen Validität dargestellt und damit, inwiefern das Phantom Anforderung bzw. Hypothese 1 erfüllte (siehe auch Abschnitt 3.1.1 und 3.2.1 auf Seite 31ff. bzw. 49ff.). Hierzu wurden die inneren und äußeren geometrischen Eigenschaften des Phantoms und der enthaltenen Strukturen sowie der simulierte Zugang zum OP-Gebiet im Fragebogen erfragt.

4.2.1 Anatomie/Geometrie der modellierten Strukturen

Die Items, durch welche der geometrische Aufbau des Phantoms eingeschätzt werden sollte, bezogen sich sowohl auf die Geometrie des Phantoms insgesamt (Größe und Form), sowie auf dessen einzelne Bestandteile, also das Knochenmodell (Sternum, Rippen) und einzelne Aspekte des TMM und der modellierten Gefäße. Für die Beurteilung wurden die Probanden der *Anatomiegruppe* berücksichtigt, da diese durch ihre operative Tätigkeit die größere Erfahrung der Anatomie der menschlichen Thoraxwand haben sollten, im Vergleich zu welcher das Phantom eingeschätzt werden sollte. Als Eigenschaften der Rippen wurden deren Größe, Form und anatomische Lage erfasst. Das grundsätzlich amorphe TMM wurde hinsichtlich der für die Funktion des ASTMA-Systems wichtigen Form der ventralen inneren Thoraxwandoberfläche qualitativ bewertet. Die Gefäße wurden unter Verwendung des Sonographiegeräts

bezüglich ihrer Lage in Relation zur Oberfläche, ihrer Länge und ihres Verlaufs im Phantom, sowie des Abstands von LIMA und Venen beurteilt. Auch hier wurden die Aussagen der *Anatomiegruppe* berücksichtigt, da deren Erfahrung für die Beurteilung der Gefäßverläufe als größer einzustufen war. Als Maß für die Geometrie der Gefäße wurde zusätzlich deren Durchmesser duplexsonographisch bestimmt. Eine größere Abhängigkeit von der sonographischen Erfahrung war hier zu vermuten (Beeinflussung durch Druck, Umgang mit dem Ultraschallgerät, sowie Wahl der Messpunkte) so dass nur die durch die *Sonographiegruppe* gemessenen Gefäßlumina berücksichtigt wurden.

Anatomiegruppe				
Item	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	Min.	Max.
Form des Phantoms	1,77 ± 0,17	2,00	1	3
Größe des Phantoms	3,31 ± 0,13	3,00	3	4
Form der Rippen	2,08 ± 0,24	2,00	1	4
Lage der Rippen	2,00 ± 0,20	2,00	1	4
Form der inneren Thoraxwand	2,54 ± 0,24	2,00	1	4

Tabelle 4.3.: GEOMETRIE DES PHANTOMS. *Bewertung von Form und Größe des Phantoms, sowie von Form und Lage der Rippen und der Form der durch das TMM gebildeten inneren Thoraxwand durch die Anatomiegruppe. (Skala: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht; Skala für „Größe des Phantoms“: 1 ... viel zu groß, 2 ... zu groß, 3 ... weder zu groß noch zu klein, 4 ... zu klein, 5 ... viel zu klein.)*

Wie Tabelle 4.3 zu entnehmen ist, wurde sowohl die Form des gesamten Phantoms, als auch die Form der Rippen und deren Lage im Phantom von den Probanden im Mittel als „gut“ eingestuft, wobei die Bewertung der Form der Rippen und deren Lage hochsignifikant miteinander korrelierten (Spearman's $\rho(r_\rho) = 0,759$, $p = 0,003^{**}$). Eine weitere positive, jedoch nicht signifikante Korrelation fand sich für die Bewertung der Lage der Rippen und der Gesamtform des Phantoms ($r_\rho = 0,538$, $p = 0,058$). Da sich die Form der Rippen und des Phantoms auch aus der Anordnung der Rippen ergab, ist naheliegend, dass hier eine systematische Bewertung durch die Probanden erfolgte. Die drei Items ließen sich entsprechend auch mit akzeptabler Reliabilität als Skala für die äußere Geometrie des Phantoms auffassen (Cronbach's $\alpha = 0,735$).

Das Phantom wurde tendentiell als „zu klein“ beurteilt, wobei die Mehrzahl der Probanden die Phantomgröße als angemessen empfand („weder zu groß noch zu klein“). Die Form der inneren Thoraxwand wurde von den meisten Probanden (Median) als „gut“ bewertet, wobei im Mittel eine Tendenz zur Wahl des neutralen Elementes

bestand. Eine auffällige Korrelation zu den bereits genannten Parametern ließ sich weder für die Form der inneren Thoraxwand, noch für die Größe des Phantoms zeigen. Ein Proband bemerkte, dass das Substernalgewebe zu dick modelliert war.

Item	Novizen		Adepten		p-Wert
	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	
Form des Phantoms	1,83 ± 0,31	2,00	1,71 ± 0,18	2,00	1,000
Größe des Phantoms	3,33 ± 0,21	3,00	3,29 ± 0,18	3,00	1,000
Form der Rippen	1,83 ± 0,31	2,00	2,29 ± 0,36	2,00	0,498
Lage der Rippen	1,83 ± 0,17	2,00	2,14 ± 0,34	2,00	0,755
Form der inneren Thoraxwand	2,83 ± 0,31	3,00	2,29 ± 0,36	2,00	0,288

Tabelle 4.4.: GEOMETRIE DES PHANTOMS, SUBGRUPPEN. *Tabellarischer Vergleich der Subgruppen für die Parameter Form und Größe des Phantoms, Form und Lage der Rippen und der Form der inneren Thoraxwand. (Skala: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht; Skala für „Größe des Phantoms“: 1 ... viel zu groß, 2 ... zu groß, 3 ... weder zu groß noch zu klein, 4 ... zu klein, 5 ... viel zu klein.)*

Betrachtet man die Bewertungen der Novizen- und der Adeptensubgruppe zu den bisher dargestellten Parametern (siehe Tabelle 4.4), dann lassen sich allenfalls dezente Tendenzen und Unterschiede feststellen. So bestätigte die Adeptengruppe die Form der inneren Thoraxwandoberfläche des Phantoms als „gut“, während die Novizengruppe hier eher „weder gut noch schlecht“ entschied. Ein signifikanter Unterschied ließ sich hier jedoch nicht darstellen. Ebenso ließ sich keine signifikante Korrelation zwischen der operativen Erfahrung der Probanden (Dauer der Tätigkeit in der Herzchirurgie, Teilnahme an LIMA-Präparationen und selbständige LIMA-Präparationen) und den genannten Parametern nachweisen.

Während der Konstruktion des ASTMA-Phantoms wurde versucht die LIMA, Interkostalarterien und Vv. mammae internae möglichst entsprechend ihres realen Verlaufes im Menschen nachzubilden. Unabhängig von der individuellen Ultraschallenerfahrung, waren alle Probanden der *Anatomie-* und der *Sonographiegruppe* in der Lage, die Gefäßabgänge im Phantom sonographisch sicher darzustellen und die verschiedenen Gefäße zu unterscheiden. Die Bewertungen der Items zur Gefäßgeometrie sind in Tabelle 4.5 gezeigt.

Anatomiegruppe				
Item	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	Min.	Max.
Verlauf der LIMA	1,92 ± 0,18	2,00	1	3
Verlauf der Venen	2,77 ± 0,30	2,00	1	4
Verlauf der Interkostalarterien	2,31 ± 0,18	2,00	1	3
Lage der LIMA	3,38 ± 0,14	3,00	3	4
Lage der Venen	2,92 ± 0,18	3,00	2	4
Abstand zwischen LIMA und Venen	2,00 ± 0,11	2,00	1	3
Länge des LIMA-Abschnitts	3,77 ± 0,12	4,00	3	4

Tabelle 4.5.: VERLAUF UND LAGE DER GEFÄSSE. *Bewertung der Gefäße im Phantom nach den Parametern Verlauf, Lage bzgl. der Oberfläche (nur LIMA und Venen), Abstand von LIMA und Venen, sowie Länge des modellierten LIMA-Abschnitts durch die Anatomiegruppe. (Skala für „Verlauf der LIMA/Interkostalarterien/Venen“: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht; Skala für „Lage der Gefäße“: 1 ... viel zu tief, 2 ... zu tief, 3 ... neutral, 4 ... zu oberflächlich, 5 ... viel zu oberflächlich; Skala für „Abstand zwischen LIMA und Venen“: 1 ... viel zu groß, 2 ... zu groß, 3 ... neutral, 4 ... zu klein, 5 ... viel zu klein; Skala für „Länge des LIMA-Abschnitts“: 1 ... viel zu lang, 2 ... zu lang, 3 ... neutral, 4 ... zu kurz, 5 ... viel zu kurz.)*

Der Verlauf der modellierten LIMA wurde im Mittel als „gut“ eingeschätzt, ebenso der Verlauf der Interkostalarterien. Allerdings kommentierten einige Probanden, dass der Verlauf im Menschen geschlängelter zu erwarten wäre, als dies im Phantom nachgebildet war. Der Verlauf der Venen wurde mit einer Tendenz zum neutralen Element („weder gut noch schlecht“) weniger gut, von einzelnen Probanden auch als schlecht, beurteilt. Die Einschätzungen der Gefäßverläufe korrelierten nicht nennenswert miteinander, auch ließen sich die Verläufe der unterschiedlichen Gefäße nicht als Skala zusammenfassen (Cronbach's $\alpha = 0,214$).

Der Abstand zwischen LIMA und Venen wurde von der Mehrzahl der Probanden als „zu groß“ eingeschätzt. Auch wurde die Lage der LIMA als tendentiell „zu tief“ beurteilt, während die Lage der Venen als treffender empfunden wurde („weder zu oberflächlich noch zu tief“).

In der Korrelationsanalyse zeigte sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen dem als zu groß empfundenen Abstand der Gefäße zueinander und der Beurteilung von deren Verlauf oder Lage. Allerdings korrelierte der Verlauf der Venen und deren Lage relativ zur Oberfläche hochsignifikant miteinander, so dass ein als günstig eingeschätzter Verlauf der Venen mit einer eher als oberflächlich oder neutral eingeschätzten Lage einherging ($r_p = -0,744$, $p = 0,004^{**}$). Für den Verlauf und die Lage der LIMA fand sich diese Korrelation nicht. Interessanterweise stellten sich

weiterhin signifikant positive Korrelationen zwischen der Beurteilung des Verlaufs der LIMA und den zuvor bereits dargestellten Items zur Beurteilung der Geometrie des Phantoms dar ($r_\rho(\text{Verlauf der LIMA, Form des Phantoms}) = 0,655, p = 0,015^*$; $r_\rho(\text{Verlauf der LIMA, Lage der Rippen}) = 0,774, p = 0,002^{**}$): Eine wohlwollende Beurteilung der Phantomform und der Rippen ging also mit einer wohlwollenden Beurteilung des LIMA-Verlaufs einher. Ebenso korrelierte die Bewertung der Größe des Phantoms mit der des LIMA-Verlaufs signifikant ($r_\rho = 0,615, p = 0,025^*$). Die Probanden schätzten folglich bei einer als eher neutral („weder zu groß noch zu klein“) bewerteten Größe des Phantoms den Verlauf der LIMA positiver ein (Anmerkung: kein Proband bezeichnete das Phantom als „zu groß“).

Die Länge des im Phantom modellierten LIMA-Abschnitts erschien den Probanden im Mittel als „zu kurz“.

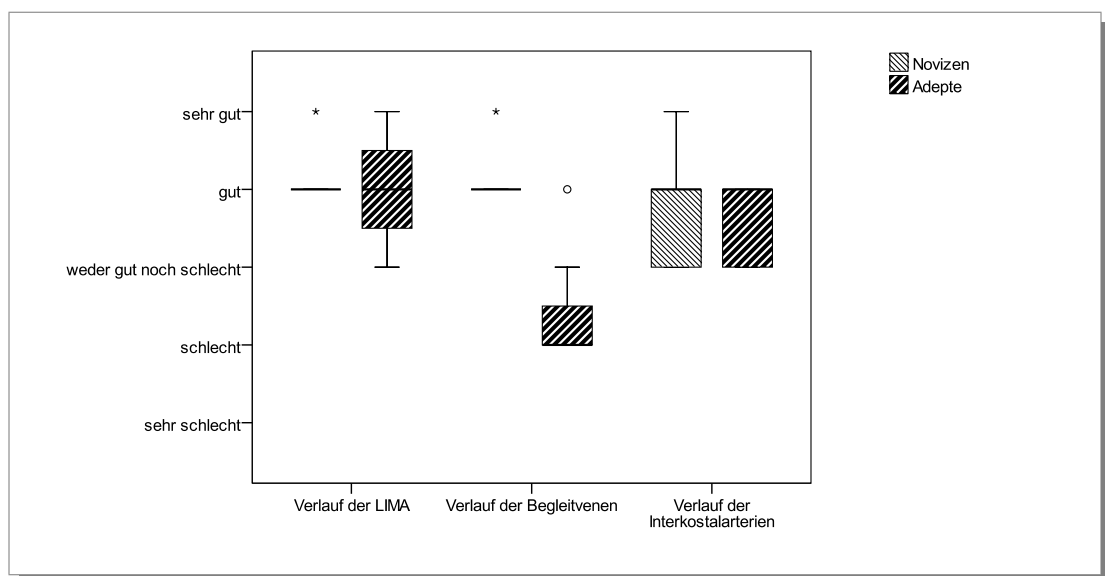


Abbildung 4.1.: BOXPLOT: GEFÄßVERLÄUFE. Im Diagramm ist die Beurteilung der Gefäßverläufe durch Novizen und Adepten abgebildet. Auffallend ist die unterschiedliche Bewertung des Verlaufs der Begleitvenen der LIMA durch die Probanden der Subgruppen ($p = 0,004^{**}$).

Tabelle 4.6 zeigt die Bewertung der Gefäßverläufe und -lage durch die Novizen und Adepten der *Anatomiegruppe*. Der Verlauf der modellierten LIMA wurde von beiden Gruppen gleichermaßen als „gut“ bewertet, der Verlauf der Interkostalararterien als „gut“ bis neutral („weder gut noch schlecht“). Die Lage der LIMA wurde jedoch insbesondere von den Novizen als tendentiell „zu tief“ angesehen, so dass sich deren Gesamtbeurteilung in diese Richtung verschob (vgl. Tabelle 4.5). Insgesamt wurden die Lagen der Gefäße in Relation zur Phantomoberfläche durch die Adepten als ober-

flächlicher bewertet als durch die Novizen, wobei hier nur tendentielle Unterschiede und Korrelationen bestanden.

Item	Novizen		Adepten		p-Wert
	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	
Verlauf der LIMA	1,83 ± 0,17	2,00	2,00 ± 0,31	2,00	0,951
Lage der LIMA	3,67 ± 0,21	4,00	3,14 ± 0,14	3,00	0,103
Verlauf der Venen	1,83 ± 0,17	2,00	3,57 ± 0,30	4,00	0,004**
Lage der Venen	3,33 ± 0,21	3,00	2,57 ± 0,20	3,00	0,073
Abstand zwischen LI- MA und Venen	2,17 ± 0,17	2,00	1,86 ± 0,14	2,00	0,538
Verlauf der Interkosta- larterien	2,17 ± 0,31	2,00	2,43 ± 0,20	2,00	0,674
Länge der LIMA	3,67 ± 0,21	4,00	3,86 ± 0,14	4,00	0,559

Tabelle 4.6.: VERLAUF UND LAGE DER GEFÄSSE, SUBGRUPPEN. Vergleich der Subgruppen hinsichtlich der bereits in Tabelle 4.5 dargestellten Parameter. (Skala für „Verlauf der LIMA/Interkostalarterien/Venen“: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht; Skala für „Lage der Gefäße“: 1 ... viel zu oberflächlich, 2 ... zu oberflächlich, 3 ... neutral, 4 ... zu tief, 5 ... viel zu tief; Skala für „Abstand zwischen LIMA und Venen“: 1 ... viel zu groß, 2 ... zu groß, 3 ... neutral, 4 ... zu klein, 5 ... viel zu klein; Skala für „Länge des LIMA-Abschnitts“: 1 ... viel zu lang, 2 ... zu lang, 3 ... neutral, 4 ... zu kurz, 5 ... viel zu kurz.)

Bei der Bewertung der Venenverläufe ließ sich der größte Unterschied zwischen den Gruppen erkennen, da die erfahreneren Probanden die Venenverläufe hochsignifikant als schlechter beurteilten ($p = 0,004^{**}$, siehe auch Abbildung 4.1), was sich auch in der Analyse der Korrelation dieses Items mit der Erfahrung der Probanden zeigte ($r_\rho(\text{Verlauf der Venen, Dauer der Tätigkeit in der Fachrichtung}) = 0,737$, $p = 0,004^{**}$; $r_\rho(\text{Verlauf der Venen, Anzahl der LIMA-Präparationen}) = 0,728$, $p = 0,005^{**}$).

Der Abstand zwischen LIMA und Venen wurde durch die Adepten tendentiell eher als „zu groß“ oder sogar „viel zu groß“ bewertet. Ein signifikanter Unterschied war diesbezüglich durch den Mann-Whitney-U-Test nicht nachweisbar ($p = 0,538$), allerdings zeigte eine signifikante Korrelation einen Zusammenhang der Bewertung des Gefäßabstandes mit der Erfahrung der Probanden an ($r_\rho(\text{Abstand der Gefäße, Dauer der Tätigkeit in der Fachrichtung}) = -0,581$, $p = 0,037^*$; $r_\rho(\text{Abstand der Gefäße, Teilnahme an Bypass-OPs}) = -0,581$, $p = 0,037^*$).

Sonographiegruppe				
Item	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	Min.	Max.
Lumen der LIMA	2,84 ± 0,11	2,80	2,20	3,80
Lumen einer Vene	2,24 ± 0,09	2,40	1,40	2,60
Lumen einer Interkostalarterie	1,75 ± 0,10	1,80	1,20	2,40

Tabelle 4.7.: LUMINA DER GEFÄSSE. Tabellarische Darstellung der durch die Sonographiegruppe im Phantom gemessenen Gefäßlumina. (Angaben in mm; \bar{x} : Mittelwert; σ_n : Standardfehler des Mittelwerts.)

Für die Bestimmung der Gefäßlumina wurden die Messungen durch die *Sonographiegruppe* berücksichtigt, in Tabelle 4.7 sind die Ergebnisse hierfür dargestellt. Im Phantom wurde dabei für die LIMA ein mittleres Lumen von 2,84 mm gemessen, der Venendurchmesser wurde mit 2,24 mm bestimmt. Dieser Unterschied war im T-Test für gepaarte Stichproben hochsignifikant ($p < 0,001^{**}$) und ist besonders bemerkenswert, da gleich große Silikonschläuche als Gefäßmatrizen während der Phantomkonstruktion verwendet wurden (siehe Abschnitt 3.1.5 auf Seite 41ff.). Auch korrelierten diese beiden Lumina bei der Berechnung von Spearman's rho hochsignifikant positiv miteinander ($r_\rho = 0,815$, $p = 0,001^{**}$), was somit eine systematische Abweichung bei der Messung der Durchmesser von LIMA und Venen in die jeweils gleiche Richtung nahelegt. Der mittlere Durchmesser der Interkostalarterien wurde mit 1,75 mm bestimmt.

Ein Unterschied zwischen Novizen und Adepten ließ sich bei den Messungen der Gefäßlumina nicht nachweisen (siehe Tabelle 4.8), ebenso wenig bestand eine wesentliche Korrelation der gemessenen Lumina zur Duplexsonographieerfahrung der Probanden.

Item	Novizen		Adepten		p-Wert
	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	
Lumen der LIMA	2,92 ± 0,07	2,90	2,77 ± 0,20	2,60	0,539
Lumen einer Vene	2,27 ± 0,18	2,45	2,21 ± 0,10	2,20	0,792
Lumen einer Interkostalarterie	1,83 ± 0,13	1,90	1,67 ± 0,15	1,60	0,448

Tabelle 4.8.: LUMINA DER GEFÄSSE, SUBGRUPPEN. Vergleich der gemessenen Gefäßlumina nach Subgruppen. (Angaben in mm; \bar{x} : Mittelwert; σ_n : Standardfehler des Mittelwerts. Zur Bestimmung des Signifikanzniveaus wurden T-Tests durchgeführt.)

4.2.2 Zugang zur LIMA

Als Zugang zum Präparationsfeld der LIMA sollte für den ersten Entwicklungsschritt des ASTMA-Systems eine Sternotomie simuliert werden können. Dies wurde im Phantom durch Verwendung eines Scharniers ermöglicht, durch welches das Phantom in der Sagittalebene aufklappbar wurde und so den Zugang zur inneren Thoraxwand freigab. Die Simulation dieser Zugangsmöglichkeit sollte im Fragebogen direkt im Vergleich zum Menschen qualitativ beurteilt werden. Da Erfahrung und Kenntnis des Situs in Sternotomie nur von operationserfahrenen Ärzten vorausgesetzt werden konnte, wurden hierfür die Probanden der *Anatomiegruppe* berücksichtigt.

Anatomiegruppe				
Item	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	Min.	Max.
Zugang zur inneren Thoraxwand	2,31 ± 0,21	2,00	1	4

Tabelle 4.9.: ZUGANG ZUR INNEREN THORAXWAND DES PHANTOMS. *Bewertung des Zugangs zur inneren Thoraxwand und damit zum LIMA-Präparationsfeld durch die Anatomiegruppe. (\bar{x} : Mittelwert; σ_n : Standardfehler des Mittelwerts; Skala: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht.)*

Im Mittel wurde der Zugang zur inneren Thoraxwand des Phantom in Sternotomie im Vergleich zum Menschen als „gut“ bewertet (siehe Tabelle 4.9). Ein Unterschied zwischen den Subgruppen zeigte sich nicht (nicht abgebildet), ebenso wenig korrelierte die Erfahrung der Probanden mit der Einschätzung dieses Items. Es fand sich eine signifikante positive Korrelation zur Beurteilung der Form der Rippen ($r_p = 0,560$, $p = 0,046^*$). Mehrere Probanden kommentierten, dass das Phantom etwas zu weit aufzuklappen war, so dass dies bei Experimenten mit dem ASTMA-System berücksichtigt werden und ggf. eine Arretierung zur Begrenzung eingebaut werden sollte, auch bewerteten einzelne Probanden diese Eigenschaft des Phantoms aus diesem Grund als „schlecht“.

4.3 Physiologische Validität des ASTMA-Phantoms

Während im vorherigen Abschnitt die Bewertungen eher statischer geometrischer Eigenschaften des ASTMA-Phantoms behandelt wurden, wird nachfolgend die Beurteilung der Eigenschaften des Phantoms dargestellt, welche in einer dynamischen Interaktionen des ASTMA-Systems mit dem Phantom als bedeutsam angenommen wurden. Dies wurde in Abschnitt 3.1 und 3.2.1 auf den Seiten 31ff. bzw. 49ff. als

„physiologische Validität“ bezeichnet (Anforderung bzw. Hypothese 2) und bezog sich damit auf Eigenschaften, die über die Einschätzung von Geometrie und Größen hinausgingen und in einer funktionellen Beziehung zum zu entwickelnden System standen. Da für die Funktion des ASTMA-Systems die Ultraschallbildgebung entscheidend war, wurde die Darstellung der Strukturen im Phantom in dieser Bildgebung bewertet, wobei sowohl B-Mode, als auch Color-Mode berücksichtigt wurden, da sich aus beiden Bildgebungsmodalitäten Informationen über die Anatomie durch das Robotersystem ableiten lassen. Ebenso wurden die haptischen Eigenschaften des modellierten Weichteilgewebes erfragt, da hierüber der Kontakt der Ultraschallsonde des ASTMA-System mit dem Phantom erfolgte.

4.3.1 Modellierte Strukturen in der B-Mode-Sonographie

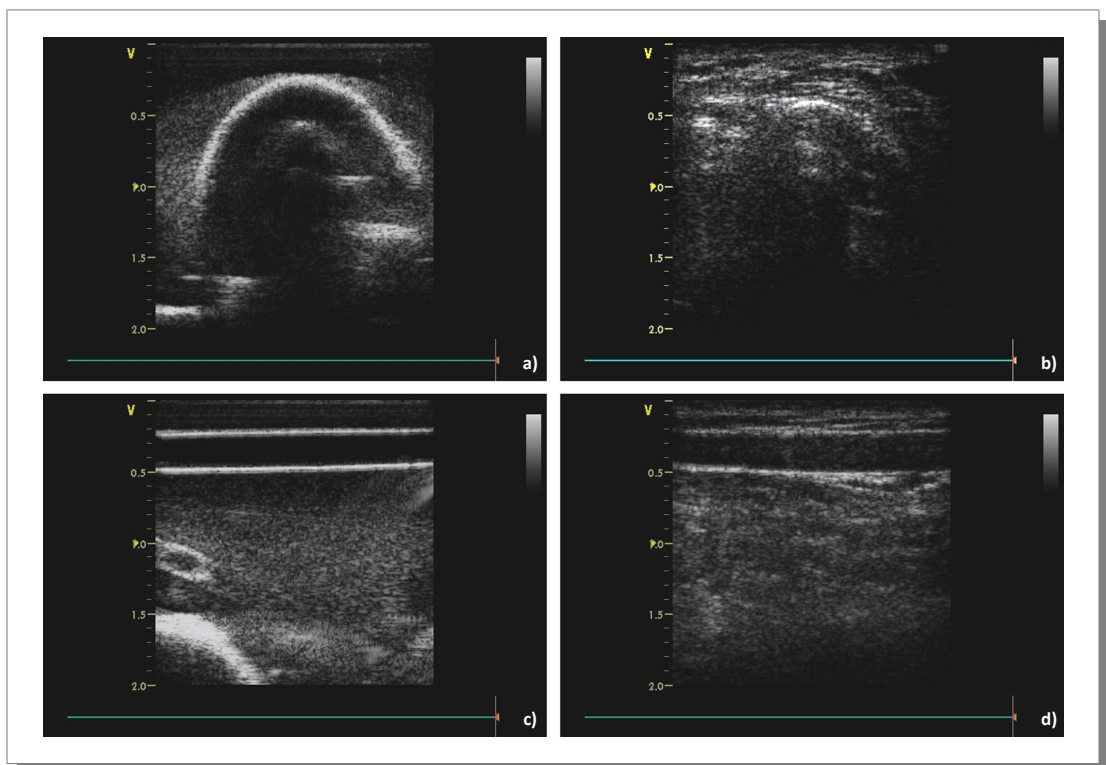


Abbildung 4.2: B-MODE-DARSTELLUNG VON RIPPEN, GEFÄßEN UND WEICHTEILGEWEBE IM PHANTOM (LI.) UND IM MENSCHEN (RE.). Man erkennt im oberen Bild die sonographische Abbildung einer Rippe des Phantoms (a) bzw. einer menschlichen Rippe (b). Unten sind Längsanschnitte der LIMA im Phantom (c) bzw. der menschlichen A. radialis (d) gegenübergestellt. Um die Gefäßanschnitte herum erkennt man Weichteilgewebe, wie es sich am Phantom und am Menschen sonographisch darstellen ließ.

Zur Beurteilung der Qualität der B-Mode-Darstellung im Phantom wurden für jede der drei modellierten Strukturen zwei Items erfragt: Die Probanden sollten zum einen die sonographische Ähnlichkeit der jeweiligen Struktur im Vergleich zur Situation beim Menschen einschätzen, zum anderen sollten die auftretenden Artefakte quantifiziert werden. Für die Auswertung wurden die Ergebnisse der *Sonographiegruppe* berücksichtigt.

Sonographiegruppe				
Item	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	Min.	Max.
Ähnlichkeit der Rippen	2,31 ± 0,24	2,00	1	4
Ähnlichkeit der Weichteilgewebes	2,08 ± 0,27	2,00	1	4
Ähnlichkeit der Gefäße	2,46 ± 0,31	2,00	1	4

Tabelle 4.10.: ÄHNLICHKEIT DER STRUKTUREN IM B-MODE. *Beurteilung des ASTMA-Phantoms hinsichtlich der Ähnlichkeit der im B-Mode darstellbaren modellierten Strukturen im Vergleich zum Menschen durch die Sonographiegruppe. (\bar{x} : Mittelwert; σ_n : Standardfehler des Mittelwerts; Skala: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht.)*

Tabelle 4.10 zeigt die Bewertung der sonographischen Ähnlichkeiten der im Phantom nachgebildeten Strukturen im Vergleich zu den korrespondierenden menschlichen Strukturen. Diese wurden im Mittel als „gut“ beurteilt, wobei es besonders bei der Einschätzung der Gefäße eine Tendenz zu schlechteren Bewertungen gab. Die Beurteilung der Ähnlichkeit des Weichteilgewebes und der Gefäße in der Sonographie korrelierten dabei signifikant positiv miteinander ($r_\rho = 0,641$, $p = 0,018^*$), weitere signifikante Korrelationen ließen sich zwischen den genannten Items nicht nachweisen. Die sonographischen Ähnlichkeiten bildeten zusammen eine mäßig reliable Skala (Cronbach's $\alpha = 0,678$).

Sonographiegruppe				
Item	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	Min.	Max.
Artefakte durch Rippen	3,31 ± 0,21	3,00	2	4
Artefakte durch Weichteilgewebe	3,31 ± 0,13	3,00	3	4
Artefakte durch Gefäße	2,85 ± 0,25	3,00	2	5

Tabelle 4.11.: ARTEFAKTE DER STRUKTUREN IM B-MODE. *Bewertung der Quantität der im Phantom im B-Mode aufgetretenen Artefakte im Vergleich zum Menschen durch die Sonographiegruppe. (\bar{x} : Mittelwert; σ_n : Standardfehler des Mittelwerts; Skala: 1 ... stark vermehrt, 2 ... vermehrt, 3 ... neutral, 4 ... vermindert, 5 ... stark vermindert.)*

Die Ultraschallartefakte, welche durch Weichteilgewebe und knöcherne Strukturen im Phantom auftraten, wurden mit geringer Tendenz vom neutralen Element abwei-

chend als vermindert eingeschätzt (siehe Tabelle 4.11). Hierbei korrelierte eine eher gute Beurteilung der Ähnlichkeit des Weichteilgewebes auch mit einer als eher neutral eingeschätzten Bewertung der entsprechenden Artefakte signifikant ($r_\rho = 0,615$, $p = 0,025^*$). Hinsichtlich der Rippen zeigte sich eine solche Korrelation nur angedeutet und deutlich schwächer ($r_\rho = 0,455$, $p = 0,118$). Die Artefakte durch Gefäße wurden im Mittel und Median als „weder zu viel noch zu wenig“ beurteilt, mit einer sehr geringen Tendenz zu „vermehrt“, jedoch bewerteten auch einzelne Probanden diese als „stark vermindert“. Das insgesamt als relativ gering artefaktdurchsetzt eingeschätzte TMM ermöglichte die sehr präzise Darstellung aller Strukturen im Ultraschall und erschien einigen Probanden daher sogar als „zu schön“, „zu einfach zu untersuchen“, „zu homogen“, die Gefäßwände als „zu deutlich“ und „zu kontrastreich“, also insgesamt idealisiert und so bei menschlichen Gewebe nur selten so zu finden. Dennoch wurde dies mitunter auch als möglicher Vorteil eingeschätzt und das Phantom als „gut zum Lernen [der Sonographie] geeignet“ beurteilt. Zur Verdeutlichung sind in Abbildung 4.2 die sonographischen Darstellungen der Strukturen des Phantoms und vergleichbarer menschlicher Strukturen gegenübergestellt.

Item	Novizen		Adepte		p-Wert
	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	
Ähnlichkeit Rippen	2,67 ± 0,33	2,50	2,00 ± 0,31	2,00	0,221
Ähnlichkeit Weichteilgewebe	1,83 ± 0,17	2,00	2,29 ± 0,47	2,00	0,951
Ähnlichkeit Gefäße	2,17 ± 0,48	2,00	2,71 ± 0,42	3,00	0,445

Tabelle 4.12.: ÄHNLICHKEIT DER STRUKTUREN IM B-MODE, SUBGRUPPEN. Gegenüberstellung der Subgruppen hinsichtlich der Beurteilung der Strukturen im B-Mode. (\bar{x} : Mittelwert; σ_n : Standardfehler des Mittelwerts; Skala: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht.)

Vergleicht man die Einschätzungen der Ähnlichkeiten und Artefakte der Strukturen im Phantom durch die Novizen- und Adeptensubgruppe so ließen sich allenfalls Tendenzen ablesen, ohne dass signifikante Unterschiede auftraten (siehe Tabellen 4.12 und 4.13). Mit Ausnahme der Beurteilung der Rippen tendierten die Adepten zu einer etwas konservativeren Bewertung, wobei insbesondere die Gefäße von den erfahreneren Probanden eher als „weder gut noch schlecht“ bewertet wurden. Es fällt auf, dass die Novizen die Rippen im Phantom als tendentiell schlechter als die Adepten einschätzten, umgekehrt war dies bei der Beurteilung der Gefäße angedeutet zu erkennen. Die Subgruppen bewerteten die Artefakte der Strukturen sehr ähnlich,

wobei den erfahreneren Probanden die Artefakte durch Gefäße als tendentiell stärker als den Novizen erschien.

Signifikante Korrelationen zwischen den Bewertungen der B-Mode-Eigenschaften und der Sonographieerfahrung der Probanden ließ sich nur für das Item „Ähnlichkeit der Rippen“ nachweisen, dessen Bewertung signifikant negativ mit dem Item „Dauer der Tätigkeit in der Fachrichtung“ ($r_\rho = -0,575$, $p = 0,040^*$), sowie tendentiell negativ mit dem Item „Anzahl durchgeführter Duplexuntersuchungen“ ($r_\rho = -0,533$, $p = 0,060$) korrelierte, was nahelegt, dass die erfahreneren Probanden die sonographische Darstellung der Rippen als besser beurteilten.

Item	Novizen		Adepte		p-Wert
	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	
Artefakte Rippen	3,33 ± 0,33	3,50	3,29 ± 0,29	3,00	1,000
Artefakte Weichteilge- webe	3,17 ± 0,17	3,00	3,43 ± 0,20	3,00	0,559
Artefakte Gefäße	3,00 ± 0,26	3,00	2,71 ± 0,42	2,00	0,362

Tabelle 4.13.: ARTEFAKTE DER STRUKTUREN IM B-MODE, SUBGRUPPEN. Vergleich der Bewertung der im Phantom im B-Mode auftretenden Artefakte im Vergleich zum Menschen durch die Subgruppen. (\bar{x} : Mittelwert; σ_n : Standardfehler des Mittelwerts; Skala: 1 ... stark vermehrt, 2 ... vermehrt, 3 ... neutral, 4 ... vermindert, 5 ... stark vermindert.)

4.3.2 LIMA-Fluss in Duplex- und PW-Mode

Sonographiegruppe				
Item	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	Min.	Max.
Fluss im Duplex-Mode	2,00 ± 0,11	2,00	1	3
Fluss im PW-Modus	1,85 ± 0,19	2,00	1	3

Tabelle 4.14.: FLUSS IN DER LIMA IM DUPLEX- UND PW-MODE. Bewertung des sonographisch im Phantom darstellbaren LIMA-Flusses im Vergleich zum Fluss in einer menschlichen Arterie durch die Sonographiegruppe. (\bar{x} : Mittelwert; σ_n : Standardfehler des Mittelwerts; Skala: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht.)

Im folgenden Abschnitt werden verschiedene Parameter behandelt, welche insgesamt die Güte der Perfusionssimulation des LIMA-Modells im Phantom wiedergeben sollten. Der Fluss im Phantom sollte durch die Probanden zum einen im Duplex-Mode (Color-Mode, Farbdopplersonographie) und zum andern im PW-Mode bewertet werden. Zusätzlich wurden die gemessenen Dopplerflusskurven der Probanden

gespeichert und nachträglich mit Hilfe der Software des verwendeten Sonographiegeräts hinsichtlich der Flussgeschwindigkeiten, Zeit-Volumen-Integrale und Dauer von „Systole“ und „Diastole“ ausgewertet, um dies mit Angaben aus der Literatur zu vergleichen und die Pumpencharakterisierung zu ergänzen. Hierzu wurden die Probanden gebeten am Ende der Studie eine Flusskurve an der proximalen LIMA aufzuzeichnen. Auch wurde erfragt, wie gut die modellierten Gefäße im Phantom duplexsonographisch unterscheidbar waren und wie gut es möglich war, Abgänge von der LIMA darzustellen und die LIMA im Phantom zu verfolgen. Hiermit wurde durch die Probanden der Prozess des LIMA-Trackings, welcher durch das ASTMA-Systems durchgeführt werden soll, simuliert. Nur die Bewertungen der *Sonographiegruppe* wurden für diesen Studienteil berücksichtigt.

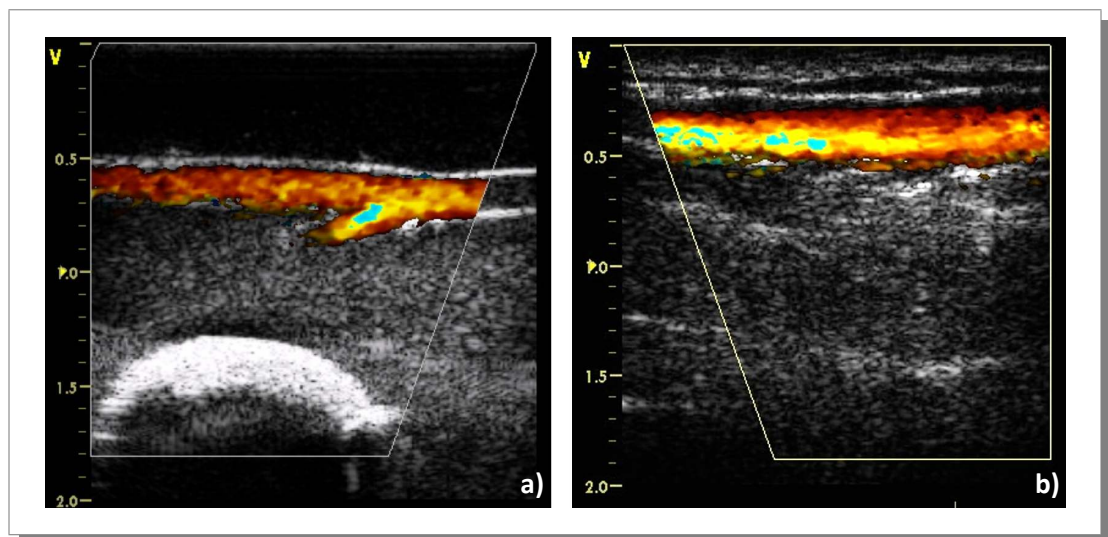


Abbildung 4.3.: LIMA MIT GEFÄSSABGANG IM PHANTOM UND MENSCHLICHE A. RADIALIS, JEWEILS IM COLOR-MODE. Links im Bild ist die LIMA im Längsschnitt und der Abgang einer Interkostalarterie abgebildet (a). In der Tiefe sieht man eine modellierte Rippe. Auf der rechten Seite ist zum Vergleich das duplexsonographische Bild einer menschlichen A. radialis dargestellt. Der farbcodierte Fluss ist in beiden Gefäßen gut zu erkennen und erscheint ähnlich, was auch durch die Probanden der Validierungsstudie so eingeschätzt wurde.

Der im Duplex- und PW-Mode messbare Fluss wurde im Phantom als „gut“ mit dem Fluss in einer menschlichen Arterie vergleichbar bewertet (siehe Tabelle 4.14). Dies wird in Abbildung 4.3 verdeutlicht, in welcher der Fluss in der LIMA im Duplex-Mode dem Fluss in der menschlichen A. radialis gegenübergestellt wird. Einen Einfluss der unterschiedlichen Erfahrungen der Probanden (siehe Tabelle 4.15) ließ sich weder in der Subgruppen- noch in der Korrelationsanalyse nachweisen.

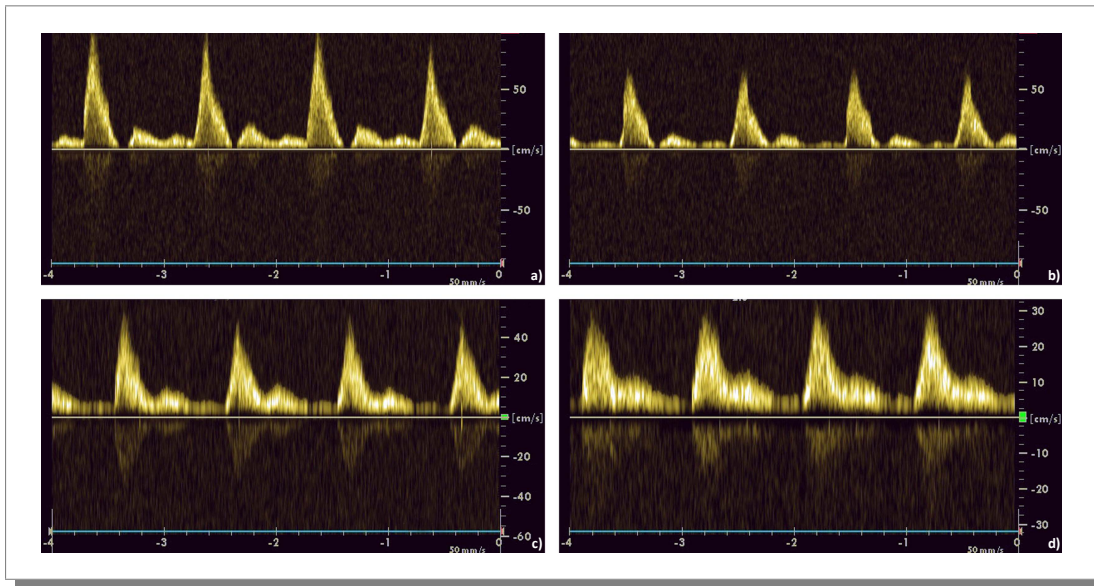


Abbildung 4.4.: FLUSS IN DER LIMA AN UNTERSCHIEDLICHEN STELLEN IM PHANTOM. Die abgebildeten Flussprofile wurden an verschiedenen Stellen im Verlauf der LIMA in Relation zum Abgang der Interkostalararterien im Phantom aufgezeichnet. Abbildung a) zeigt ein Profil vom Anfang der LIMA im Phantom, wie es durch die Probanden registriert und bewertet werden sollte. Die Abbildungen b) bis d) zeigen Profile, die nach Abgang der 1., 2. und 3. Interkostalararterie darzustellen waren. Man sieht deutlich, dass der systolische Spitzenfluss nach Abgabe einer Interkostalararterie immer weiter abfiel, während der diastolische Fluss weitgehend erhalten blieb. Dennoch war der Fluss im gesamten Verlauf der LIMA deutlich pulsatil.

Abbildung 4.4 zeigt die Dopplerspektren typischer Flusskurven, wie sie im PW-Mode im Phantom an unterschiedlichen Stellen im Verlauf der LIMA aufgezeichnet werden konnten. Die Dopplerflusskurven ließen sich während der Experimente stets in sehr ähnlicher Weise reproduzieren, wobei das Phantom von einigen Probanden auch diesbezüglich als, wie bereits angesprochen, recht idealisiert kommentiert wurde. Betrachtet man die Abbildung, so fällt auf, dass die Pulsatilität und der systolische Maximalfluss an distaleren Teilen der modellierten LIMA deutlich abfiel. Hier zeigte sich insbesondere der Einfluss der Verzweigungen der LIMA im Phantom: In den Interkostalararterien war ein überwiegend systolischer Fluss zu messen (siehe Abbildung 4.5), was aufgrund des in der ersten Linie systolischen Abflusses von BMF über die Interkostalverzweigungen zu einem vor allem systolischen Abfall im Verlauf der LIMA führte, während der diastolische Anteil erhalten blieb. Auch am distalen Ende der LIMA ließ sich jedoch noch ein pulsatiler Fluss zeigen, auch wenn sich dieser dann deutlich vom Profil im proximalen Abschnitt unterschied. Zur Auswer-

tung der im folgenden dargestellten Flussparameter wurden die Probanden gebeten, Dopplerspektren der LIMA möglichst proximal in ihrem Verlauf aufzuzeichnen.

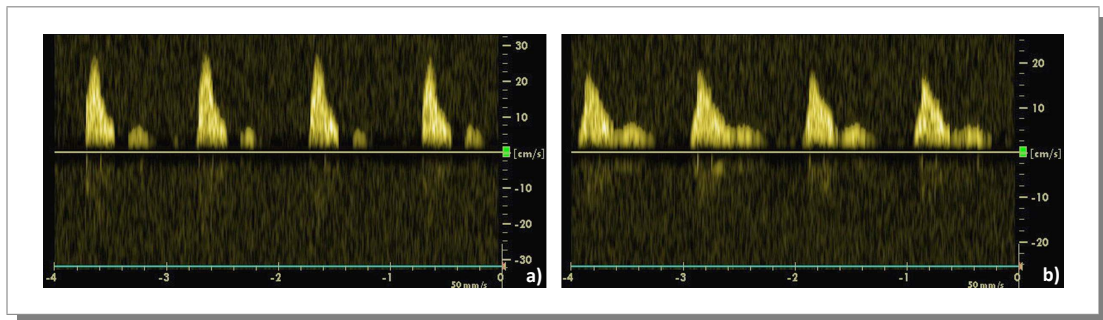


Abbildung 4.5.: FLUSS IN DER 1. UND 2. INTERKOSTALARTERIE IM PHANTOM. Die Abbildung zeigt die in der 1. (a) und 2. (b) Interkostalarterie messbaren Dopplerspektren. Der Fluss war in der ersten Arterie hochpulsatil und vor allem systolisch ausgeprägt, in der zweiten Arterie fiel die Differenz zwischen systolischen und diastolischen Fluss bei allerdings insgesamt geringeren Flussgeschwindigkeiten schwächer aus. Die Abführung von BMF aus der LIMA über die Interkostalarterien führte zu einer vor allem systolischen Flussreduktion und Abnahme der Pulsatilität im Verlauf der LIMA im Phantom.

Item	Novizen		Adepten		p-Wert
	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	
Fluss im Duplex-Mode	2,00 ± 0,00	2,00	2,00 ± 0,22	2,00	1,000
Fluss im PW-Modus	2,00 ± 0,26	2,00	1,71 ± 0,29	2,00	0,617

Tabelle 4.15.: FLUSS IN DER LIMA IM DUPLEX- UND PW-MODE, SUBGRUPPEN. Vergleich der Beurteilung des sonographisch darstellbaren LIMA-Flusses durch die Subgruppen. (\bar{x} : Mittelwert; σ_n : Standardfehler des Mittelwerts; Skala: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht.)

Sonographiegruppe				
Item	$\bar{x} \pm \sigma$	Median	Min.	Max.
Peak systolic velocity (PSV)	0,95 ± 0,15	0,93	0,78	1,29
Mean systolic velocity (MSV)	0,48 ± 0,09	0,49	0,34	0,64
Peak diastolic velocity (PDV)	0,23 ± 0,09	0,24	0,13	0,38
Mean diastolic velocity (MDV)	0,14 ± 0,07	0,14	0,05	0,28
Enddiastolic velocity (EDV)	0,12 ± 0,06	0,11	0,03	0,24

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

Sonographiegruppe				
Item	$\bar{x} \pm \sigma$	Median	Min.	Max.
Mean velocity (MV)	0,26 ± 0,08	0,25	0,16	0,40
Systolic velocity time integral (SVTI)	16,17 ± 3,18	16,20	11,86	21,60
Diastolic velocity time integral (DV- TI)	8,87 ± 4,50	8,93	3,00	17,16
Total velocity time integral (TVTI)	25,22 ± 7,67	24,39	16,05	39,55
Systolendauer	339,54 ± 19,95	343,81	277,27	354,90
Diastolendauer	628,47 ± 23,71	624,77	602,59	698,71
Dopplerwinkel	62,38° ± 2,50°	63,00°	59,00°	66,00°

Tabelle 4.16.: FLUSSPARAMETER DER LIMA. Auflistung der in den LIMA-Dopplerprofilen messbaren Flussparameter. (\bar{x} : Mittelwert; σ : Standardabweichung; Angabe von PSV, MSV, PDV, MDV, EDV, MV in $\frac{m}{s}$; SVTI, DVTI, TVTI in cm; Systolendauer, Diastolendauer in ms. Man beachte, dass hier die Standardabweichung anstelle des Standardfehlers des Mittelwerts als Streumaß angegeben ist.)

Die Ausmessung der Flussparameter hatte zum Ziel, die Güte der Perfusionssimulation weiter zu quantifizieren, die gemessenen Werte sind Tabelle 4.16 zu entnehmen. Wie das in Anhang A auf Seite 123ff. dargestellte Pumpverhalten im Charakterisierungsexperiment erwarten ließ, streuten die gemessenen Flussparameter auch während der Validierungsstudie deutlich (die Standardabweichung für den „mittleren diastolischen Fluss“ (MDV) lag bei etwa 50% des Mittelwertes des MDV). Tabelle 4.17 zeigt die Matrixkorrelation der Flussgeschwindigkeitsparameter. Es fallen hier durchgehend signifikant oder hochsignifikant positive Korrelationen zwischen den Geschwindigkeiten auf. Eine Hauptkomponentenanalyse der Flussparameter ergab, dass nur mit der ersten Hauptkomponente 91,8% der Gesamtvarianz der Streuung der Flussparameter erklärt werden. Somit zeigte sich eine ausgesprochene statistische Abhängigkeit der unterschiedlichen Flussparameter zueinander. Dies erklärt die sehr ähnlichen Kurvenmorphologien und auch Beurteilungen trotz unterschiedlicher Absolutwerte.

	PSV	MSV	PDV	MDV	EDV	MV	SVTI	DVTI	VTI
PSV	1	0,914	0,727	0,723	0,754	0,817	0,914	0,729	0,822
<i>p</i>		<0,001	0,005	0,005	0,003	0,001	<0,001	0,005	0,001

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

MSV	1	0,830	0,834	0,900	0,913	0,957	0,841	0,912
<i>p</i>		<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
PDV		1	0,985	0,922	0,970	0,889	0,985	0,969
<i>p</i>			<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
MDV			1	0,941	0,981	0,897	0,999	0,982
<i>p</i>				<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
EDV				1	0,945	0,890	0,942	0,946
<i>p</i>					<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
MV					1	0,964	0,982	0,999
<i>p</i>						<0,001	<0,001	<0,001
SVTI						1	0,900	0,964
<i>p</i>							<0,001	<0,001
DVTI							1	0,983
<i>p</i>								<0,001
VTI								1
<i>p</i>								

Tabelle 4.17.: MATRIXKORRELATION DER LIMA-FLUSSPARAMETER. Die Korrelationen der Geschwindigkeiten aller gemessenen Flüsse und der Geschwindigkeits-Zeit-Integrale sind in dieser Tabelle dargestellt. Alle Korrelationen waren signifikant. Eine Hauptkomponentenanalyse dieser Korrelationsmatrix ergab, dass die erste Hauptkomponente 91,8% der Gesamtvarianz der gemessenen Werte erklärte. (Für die Berechnung der Korrelationen wurde hier Pearson's Korrelationskoeffizient r verwendet.)

Im Vergleich der Subgruppen (siehe Tabelle 4.18) trat kein signifikanter Unterschied bei der Bestimmung der Flussparameter auf, wenngleich die Flussprofile der Adepten im Mittel tendenziell geringere Absolutwerte aufwiesen. Auffallend ist auch dass die Standardabweichung der Messungen an Flusskurven, welche durch die Adepten aufgezeichnet wurden, bei allen Flussgeschwindigkeiten geringer waren, so dass auch die Erfahrung der Probanden einen Einfluss auf die gemessene, über die bei der Pumpencharakterisierung herausgehende, Streuung der Flusswerte haben könnte. Im Levene-Test konnte jedoch nur eine tendenzielle Heteroskedastizität der Varianzen der Flussgeschwindigkeiten nachgewiesen werden (PSV: $p = 0,186$, MSV: $p = 0,139$, PDV: $p = 0,280$, MDV: $p = 0,181$, EDV: $p = 0,068$, MV: $p = 0,125$, SVTI: $p = 0,193$, DVTI: $p = 0,183$, VTI $p = 0,143$).

Item	Novizen	Adepte		p-Wert	
	$\bar{x} \pm \sigma$	Median	$\bar{x} \pm \sigma$		Median
PSV	1,01 ± 0,19	0,99	0,90 ± 0,11	0,93	0,225
MSV	0,50 ± 0,12	0,53	0,46 ± 0,07	0,46	0,406
PDV	0,26 ± 0,10	0,30	0,21 ± 0,07	0,20	0,337
MDV	0,16 ± 0,09	0,20	0,12 ± 0,06	0,14	0,318
EDV	0,14 ± 0,08	0,16	0,11 ± 0,04	0,10	0,353
MV	0,28 ± 0,10	0,31	0,24 ± 0,06	0,24	0,335
SVTI	17,24 ± 3,80	17,75	15,26 ± 2,45	14,66	0,282
DVTI	10,16 ± 5,54	12,09	7,77 ± 3,44	8,59	0,364
VTI	27,65 ± 9,51	30,16	23,14 ± 5,60	23,43	0,311
Dauer der Systole	343,81 ± 8,74	345,66	335,89 ± 26,43	343,81	0,500
Dauer der Diastole	620,46 ± 9,76	624,77	635,33 ± 30,44	628,47	0,278
Dopplerwinkel	61,17 ± 1,84	60,00	63,43 ± 2,64	64,00	0,106

Tabelle 4.18.: FLUSS IN DER LIMA IM COLOR- UND PW-MODUS, SUBGRUPPEN. Vergleich der Subgruppen hinsichtlich der bereits aufgeführten Flussparameter. Man beachte die (nicht signifikant) geringere Streuung der Flussgeschwindigkeiten in den von den erfahreneren Probanden aufgezeichneten Flusskurven. (\bar{x} : Mittelwert; σ : Standardabweichung; Angabe von PSV, MSV, PDV, MDV, EDV, MV in $\frac{m}{s}$; SVTI, DVTI, TVTI in cm; Systolendauer, Diastolendauer in ms. Auch hier ist die Standardabweichung anstelle des Standardfehlers des Mittelwerts als Streumaß angegeben. Zur Bestimmung der Signifikanzen wurden T-Tests durchgeführt.)

Sonographiegruppe				
Item	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	Min.	Max.
Unterscheidbarkeit von Arterien und Venen	2,31 ± 0,35	2,00	1	5
Darstellbarkeit von Gefäßabgängen	1,54 ± 0,14	2,00	1	2
Verfolgbarkeit der LIMA im Ultraschall	1,54 ± 0,14	2,00	1	2

Tabelle 4.19.: LIMA-ABGÄNGE UND UNTERSCHIEDBARKEIT VON LIMA UND VENEN. Bewertung der Unterscheidbarkeit von Arterien und Venen im Phantom sowie der Darstellbarkeit von LIMA-Gefäßabgängen durch die Sonographiegruppe. (\bar{x} : Mittelwert; σ_n : Standardfehler des Mittelwerts; Skala: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht.)

Item	Novizen		Adepte		p-Wert
	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	
Unterscheidbarkeit von Arterien und Venen	2,00 \pm 0,45	2,00	2,57 \pm 0,53	2,00	0,498
Darstellbarkeit von Gefäßabgängen	1,33 \pm 0,21	1,00	1,71 \pm 0,18	2,00	0,286
Verfolgbarkeit der LIMA	1,50 \pm 0,22	1,50	1,57 \pm 0,20	2,00	1,000

Tabelle 4.20.: LIMA-ABGÄNGE UND UNTERSCHIEDBARKEIT VON LIMA UND VENEN, SUBGRUPPEN. *Vergleich der Einschätzung der Subgruppen hinsichtlich der Items „Unterscheidbarkeit von Arterien und Venen“ sowie „Darstellbarkeit von LIMA-Gefäßabgängen“.* (\bar{x} : Mittelwert; σ_n : Standardfehler des Mittelwerts; Skala: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht.)

Jedem Probanden gelang die Unterscheidung von Arterien und Venen und die Darstellung von Gefäßabgängen (Interkostalarterien) von der LIMA im Phantom. Die Darstellbarkeit der Gefäßabgänge, ebenso wie die Verfolgbarkeit der LIMA wurde dabei durchweg als „gut“ bis „sehr gut“ beurteilt, die Unterscheidbarkeit von Arterien und Venen als „gut“ mit Tendenz zum neutralen Element bewertet (siehe Tabelle 4.19), wobei die Beurteilung hier recht unterschiedliche ausfiel. Auch korrelierte die Unterscheidbarkeit der Gefäßtypen hochsignifikant mit der Einschätzung der Ähnlichkeit der Gefäße im B-Mode ($r_\rho = 0,711$, $p = 0,006^{**}$). Einige Probanden bemängelten, dass der Venenfluss aufgrund seiner Pulsatilität nicht physiologisch simuliert erschien. Ferner trat eine Zeitverzögerung des Flusses in den Venen auf, da die Venen der LIMA nachgeschaltet perfundiert wurden. Dies stellten insbesondere die erfahreneren Untersucher, welche das Phantom folglich hinsichtlich der formellen Unterscheidbarkeit der Gefäßtypen anhand duplexsonographischer Kriterien tendentiell schlechter bewerteten. Allerdings ließen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Subgruppen (siehe Tabelle 4.20) oder auffällige Korrelationen zur Erfahrung der Probanden zeigen. Allen Probanden war es problemlos möglich, die LIMA im Phantom sonographisch zu verfolgen, was sich auch in der Beurteilung niederschlägt, wobei sich keine Unterschiede in den Subgruppen zeigten oder andeuteten. Allerdings korrelierten die Beurteilung der Verfolgbarkeit der LIMA und der Darstellbarkeit von Gefäßabgängen miteinander hochsignifikant ($r_\rho = 0,690$, $p = 0,009^*$): Probanden, die eher Probleme hatten die Gefäßabgänge darzustellen, tendierten also auch dazu, die Verfolgbarkeit der LIMA schlechter zu bewerten. Dabei ist allerdings anzumerken, dass kein

Proband diese beiden Parameter mit schlechter als „gut“ beurteilte. Als einheitliche Skala ließen sich die Parameter nicht zusammenfassen (Cronbach's $\alpha = 0,102$), da die hier betrachteten Items offensichtlich doch deutlich unterschiedliche Eigenschaften erfassten.

4.3.3 Haptische Eigenschaften des TMM und LIMA-Puls

Anatomiegruppe				
Item	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	Min.	Max.
Qualität der Weichteilgewebeoberfläche	2,85 ± 0,27	3,00	2	5
Glätte des Weichteilgewebes	2,08 ± 0,18	2,00	1	3
Konsistenz des Weichteilgewebes	2,85 ± 0,22	3,00	2	4
Härte des Weichteilgewebes	3,00 ± 0,23	3,00	3	4
Kontakt der Ultraschallsonde mit dem TMM	1,69 ± 0,21	2,00	1	3
Qualität des LIMA-Pulses	3,00 ± 0,38	3,00	2	4

Tabelle 4.21.: HAPTISCHE EIGENSCHAFTEN DES TMM. *Bewertung der erfragten haptischen Eigenschaften des modellierten Weichteilgewebes durch die Anatomiegruppe. (\bar{x} : Mittelwert; σ_n : Standardfehler des Mittelwerts; Skala für „Qualität der Weichteilgewebeoberfläche“, „Konsistenz des Weichteilgewebes“, „Kontakt der Ultraschallsonde mit dem TMM“ sowie „Qualität des LIMA-Pulses“: 1 ... sehr schlecht, 2 ... schlecht, 3 ... neutral, 4 ... gut, 5 ... sehr gut; Skala für „Glätte des Weichteilgewebes“: 1 ... viel zu glatt, 2 ... zu glatt, 3 ... weder zu rau noch zu glatt, 4 ... zu rau, 5 ... viel zu rau; Skala für „Härte des Weichteilgewebes“: 1 ... viel zu hart, 2 ... zu hart, 3 ... weder zu hart noch zu weich, 4 ... zu weich, 5 ... viel zu weich.)*

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der Validierung der haptischen Eigenschaften des modellierten Weichteilgewebes des ASTMA-Phantoms sowie die Beurteilung des simulierten LIMA-Pulses dargestellt. Als bedeutsam für mögliche Interaktionen des Roboters mit dem TMM über die Sonographiesonde wurde die Qualität der Oberflächentextur im Vergleich zu menschlichem Gewebe allgemein, sowie im Speziellen die Glätte der Oberfläche erachtet. Diese Eigenschaften könnten die Stabilität des Sondenkontaktes des Roboters mit dem Phantom beeinflussen, dessen Güte auch direkt erfragt wurde. Ebenso könnten elastische Qualitäten des Gewebes eine Rolle für die Funktion des ASTMA-Systems spielen. Hierfür wurde eine Einschätzung der Härte und Konsistenz des TMM erfragt. Auch die Qualität des LIMA-Pulses an der inneren Thoraxwand des Phantoms sollte im Vergleich zum Menschen beurteilt

werden. Mit Ausnahme der Beurteilung des Sondenkontakts wurde für diesen Teil der Studie die *Anatomiegruppe* berücksichtigt, da diese die haptischen Eigenschaften durch ihre operative Erfahrung am ehesten beurteilen konnte.

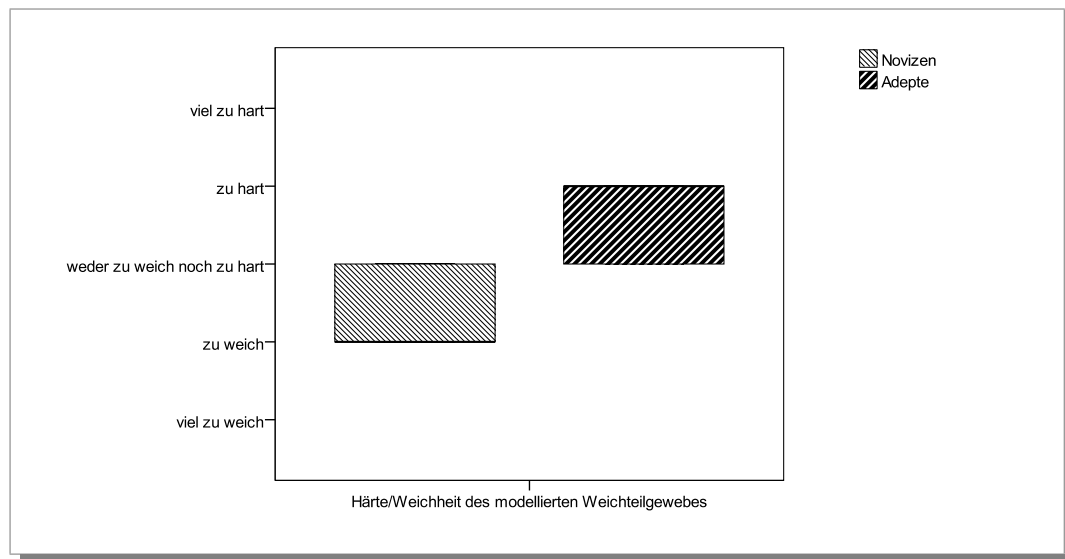


Abbildung 4.6.: BOXPLOT: KONSISTENZ DES TMM. Im Diagramm ist die Bewertung der Konsistenz des TMM durch die Novizen und Adepten abgebildet. Die erfahreneren Probanden beurteilten das Weichteilgewebe eher als härter als menschliches Gewebe, die Novizen eher als zu weich. Der Unterschied ist signifikant ($p = 0,012^*$).

Die Qualität der Nachbildung der Oberfläche des Weichteilgewebes wurde im Vergleich zum Menschen im Mittel als „weder gut noch schlecht“ und als „zu glatt“ bewertet. Dabei zeigte sich kein Unterschied zwischen erfahreneren und weniger erfahreneren Probanden. Bei der Bewertung der Konsistenz des Weichteilgewebes und im Speziellen dessen Härte trat ein signifikanter Unterschied bei der Bewertung durch die Probandengruppen auf ($p = 0,012^*$): Während beide Subgruppen zusammengenommen die Konsistenz des TMM allgemein eher neutral („weder gut noch schlecht“) bewerteten, empfanden die erfahreneren Operateure das TMM als signifikant härter als die weniger erfahrenen Probanden, so dass sich die Bewertungen beider Gruppen in Tabelle 4.21 zum neutralen Element mittelten (siehe auch Tabelle 4.22 und Abbildung 4.6). Hierbei ließ sich ebenfalls eine signifikante negative Korrelation der Erfahrung der Probanden mit der eingeschätzten Härte des TMM erwarten und darstellen ($r_\rho(\text{Dauer der Tätigkeit in der Fachrichtung, Härte des Weichteilgewebes}) = -0,713, p = 0,006^{**}$; $r_\rho(\text{Anzahl der Mammariapräparationen, Härte des Weichteilgewebes}) = -0,785, p = 0,001^{**}$). Die erfragten Items erfassten mehrere Dimensionen der Eigenschaften des TMM und bildeten zusammen folglich keine

Skala (Cronbach's $\alpha = 0,209$). Trotz der als teils ungünstig eingeschätzten haptischen Eigenschaften des Weichteilgewebes, wurde der Kontakt der Ultraschallsonde mit dem Weichteilgewebe überwiegend als „gut“ beurteilt, wobei die erfahreneren Probanden dies noch tendentiell positiver einschätzten, als die weniger erfahrenen ($r_\rho(\text{Anzahl Duplexuntersuchungen, Kontakt der Sonde}) = -0,526, p = 0,065$).

Item	Novizen		Adepten		p-Wert
	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	
Qualität der Oberfläche	3,00 ± 0,52	2,50	2,71 ± 0,29	3,00	0,945
Glätte des Weichteilgewebes	2,00 ± 0,26	2,00	2,14 ± 0,26	2,00	0,951
Konsistenz des Weichteilgewebes	2,83 ± 0,40	2,50	2,86 ± 0,26	3,00	0,825
Härte des Weichteilgewebes	3,67 ± 0,21	4,00	2,43 ± 0,20	2,00	0,012*
Kontakt der Ultraschallsonde mit dem TMM	2,00 ± 0,26	2,00	1,43 ± 0,30	1,00	0,186
Qualität des LIMA-Pulses	3,50 ± 0,50	4,00	2,33 ± 0,33	2,00	0,229

Tabelle 4.22.: HAPTISCHE EIGENSCHAFTEN DES TMM, SUBGRUPPEN. *Vergleich der Subgruppen hinsichtlich der Einschätzung der erfragten haptischen Eigenschaften des TMM. (\bar{x} : Mittelwert; σ_n : Standardfehler des Mittelwerts; Skala für „Oberfläche“ und „Konsistenz des Weichteilgewebes“: 1 ... sehr schlecht, 2 ... schlecht, 3 ... neutral, 4 ... gut, 5 ... sehr gut; Skala für „Glätte des Weichteilgewebes“: 1 ... viel zu glatt, 2 ... zu glatt, 3 ... weder zu rau noch zu glatt, 4 ... zu rau, 5 ... viel zu rau; Skala für „Härte des Weichteilgewebes“: 1 ... viel zu hart, 2 ... zu hart, 3 ... weder zu hart noch zu weich, 4 ... zu weich, 5 ... viel zu weich)*

Der über der LIMA tastbare Puls wurde nicht als „gut“ bewertet (siehe Tabelle 4.21), sechs Probanden gaben an, keinen Puls tasten zu können. Dies ergab sich aus der eher zu tiefen Lage der LIMA im Phantom und der daraus resultierenden Dämpfung der wahrnehmbaren Pulsamplitude. Ein signifikanter Unterschied zwischen Novizen und Adepten konnte diesbezüglich aufgrund der kleinen Anzahl an auswertbaren Probanden nicht nachgewiesen werden, wenngleich ein Trend für eine positivere Bewertung durch die Adepten auffiel (Mittelwert Novizen 3,50 vs. Adepten 2,33, $p = 0,229$, siehe auch Abbildung 4.7). Allerdings korrelierte die Einschätzung des Pulses signifikant negativ mit der Dauer der Tätigkeit in der Fachrichtung ($r_\rho = -0,786, p = 0,036^*$), was die Deutung unterstützt, dass erfahrener Probanden den Puls als besser simuliert empfanden. Eine nahezu signifikante Korrelation fand sich für

die Beurteilung der Härte des Weichteilgewebes mit der Qualität des LIMA-Pulses ($r_p = 0,732$, $p = 0,062$).

Ein Proband bemerkte, dass haptische Eigenschaften wie die Konsistenz des Weichteilgewebes schwer einzuschätzen wären, da beim Menschen unterschiedliche Gewebetypen und individuelle Unterschiede zu finden wären, welche sich nur schwer zu einer definierten Einschätzung anhand eines Fragebogenitems zusammenführen lassen.

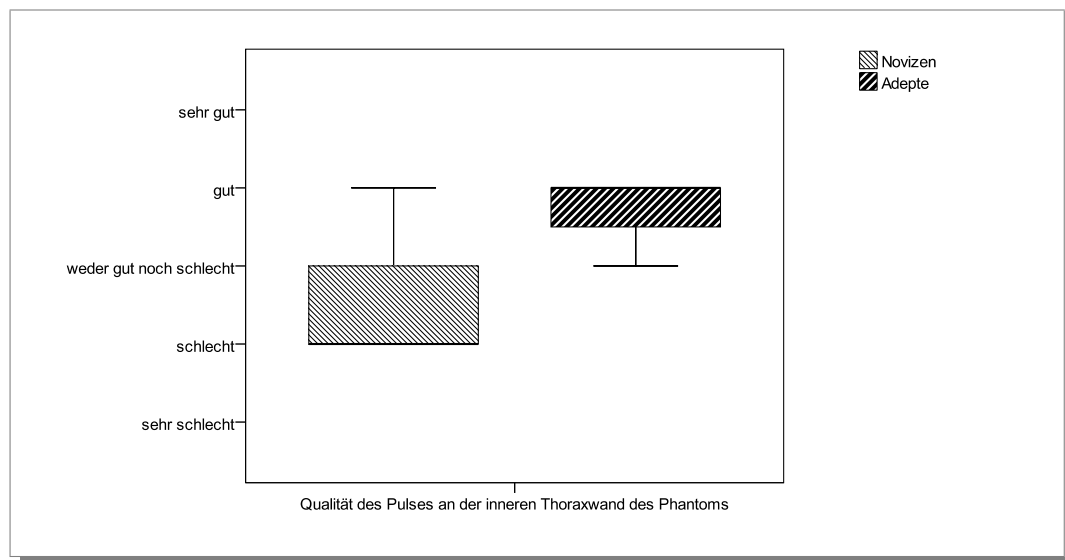


Abbildung 4.7.: LIMA-PULS, BOXPLOT. Im Diagramm ist die Beurteilung der Simulation des LIMA-Pulses durch Novizen und Adepten gegenübergestellt. Es fällt auf, dass eine tendentieller, jedoch nicht signifikanter Unterschied bei der Bewertung des LIMA-Pulses zwischen Novizen und Adepten bestand ($p = 0,229$).

4.4 Zeitliche Konstanz der gemessenen Eigenschaften

Die Validierungsstudie fand über einen Zeitraum von mehreren Wochen statt. Um zu ermitteln, inwiefern die Eigenschaften des ASTMA-Phantoms während dieser Zeit konstant blieben (Anforderung bzw. Hypothese 3), wurden die Parameter, die durch die Probanden während der ersten Studienhälfte erhoben wurden, mit denen aus der zweiten Studienhälfte verglichen (die Zuordnung zur *Anatomie-* und *Sonographiegruppe* wurde dabei beibehalten). Hierbei waren keine signifikanten Unterschiede nachweisbar, es fielen jedoch zwei bemerkenswerte Tendenzen auf (siehe Tabelle 4.23): Im Verlauf der Studie wurde das Weichteilgewebe tendentiell als weicher bewertet, ebenso schien der Puls weniger gut tastbar zu werden, was gegebenenfalls mit einer stärkeren Dämpfung durch das Weichteilgewebe korrespondierte. Dies zeigte sich auch in

einer hochsignifikant positiven Korrelation zwischen dem Zeitpunkt des Experimentes und der Bewertung der Pulsqualität ($r_\rho = 0,934$, $p = 0,002^{**}$). Die Beurteilung der Härte korrelierte mit dem Zeitpunkt ebenfalls tendentiell ($r_\rho = 0,539$, $p = 0,057$). Da beide Parameter auch mit der Erfahrung der Probanden korrelierten und auch eine signifikant negative Korrelation der Erfahrung der Probanden der *Anatomiegruppe* mit dem Zeitpunkt der Versuchsdurchführung bestand ($r_\rho(\text{Datum, Dauer der Tätigkeit in der Fachrichtung}) = -0,538$, $p = 0,037^*$), wurde eine partielle Korrelation unter Verwendung des Parameters „Dauer der Tätigkeit in der Fachrichtung“ als Kontrollvariable durchgeführt. Hierbei lösten sich die genannten Korrelationen mit dem Datum auf ($r(\text{Datum, Härte des Weichteilgewebe}) = 0,038$, $p = 0,962$; $r(\text{Datum, Pulsqualität}) = 0,501$, $p = 0,499$). Ein signifikanter Unterschied der Erfahrung der beiden Probandenhälften fand sich trotz der genannten Korrelation nicht.

Item	Erste Hälfte (n = 5)		Zweite Hälfte (n = 8)		p-Wert
	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	$\bar{x} \pm \sigma_n$	Median	
Qualität des LIMA-Pulses	$2,00 \pm 0,00$	2,00	$3,75 \pm 0,25$	4,00	0,057
Härte des Weichteilgewebes	$2,40 \pm 0,25$	2,00	$3,38 \pm 0,26$	3,50	0,076

Tabelle 4.23.: QUALITÄT DES LIMA-PULSES UND HÄRTE DES WEICHTEILGEWEBES, NACH ZEITPUNKT. Gegenüberstellung der Bewertungen der Parameter „Qualität des LIMA-Pulses“ und „Härte des Weichteilgewebes“ durch die Anatomiegruppenprobanden der ersten und zweiten Studienhälfte. (Skala für „Qualität des LIMA-Pulses“: 1 ... sehr schlecht, 2 ... schlecht, 3 ... neutral, 4 ... gut, 5 ... sehr gut; Skala für „Härte des Weichteilgewebes“: 1 ... viel zu hart, 2 ... zu hart, 3 ... weder zu hart noch zu weich, 4 ... zu weich, 5 ... viel zu weich)

Diskussion

Ziel dieser Arbeit war es darzustellen, wie ein anthropomorphes Phantom als Testsystem für die Entwicklung und Evaluation eines chirurgischen Assistenzsystems mit intraoperativer Bildgebung, des ASTMA-Robotersystems, konstruiert und wie das Phantom vor dem Einsatz validiert wurde. Damit sollte exemplarisch verdeutlicht werden, wie für ähnliche Anwendungen Phantome erstellt und bewertet werden können. Hierzu wurden Anforderungen an das Phantom ermittelt und daraus Hypothesen abgeleitet, welche verschiedene, als besonders relevant erachtete, Eigenschaften des konstruierten Phantoms hinterfragten. Zur Bewertung der Hypothesen und Validierung des Phantoms wurde ein Fragebogen erstellt, mit welchem eine Probandenstudie durchgeführt wurde - die Ergebnisse dieser Validierung wurden im Detail im vorherigen Kapitel dargestellt. Im folgenden wird diskutiert, inwiefern das Phantom den gestellten Anforderungen entsprach und die Hypothesen erfüllte; aus den Ergebnissen werden Schlussfolgerungen gezogen, wie das Phantom verbessert werden könnte. Auch sollen die Stärken und Schwächen des verwendeten Validierungskonzeptes und der Einfluss der unterschiedlichen Erfahrung der Probanden dargelegt werden.

5.1 Validierungsstudie und Anforderungen an anthropomorphe Phantome

Studien, in welchen untersucht wurde, inwiefern ein Phantom zur Evaluation eines medizintechnischen Produktes bestimmte Eigenschaften erfüllt, waren zum Zeitpunkt der Studiendurchführung ebenso unbekannt, wie die formellen Anforderungen, die

an solche Phantome gestellt werden sollten. Da es nicht möglich ist, die menschliche Anatomie in ihrer gesamten Komplexität zu erfassen, war eine Anforderungsanalyse vor Beginn der Entwicklung notwendig, wodurch eine angemessene Vereinfachung der nachzubildenden Strukturen möglich werden sollte. Eingangs wurden die Anforderungen, welche an das ASTMA-Phantom gestellt und aus Überlegungen und Vorarbeiten mit früheren prototypischen Phantomen abgeleitet wurden, verallgemeinert für beliebige Phantome zur Entwicklung medizintechnischer Systeme dargestellt (siehe Abschnitt 3.1.1 auf Seite 31ff.). Hierbei wurde versucht, für die Phantomkonstruktion entscheidende Eigenschaftsdimensionen abzubilden um ein zielführendes Design zu ermöglichen. Die Anforderungen mussten zunächst *a priori* gelten und sich gegebenenfalls in weiteren Entwicklungskontexten bewähren oder angepasst werden und auch in unlängst veröffentlichten Arbeiten, in welchen anthropomorphe Phantome als Trainingssysteme oder für Bildgebungsverfahren evaluiert wurden,^{51,63,132} findet sich bislang keine formale Beschreibung dieser Anforderungen (auch wenn ähnliche Konzepte scheinbar implizit verwendet wurden). Für das hier betrachtete Phantom und die durchgeführte Studie erwiesen sich die Anforderungen als sinnvolles strukturierendes Element für die zielgerichtete Entwicklung und Hypothesenbildung zur Validierung des Phantoms.

Als Konzept zur Phantomvalidierung sind sicher verschiedene Ansätze denkbar, die je nach Art und Struktur des zu bewertenden Phantoms unterschiedliche gewählt werden sollten und sich deutlich in ihrer Komplexität unterscheiden dürften. Ein wesentliches Problem dabei ist es, geeignete Maße (Items) zur Beurteilung der Phantomeigenschaften zu finden, welche möglichst vollständig die zu beurteilenden Anforderungen abbilden. In der vorliegenden Arbeit wurden dazu zunächst aus den Anforderungen direkt Hypothesen abgeleitet und wiederum für die Bewertung der Hypothesen Items gesucht, welche für die Bewertung der Hypothesen sinnvoll erschienen. Dabei ist anzumerken, dass sich die Wahl der Items zur Beurteilung der Hypothesen zusammen mit dem ganzen Phantom neuen Erkenntnissen durch die Phantomvalidierung anpassen müssen. Daher sind auch die hier genutzten Items zur Validierung keineswegs vollständig oder alternativlos, sondern lediglich ein aus den Vorüberlegungen resultierendes Konstrukt, welches für weitere Phantome adaptiert werden müsste. Ferner wurde nicht versucht, mehrere grundsätzlich unterschiedliche Items für ein definiertes Merkmal zu finden, sondern überwiegend Items zu verwenden, die möglichst unabhängig verschiedene Aspekte des Phantoms repräsentierten und eine möglichst verlässliche Messung von Merkmalsausprägungen gewährleisteten.^{15,12,108}

Konkret wurde versucht, wo es sinnvoll war, für ein möglichst hohes Maß an Objektivität physikalische Parameter zu bestimmen, was vor allem für die Beschreibung der Gefäßlumina und Flussgeschwindigkeiten möglich war. Für andere Eigenschaften sind subjektive Einschätzungen als Bewertungsmaß gewählt wurden, da diese über die gewählte Rating-Skala effizient und einfach zu erheben und gleichzeitig für viele Parameter mehr oder minder alternativlos oder nur sehr aufwendig zu ersetzen waren. So sind zwar für bspw. Ultraschalleigenschaften durchaus zahlreiche Parameter physikalisch messbar (und bereits beschrieben), wie Schallgeschwindigkeiten, Schallabschwächung, Scattering, Dichte, u.a., (für PVA-C siehe hierzu z.B. Surry *et al.*¹³⁰), jedoch gibt dies keinen wesentlichen Aufschluss über die letztlich resultierende sonographische Struktur, die nur der (möglichst erfahrene) Untersucher in Relation zu den ihm bekannten menschlichen Strukturen setzen kann. Aus diesem Grund wurden viele Eigenschaften des Phantoms über subjektive Bewertungen erfasst, was jedoch zum Preis einer geringeren Objektivität und Abhängigkeiten von der Probandenerfahrung und -motivation erkauft wird. Folglich waren Versuchsdurchführungen mit mehreren Probanden notwendig, um aus den unterschiedlichen Einschätzungen ein Gesamtbild generieren zu können. Hier sind in Studien zur Beurteilung von Virtual-Reality-Systemen ähnliche Konzepte verwendet worden (siehe z.B. Bittner *et al.*,¹³ Koch *et al.*,⁷⁵ Maithel *et al.*,⁸⁸ Schijven *et al.*,¹²¹ Stefanidis *et al.*¹²⁹ und Woo *et al.*¹⁴³), welche als Orientierung für das Studiendesign dienten. In diesen Studien wurde die „Face validity“ (Augenscheinvalidität) eines Systems erhoben und die „Construct validity“ (Konstruktvalidität) aus der unterschiedlichen Leistung von unterschiedlich erfahrenen Probanden abgeleitet. In dieser Arbeit wurde ebenfalls die „Face validity“ und die „Construct validity“ des konstruierten Phantoms erhoben. Ersteres ist schlicht das direkte Resultat der gemessenen qualitativen Items, als Ausdruck dessen, wie gut abgebildet wurde, was abgebildet werden sollte.¹⁰⁰ Letzteres resultierte in dieser Studie daraus, dass die Bewertung des Phantoms durch chirurgisch und sonographisch erfahrene Probanden erfolgte, deren Expertise es gestattete, definitive Aussagen über die Vergleichbarkeit der Eigenschaften des Phantoms mit den korrespondierenden menschlichen Eigenschaften zu erhalten, also das Phantom hinsichtlich des Konstrukts „vergleichbar mit dem Menschen“ eingeschätzt wird.²³

Den genannten Studien zur Validierung von Virtual-Reality-Systemen ist gemein, dass für ihre Durchführung größere Probandenzahlen verwendet wurden. Dem gegenüber wurde von Nielsen¹⁰² für die Beurteilung der Usability von Nutzerschnittstellen demonstriert und beschrieben, dass auch wenige erfahrene Probanden ausreichen, um ein aussagekräftiges Gesamtbild und einen großen Anteil der vorhandenen Fehler zu

erhalten (Nielsen empfiehlt drei bis fünf erfahrene Probanden zur heuristischen Evaluation). Aufgrund des rekursiven Charakters der Phantomentwicklung (siehe auch Abschnitt 3.1.1), erschien ein ähnlicher heuristischer Ansatz ebenfalls als angemessen, da es unzweckmäßig, ineffizient und teuer wäre, groß angelegte Validierungsstudien durchzuführen, wenn diese durch mitunter zwangsläufig resultierende umfangreiche Anpassungen am Phantom in der Folge womöglich mehrfach wiederholt werden müssten, so dass ein relativ kleiner Studenumfang als geeignet erschien. Um ferner dem Einfluss der Probandenerfahrung und der Möglichkeit, wichtige Items nicht berücksichtigt zu haben, Rechnung zu tragen, wurde zum einen für die Auswertung der Validierungsstudie das Probandenkollektiv hinsichtlich des vorliegenden Erfahrungsbereichs eingeteilt und Trends durch unterschiedliche Erfahrung ausgewertet, zum anderen wurden die Probandenaussagen während der Studie protokolliert und den Probanden die Möglichkeit gegeben, selbst Anmerkungen zu notieren.

5.2 Validität des ASTMA-Phantoms

5.2.1 Anatomische Validität

Gemäß Anforderung 1 sollte das ASTMA-Phantom anatomisch valide sein. Die hierzu gewählten Hypothesen unterstellten zum einen, dass die im Phantom modellierten Strukturen in Form, Größe, Lage, usw. den menschlichen Strukturen entsprechen (Hypothese 1a), welche nachgebildet werden sollten. Zum anderen sollte der Zugang zur inneren Thoraxwand am Phantom dem Zugang zur inneren Thoraxwand des Menschen während einer Sternotomie möglichst gut simuliert werden können (Hypothese 1b).

Die äußere Geometrie des ASTMA-Phantoms wurde von den Probanden überwiegend als gut den menschlichen Verhältnissen nachempfunden bewertet. Die Form- und Lageparameter konnten weiterhin als Skala aufgefasst, was nahe legt, dass hierbei zum Teil überlappende Eigenschaften erfragt wurden oder zumindest eine systematisch ähnliche Bewertung erfolgte. Die Einschätzung der Größe des Phantoms als tendentiell eher zu klein resultierte am ehesten aus der Verwendung des CT-Datensatz einer jüngeren weiblichen Patientin als Grundlage für die Phantomkonstruktion und aus der Größenbeschränkung durch den verwendeten 3D-Drucker. Ein relevanter Einfluss der Größe auf das ASTMA-System sollte allerdings nicht zu erwarten sein, insbesondere da auch der Zugang zur LIMA im Phantom als gut simuliert beurteilt wurde und unterschiedlich große Patienten im klinischen Alltag behandelt werden

und zu erwarten sind. Weiterhin kann hier auch ein Wahrnehmungseffekt vorliegen, da nur die innere Thoraxwand modelliert wurde, wohingegen Haut und subkutanes Weichteilgewebe für das Phantom nicht bedeutend waren und daher fehlten. Die signifikante positive Korrelation der Bewertung des Zugangs zur LIMA und der Form der Rippen unterstützt die Annahme, dass die Form bedeutsamer für die Simulation des Operationszugangs eingeschätzt wurde, als die Größe des Phantoms. Damit erscheint der formelle Zugang zum Präparationsgebiet im Phantom und die äußeren anatomischen Eigenschaften ausreichend gut simuliert, womit Hypothese 1b und ein Teil von Hypothese 1a angenommen werden können. Sofern dies aus dieser Studie abgeleitet werden kann, erscheint auch der Ansatz der Segmentierung und Konstruktion knöcherner Strukturen mit einem 3D-Drucker ausgehend von einem CT-Datensatz für Phantome geeignet, welche Knochen in ihrer anatomischen Form nachbilden sollen. Ein ähnlicher Ansatz mit einem knöchernen Schädel wurde auch von Mockel *et al.*⁹⁴ bereits beschrieben und erfolgreich verwendet. Anzumerken ist, dass die Gipsgrundlage Schaden bei der Lagerung in Wasser nimmt, was jedoch sehr gut durch eine großzügige Imprägnierung mit geeigneten hydrophoben Substanzen vermieden werden kann (siehe auch Abschnitt 3.1.4 auf Seite 39f.).

Die innere Anatomie des nachgebildeten Weichteilgewebes wurde vor allem hinsichtlich der einmodellierten Gefäße bewertet. Während der Verlauf der LIMA als gut empfunden wurde, wurden insbesondere die Items, die zu den Venen erhoben wurden weniger günstig bewertet. Insbesondere erschien der Abstand der LIMA zu den Venen zu groß und die LIMA etwas zu tief. Dieser zu große Abstand ist in der Art und Weise begründet, wie die Gefäße im Phantom integriert wurden: Da Silikonschläuche nur als Matrize für die Gefäße dienten und am Ende des Fertigungsprozess wieder entfernt wurden, durften sich diese nicht berühren, als das TMM gegossen wurde, da sonst Kurzschlüsse zwischen den verschiedenen Gefäßen entstanden wären. Daher wurden LIMA und Venen etwas voneinander entfernt platziert. Ebenfalls wurde die LIMA etwas tiefer im Phantom modelliert, um eine Kommunikation zwischen der LIMA und der Phantomoberfläche und zwischen den nach lateral abzweigenden Interkostalarterien und Venen zu vermeiden. Auffallend ist auch, dass eine „schlechte“ Bewertung der Venenverläufe und -lage eher durch die erfahrenen Probanden erfolgte, was die Schwierigkeit der Einschätzung dieser Parameter nahelegt. Die Untersuchungen von Arnez *et al.*⁶ zur Anatomie der *Vv. thoracicae interna*, aus denen der durchschnittliche Abstand der Venen voneinander mit etwa 5 mm berechnet werden kann, unterstützen diese Beurteilung der erfahreneren Probanden. Weiterhin wurde die Länge der LIMA zu kurz modelliert empfunden.

Für die Funktion des ASTMA-Systems ergeben sich daraus insgesamt durchaus Implikationen: Zunächst spielt die eher tiefe Lage und der Abstand der Begleitvenen eher eine untergeordnete Rolle für den Prozess der LIMA-Segmentierung, da die Tiefenauflösung der verwendeten Ultraschallsonde ausreichend war, die LIMA im gesamten Abschnitt darzustellen und eine tiefere Lage letztlich keine wesentliche Beeinflussung der oberflächlich registrierten Koordinaten erwarten lässt. Auch ist Verlauf und Lage der Begleitvenen unproblematisch, da vor allem die Flusssignale aus der LIMA für den Segmentierungsprozess ausgewertet werden. Für die semiautomatische Präparation des Gefäßpedikels ist die Lage der Gefäße und deren Abstand zueinander hingegen von größerer Bedeutung, denn auch wenn ein größerer Abstand der Venen durch Schneiden eines breiteren Pedikels kompensiert werden kann, spiegelt dies dann jedoch nicht die tatsächliche Situation beim Menschen wieder. Auch würde die zu tiefe Lage der LIMA im dicken Substernalgewebe eine Eichung des Systems auf eine zu tiefe Schnittführung nach sich ziehen. Während die Gefäßverläufe also für den Prozess der LIMA-Segmentierung durchaus akzeptabel sind, dieser Aspekt von Hypothese 1a unter dieser Bedingung also zusammenfassend angenommen werden kann, ist die Gefäßanatomie für die LIMA-Präparation nicht ausreichend genau modelliert und müsste optimiert werden. Zur Verbesserung wäre die Integration eines vorgefertigten Gefäßsystems denkbar, wie dies beispielsweise von Brunette *et al.*,¹⁶ Dineley *et al.*³³ und Mutoh *et al.*⁹⁸ beschrieben wurde. Für die geringere Länge der LIMA im Phantom im Vergleich zum Menschen war für den Prozess der Segmentierung kein wesentlicher Einfluss zu erwarten, jedoch wäre zur Präparation eine längere LIMA, die bis zum Abgang von der *A. subclavia sinistra* modelliert wird, notwendig, insbesondere da im proximalen Teil dann auch die Lagebeziehung zum *N. phrenicus* berücksichtigt werden sollte, da dieser im Rahmen koronarer Bypassoperationen eine Risikostruktur darstellt.^{29,69}

Die Durchmesser der modellierten Gefäße können für das ASTMA-System von Bedeutung sein, wenn die Gefäße auch anhand ihrer Größe identifiziert werden sollen oder zu große oder kleine Gefäße die Voraussetzungen, unter denen die Systementwicklung durchgeführt wird, dadurch systematisch beeinflussen. Auffallend war im ASTMA-Phantom der signifikant größere gemessene Durchmesser der LIMA im Vergleich zu den Venen im Phantom, trotz Verwendung gleich großer Silikonschläuche als Gefäßmatrizen. Weiterhin unterlag das verwendete PVA-C einem Schrumpfverhalten (siehe Abschnitt 3.1.5 auf Seite 41ff.), welches für LIMA und Venen eine Weite von etwa 2,6 mm bei gleichmäßig linearem Schrumpfen des Phantoms vermuten ließ, was von den Venen im Mittel unter-, von der LIMA überschritten wurde. Für diesen Befund

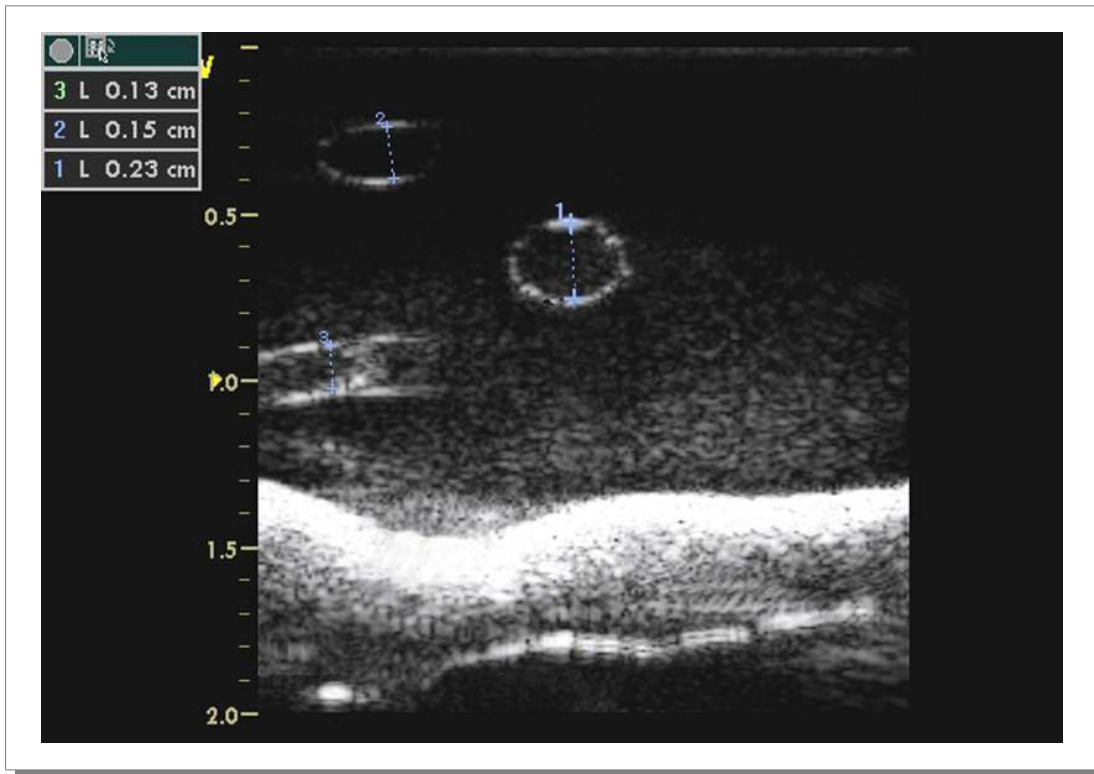


Abbildung 5.1.: VENENKOMPRESSION BEI DER MESSUNG DER GEFÄSSLUMINA. Man erkennt gut die deutliche Kompression der oben links gelegenen Vene (2) bei der Messung des Venendurchmessers, welcher deutlich zu gering ausfiel. Die LIMA ist in der Mitte zu erkennen (1), links im Bild ist eine Interkostalarterie halb längs angeschnitten. Die echodichtere Struktur in der Tiefe ist das modellierte Knochengewebe einer Rippe.

sind zwei wesentliche Gründe naheliegend: Zum einen erfolgte die Messung der Gefäßlumina während die Pumpe das Phantom perfundierte, so dass die LIMA unter dem höheren Druck der „Systole“ gedehnt wurde, während nur noch ein geringer Restfluss und -druck die Venen erreichte. Zum andern unterlagen die oberflächlicher gelegenen Venen einem größeren Einfluss des Andrucks der Ultraschallsonde (siehe dazu auch Abbildung 5.1) und wurden somit womöglich systematisch mit verringertem Durchmesser bestimmt. Die naheliegende Konsequenz die Messung bei ausgeschalteter Pumpe durchzuführen wurde nicht verfolgt, da dies keine Messung an der LIMA unter physiologischen Bedingungen simulieren würde. Insgesamt entsprachen die in der Validierungsstudie gemessenen Gefäßlumina dennoch im wesentlichen für die entsprechenden menschlichen Gefäße beschriebenen durchschnittlichen Durchmessern^{6,38} oder waren etwas größer,^{59,123,137} und waren somit angemessen gewählt. Auch hinsichtlich der relativen Weiten von LIMA und begleitenden Venen sind unterschiedliche Aussagen in der Fachliteratur zu finden (vgl. Feng *et al.*⁴⁵ und

Arnez *et al.*⁶⁾, so dass die etwas größere der LIMA im Vergleich zu den Begleitvenen im Phantom durchaus der menschlichen Anatomie entspricht oder entsprechen kann. Zusammenfassend ist Hypothese 1, also eine insgesamt gute anatomische Validität, angenommen, wenn nur der Prozess der Segmentierung getestet werden soll (wofür das Phantom entwickelt wurde), jedoch abzulehnen, wenn auch die Präparation simuliert und berücksichtigt werden soll. Hierfür müsste ein geeigneteres Modellierungskonzept für die Gefäße gefunden werden, welches es erlaubt, die Gefäße in sehr enger Lagebeziehung zueinander nachzubilden.

5.2.2 Physiologische Validität

Auch zur Einschätzung der „physiologischen Validität“ gemäß Anforderung 2 wurden verschiedene Aspekte des Phantoms betrachtet, wobei das Verhalten des ASTMA-Phantoms unter Duplexultraschallbildgebung besondere Berücksichtigung fand. Hierzu wurde durch Hypothese 2a unterstellt, dass im Phantom ein physiologischer „Blutfluss“ simuliert wurde, durch Hypothese 2b, dass die Strukturen im Phantom duplexsonographisch den menschlichen Strukturen ähnelten und durch Hypothese 2c, dass haptische Eigenschaften vorlagen, die mit menschlichem Gewebe vergleichbar waren.

Die einzelnen modellierten Strukturen wurden dabei in der B-Mode-Sonographie als durchweg gut mit dem Menschen vergleichbar bewertet, so dass Hypothese 2b prinzipiell angenommen werden kann. Insgesamt konnten die sonographischen Ähnlichkeiten der Strukturen im Phantom als mäßig reliable Skala aufgefasst werden, was eine systematische Bewertung dieser Items nahelegt und die Vermutung, dass hier auch der Gesamteindruck des sonographischen Bildes bei den Bewertungen eine Rolle spielte, unterstützt.

Dennoch ergaben sich einige Kritikpunkte. So ergab die Validierung, dass tendenziell zu wenig Artefakte im Phantom auftraten und dieses daher als recht idealisiert erschien, was auch durch mehrere Probanden so verbalisiert wurde. Die eher verminderten Artefakte führten zwar zu einer sehr guten Untersuchbarkeit im Ultraschall, jedoch auch zumindest hinsichtlich der Bewertung des TMM zu einer schlechteren Beurteilung. Um die Artefakte und die sonographische Struktur des Phantoms weiter zu verbessern wäre es möglich, in das TMM gezielt kleine Fremdkörper einzubringen, welche die Echogenität des Materials erhöhen würden. Hierfür würden sich beispielsweise Glaskügelchen oder Cellulosepartikel anbieten.^{25,47} Letztlich ist jedoch das Problem des zu idealisierten TMMs damit nicht gelöst, da dieses trotz höherer

Echogenität bei der Verwendung von Glaskügelchen dennoch sehr homogen erscheinen und folglich nur ein aus verschiedenen TMM-Bestandteilen zusammengesetztes Weichteilmodell eine realitätsnähere Abbildung gestatten würde. Der damit verbundene deutlich höhere Konstruktionsaufwand ist dann natürlich vor dem Hintergrund der letztlich geplanten Anwendung zu betrachten, und es ist abzuwägen, inwiefern die möglichst genaue Modellierung der enthaltenen Strukturen notwendig für das Erreichen der gesetzten Ziele ist: Da die duplexsonographische Beurteilung der Gefäße im Vordergrund stand, erschien die sonographische Homogenität und verminderte Artefaktdichte des TMMs als ausreichend gut. Ferner ist anzumerken, dass die absolute Stärke echogener Strukturen auch immer eine Frage der Feineinstellung des Sonographiegeräts, welche von unterschiedlichen Probanden auch durchaus unterschiedlich vorgenommen wurde, bzw. welche an verschiedene Einstellungen gewöhnt sind.

Einige erfahrenere Probanden vermissten die typische Dreischichtung arterieller Gefäße in der sonographischen Darstellung. Dies resultierte aus dem Ansatz, die Gefäße ohne Wände zu modellieren, was als Kompromiss zugunsten einer besseren und artefaktarmen Ultraschallbildgebung gewählt wurde,^{111,116,145} wobei auch die Verwendung von Schläuchen als Gefäße keine realistische Gefäßwandung erwarten ließ.¹⁶ Wie bereits für die Modellierung der Gefäßverläufe und -lage angesprochen, könnte auch dies durch die Vormodellierung der enthaltenen Gefäße prinzipiell optimiert werden, was auch die Nachbildung einer Wandschichtung ermöglichen würde, was zum Beispiel für die Anwendung von Phantomen zur Simulierung von intravasculärer Sonographie durch Brunette *et al.*¹⁶ beschrieben wurde. Dabrowski *et al.*²⁶ berichtete von der Verwendung biologischer Gefäße in Phantomen mit Perfusion, was ebenfalls als Alternative berücksichtigt werden sollte. Der Aufwand eines solchen, schwer zu standardisierenden Fertigungsansatzes für ein Phantom, das ggf. häufig neu produziert werden müsste, erschien jedoch schlicht nicht angemessen.

Die Perfusion der LIMA im Phantom wurde so gestaltet, dass ein pulsatile Fluss in den arteriellen Gefäßen entstand, welcher dem Fluss in der menschlichen LIMA ähneln sollte. Der dopplersonographisch messbare Fluss in der LIMA wurde sowohl im Duplex- als auch im PW-Mode durchweg als gut mit dem Menschen vergleichbar beurteilt, was als eines der entscheidenden Kriterien für die Eignung des Phantoms für die Entwicklung des ASTMA-System betrachtet werden musste. Der Fluss war dabei in erster Linie von der verwendeten Blutersatzflüssigkeit und der Pumpe abhängig. Während die verwendete Flüssigkeit von Ramnarine *et al.*¹¹² bereits evaluiert und als für sonographische Simulationen geeignet beschrieben wurde, wurde die

selbstkonstruierte Pumpe zunächst hinsichtlich ihres Verhaltens charakterisiert (siehe auch Anhang A auf Seite 123ff.). Dabei zeigte sich, dass die Pumpe zwar durchaus ein lineares Pumpverhalten aufwies, jedoch insbesondere bei niedrigen Steuerspannungen, wie sie zur Simulation des diastolischen Flusses notwendig waren, starke Streuungen des tatsächlich messbaren Flusses auftraten, was im eigentlichen Experiment sogar noch deutlicher auffiel, als im Charakterisierungsexperiment. Diese größeren Streuung während der Validierungsstudie erklären sich womöglich mit vielen kleinen Abweichungen in der Versuchsdurchführung, welche durch unterschiedliche Probanden und geringe Variationen im Versuchsaufbau an verschiedenen Tagen nicht vermeidbar waren. So wurden die Probanden beispielsweise aufgefordert, die LIMA möglichst proximal aufzuzeichnen, eine exakt gleiche Position konnte im Gegensatz zum Experiment für die Pumpencharakterisierung jedoch nicht gewährleistet werden. In Abbildung 4.4 auf Seite 75 wurden Flussprofile von unterschiedlichen Teilen der LIMA gezeigt. Da hier ein offensichtlicher Zusammenhang des aufgezeichneten Flussprofils mit der Messposition bestand, erscheint diese Erklärung naheliegend. Allerdings war die Varianz der durch die Pumpe erzeugten Flussgeschwindigkeiten dabei ohne wesentlichen Einfluss auf die Morphologie der erzeugten Flussprofile. Diese stellten sich nämlich bei verschiedenen Messungen eher als in den Amplituden skaliert dar (somit auch die Leistung der Pumpe), was sich deutlich in durchweg hochsignifikant positiven Korrelationen zwischen einzelnen Flussparametern zeigte. Auch ließen sich alle an einer Flusskurve messbaren Geschwindigkeitsparameter durch eine Hauptkomponentenanalyse auf nur eine einzige Hauptkomponente, welche über 90% der Varianz erklärte, reduzieren. Dies belegt die Linearität des Pumpverhaltens auch während der Erzeugung von Flussprofilen während der Validierungsstudie, also auch bei Ansteuerung der Pumpe mit sequentiell variierten Steuerspannungen, was im Charakterisierungsexperiment der Pumpe, welches die lineare Beziehung des erzeugten Flusses zur Steuerspannung nachweis, nicht untersucht wurde. Auch korrespondiert dies mit der guten Beurteilung der gemessenen Flussprofile, welche für unterschiedliche Probanden eine sehr ähnliche, als gut eingeschätzte Morphologie aufwiesen und hauptsächlich hinsichtlich der Absolutwerte der Flussparameter variierten. Hartman *et al.*⁵⁸ veröffentlichte eine Übersicht über die bei Patienten vor Bypassgrafting messbaren LIMA-Flussparameter. Vergleicht man diese mit den Parametern aus der Validierungsstudie, dann ist zu erkennen, dass die systolischen Flussparameter in der Größenordnung gut vergleichbar miteinander sind, während die diastolischen Flüsse im Phantom etwas zu hoch simuliert wurden, was mit einer Reduktion der diastolischen Steuerspannungen korrigiert werden kann. Auch erkennt

man, dass die Standardabweichungen der gemessenen Flussparameter absolut und relativ trotz der Leistungsschwankungen der Pumpe dennoch deutlich unter den an der menschlichen LIMA gemessenen Standardabweichungen korrespondierender Parameter lagen. Somit ist die nicht exakte Arbeitsweise der Pumpe im Vergleich zu den physiologisch auftretenden Streuungen akzeptabel und das Streuverhalten - obwohl zufällig - in gewisser Weise sogar erwünscht, da dadurch sogar die Realitätsnähe erhöht wird. Hypothese 2a kann somit angenommen werden.

Die Bewertung des Flusses in den Venen wurde nicht explizit erfragt, stattdessen sollte die duplexsonographische Unterscheidbarkeit zwischen den modellierten Arterien und Venen beurteilt werden. Auch wenn alle Probanden ohne Schwierigkeiten die Gefäße im Phantom unterscheiden konnten, empfanden einzelne Probanden die Unterscheidbarkeit nach formellen duplexsonographischen Kriterien als nicht gut möglich, da der zum Teil pulsatile Venenfluss durch Art der Venenperfusion im Phantom unphysiologisch erschien. Aufgrund der unterschiedlichen Farbkodierung durch unterschiedliche Flussrichtungen war eine Unterscheidbarkeit zur LIMA stets gegeben, dennoch sollte für den Einsatz mit dem ASTMA-System der Venenfluss vom Arterienfluss abgekoppelt werden und durch einen kontinuierlichen geringen Fluss ersetzt werden, was mit nur geringen Änderungen am Versuchsaufbau möglich wäre. Die subjektiv beurteilten haptischen Eigenschaften des Phantoms bezogen sich zum einen auf die Qualität des Weichteilgewebes, zum andern sollte durch die pulsatile Tätigkeit der Pumpe auch ein Puls über modellierten LIMA tastbar und dieser bewertet werden. Durch die eher tiefe Lage der LIMA wurde der Puls recht stark gedämpft, so dass diesen nur etwa die Hälfte der Probanden schwach tasten konnte, was in einer eher schlechten Bewertung des Pulses, vor allem durch die weniger erfahrenen Probanden, resultierte. Dies könnte durchaus ungünstige Auswirkungen auf die Funktion des ASTMA-Systems haben, da durch den fehlenden oder schlecht tastbaren Puls eine zusätzliche Information über den Verlauf der LIMA im Phantom verloren ginge, welche bei Menschen jedoch zur Verfügung stünde. Damit müsste das Phantom auch aus diesem Grund hinsichtlich der Gefäßlagen optimiert werden, wenn die LIMA-Pulsation für das ASTMA-System eine relevante Information darstellt, auch wenn die tiefen Gefäßlagen für den Zweck der Duplexultraschallbildgebung während des LIMA-Trackings eher wenig relevant erscheinen.

Das TMM wurde insgesamt als zu glatt empfunden, ebenso empfanden die erfahreneren Probanden das TMM als zu hart. Der Vergleich der Elastizitätsmodule von PVA-C, welches im Bereich von etwa 20 bis über 300 *kPa* angegeben wird,^{36,35,47} mit den publizierten Elastizitätsmodulen unterschiedlicher Arten von Weichteilgeweben,

welche je nach Gewebetyp etwa bei unter 1 bis etwa 30 *kPa* liegen,^{35,82,83,120} unterstützt diese Einschätzung und legt nahe, dass hier die Einschätzungen der weniger erfahrenen Probanden eher zu vernachlässigen sind. Zur Optimierung der Härte wäre hier die Produktion des PVA-C mit zusätzlichem Weichmacher denkbar,¹²⁰ alternativ müsste ein anderes TMM mit weicherer Konsistenz gewählt werden, was wiederum gegebenenfalls mit anderen Nachteilen, z.B. hinsichtlich der sonographischen Eigenschaften oder der Haltbarkeit erkauft werden würde. Zu bedenken ist dabei ebenfalls, dass zusätzliche Partikel im PVA-C zur Verbesserung der sonographischen Darstellung nicht ohne Einfluss auf die Härte des TMM⁴⁷ bleiben würde. Insbesondere die Glätte der Oberfläche ist jedoch schwer zu beeinflussen und sollte für andere TMM zunächst validiert werden. Hypothese 2c kann zusammenfassend für das vorliegende ASTMA-Phantom somit nicht angenommen werden, da die haptischen Eigenschaften des Weichteilgewebes als zu ungünstig erscheinen.

5.2.3 Zeitliche Konstanz der Phantomeigenschaften

Hypothese 3 unterstellte eine zeitliche Konstanz der messbaren Eigenschaften im Phantom. Hier war insbesondere das Weichteilmaterial von besonderem Interesse, wobei mit PVA-C als TMM ein als vergleichsweise haltbar beschriebenes Material verwendet wurde.^{25,73,130} Hinsichtlich der haptischen Eigenschaften des Phantoms ließ sich ein Zusammenhang der Bewertung mit dem Messzeitpunkt darstellen, wobei das TMM im Verlauf der Studie weicher zu werden schien. Allerdings zeigte sich auch ein Zusammenhang der haptischen Eigenschaften mit der Probandenerfahrung und wiederum, dass die Erfahrung der Probanden mit der Studienlänge abnahm (also negativ korrelierte). Nach partieller Korrelation mit der Probandenerfahrung als Kontrollparameter war so der Zusammenhang von Untersuchungszeitpunkt und haptischen Eigenschaften nicht mehr zu finden, so dass Hypothese 3 angenommen werden kann.

5.2.4 Eignung der Duplexsonographie zur Verfolgung der LIMA durch das ASTMA-System

Tabelle 5.1 zeigt zusammenfassend die zuvor diskutierten Ergebnisse und damit, wie gut das validierte Phantom den Anforderungen entsprach, nach denen es entwickelt wurde. Nach Hypothese 4 sollte es nun möglich werden, bei ausreichender anatomischer und physiologischer Validität des Phantoms Rückschlüsse auf die zu erwartende

Anforderung	Kurzbeschreibung	Eignung Tracking	Eignung Präparation
1a	Vorhandensein relevanter Strukturen	angenommen	abgelehnt
1b	Anatomie der Strukturen	angenommen	abgelehnt
1c	Zugang zum OP-Gebiet	angenommen	angenommen
2a	Simulation des Blutflusses	angenommen	angenommen
2b	Ähnlichkeit im Bildgebungsverfahren	angenommen	angenommen
2c	Physikalische Interaktion von System und Phantom	abgelehnt	abgelehnt
3	Haltbarkeit und Kosteneffizienz	angenommen	?

Tabelle 5.1.: ZUSAMMENFASSUNG DER VALIDIERUNGSERGEBNISSE. Die Tabelle zeigt die Ergebnisse der Validierung in Hinblick auf eine Verwendung des Phantoms in der Entwicklung des LIMA-Tracking und der LIMA-Präparation durch das ASTMA-System.

Funktion des ASTMA-Systems am Menschen zu ziehen. Betrachtet man die für das System offensichtlich relevanten Eigenschaften - hier seien insbesondere die sonographische Darstellungen, die grundsätzlich korrekte Anatomie und der ausreichend gut simulierte Zugangsweg genannt - so erscheint das ASTMA-Phantom als ausreichend valide, um daran Experimente zum LIMA-Tracking durchführen und die hierbei gewonnenen Informationen auf den Menschen extrapolieren zu können. Um die Eignung der Sonographie zu diesem Zweck näher zu untersuchen, wurden zusätzlich auch Items wie die „Darstellbarkeit der Gefäßabgänge“ oder die „Verfolgbarkeit der LIMA“ in den Fragebogen aufgenommen - alle diese Items wurden als „gut“ bis „sehr gut“ bewertet. Daher kann abgeleitet werden, dass der Prozess des LIMA-Trackings am Phantom gut zu erproben und im Erfolgsfall auch am Menschen funktionieren sollte. Trotz oder aufgrund der eher weniger gut vergleichbarer haptischer Eigenschaften (Anforderung 2c), wurde der Kontakt der Sonographiesonde mit dem TMM positiv bewertet. Aufgrund der jedoch ungünstigen haptischen Eigenschaften des Phantoms, sollte mit einer veränderten Sondenführung oder Darstellungsqualität *in vivo* gerechnet werden. Zur Verwendung des Phantoms im Prozess der LIMA-Präparation wären zuvor mehrere Aspekte zu überarbeiten, hierfür wurde das Phantom allerdings auch nicht gezielt entworfen.

5.3 Schlussfolgerungen und Ausblick



Abbildung 5.2.: ASTMA-SYSTEM IM EINSATZ. Die Abbildung zeigt den ASTMA-Roboterarm während eines Experiments am Phantom (a) und im Tierversuch am Schwein (b).

Um dem komplexen Entwicklungsprozess medizinischer Assistenzsysteme wie dem ASTMA-System Rechnung zu tragen, müssen geeignete Werkzeuge zu deren Erprobung entwickelt werden. Diese sollten wiederum auf geeignete Weise validiert werden, da nur dann davon ausgegangen werden kann, dass die Entwicklung zielführend gestaltet wird und zu einem Produkt führt, welches am Menschen anwendbar ist. Die Verwendung von validierten Phantomen zu diesem Zweck gestattet eine kosteneffektive und zielgerichtete Entwicklung, vermeidet in weitem Umfang tierexperimentelle Untersuchungen, erweitert die Sicht der Entwickler auf relevante Problemstellungen und erlaubt nicht zuletzt eine Extrapolation der gewonnenen Informationen auf die Situation am Menschen. Um Phantome für weitere Anwendungen entwickeln zu können, wurden in dieser Arbeit Anforderungen präsentiert, welche an anthropomorphe Phantome zur Systemevaluation gestellt werden können. Das in dieser Arbeit vorgestellte Phantom erfüllte in der Zusammenschau diese Anforderungen ausreichend gut und ließ erwarten, die Entwicklung eines wesentlichen Teilprozesses des ASTMA-Systems am Phantom durchführen zu können. Kritikpunkte am Phantom konnten erfolgreich durch die Validierungsstudie ermittelt werden, so dass zielführende Verbesserungsmöglichkeiten aufgedeckt und entsprechende Ergebnisse der Systementwicklung kritisch betrachtet werden konnten. Das ASTMA-System wurde im folgenden erfolgreich am Phantom getestet und weiterentwickelt, so dass wie daher erwarten war auch die Reproduktion des LIMA-Trackings im Tierexperiment (siehe Abbildung 5.2) gelang.

Weitere Untersuchungen zum Einsatz von Phantomen in der Entwicklung sollten durchgeführt werden, um weitere Vorteile und Anwendungsmöglichkeiten von Phantomen in diesem Zusammenhang zu ermitteln und Entwicklungsprozesse in der Medizintechnik aber auch die Phantomentwicklung und -validierung weiter optimieren zu können.

Zusammenfassung

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades Dr. med.

Ein anthropomorphes Phantom zur Evaluation eines chirurgischen Assistenzsystems mit intraoperativer Bildgebung

ingereicht von:

Christopher Fricke

geboren am 24.01.1984 in Aschersleben

angefertigt an der medizinischen Fakultät der Universität Leipzig

Innovation Center Computer Assisted Surgery, Herzzentrum Leipzig

Betreuer: Prof. Dr. Dr. med. Martin Misfeld

25. April 2013

Intraoperative Bildgebungsverfahren werden in vielen Operationsszenarien zunehmend eingesetzt, da diese ermöglichen, zusätzliche aktuelle Informationen über den Patienten zu gewinnen und in die Operationsabläufe einzubeziehen. Weiterhin wird damit dem Problem der während der Operation bereits veralteten präoperativ gewonnenen Bildgebungsdaten Rechnung getragen. Ein geeignetes Bildgebungsverfahren könnte auch dafür genutzt werden, einzelne Operationsschritte durch ein Assistenzsystem zu automatisieren. Dies kann zur Patientensicherheit und besseren Ergonomie des Operationsablaufes beitragen, wenn der Chirurg dadurch von repetitiven und mono-

tonen Aufgaben, die seine Situationsaufmerksamkeit beeinträchtigen können, befreit wird. Die Präparation von Weichteilgewebe zur Mobilisierung von Gefäßen, Nerven oder anderen Strukturen ist eine solche Aufgabe und ein wichtiger Bestandteil vieler Operationen. Dieser Schritt könnte von der Unterstützung durch ein automatisch arbeitendes chirurgisches Assistenzsystem profitieren.

Die Entwicklung eines solchen Systems ist jedoch komplex und die Realisierbarkeit ist zu einem frühen Entwicklungszeitpunkt oft nicht ausreichend beurteilbar. Zur Unterstützung dieser Entwicklungsprozesse bietet sich die Verwendung von Phantomen an, an welchen die Funktion des Systems getestet werden kann und welche es ermöglichen, noch vor der Durchführung von Experimenten im Tiermodell bereits zu einem frühen Zeitpunkt die Eignung der verwendeten Bildgebungs- und Regelungsverfahren zu überprüfen. Um darüber aussagekräftige Rückschlüsse über die Funktion des Systems während der jeweiligen Operation ziehen zu können, ist jedoch eine Voraussetzung, dass die verwendeten Phantome möglichst anatomisch und physiologisch dem Menschen entsprechend gestaltet sind und die verwendeten Materialien das Verhalten des entsprechenden menschlichen Gewebes in Bildgebung und Interaktion mit dem System gut imitieren können. Da dies nicht ohne weitere Überprüfung unterstellt werden kann, ist es notwendig, Phantome für den Einsatz in der Entwicklung komplexer System zuvor zu validieren.

In der vorliegenden Arbeit wurde ein anthropomorphes Phantom für die Entwicklung des ASTMA-Systems konstruiert und validiert. Das ASTMA-System ist ein Robotersystem, welches in Zusammenarbeit des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrt (DLR), dem Innovation Center for Computer Assisted Surgery (ICCAS) der Universität Leipzig, dem Herzzentrum Leipzig und der Klinik für Herzchirurgie des Universitätsspitals Zürich entwickelt wurde und in einem semiautomatischen Ansatz die Realisierbarkeit einer Regelung chirurgischer Instrumente durch den Einsatz intraoperativer Bildgebung demonstrieren sollte. Das System sollte in der Lage sein durch den Einsatz intraoperativer Duplexultraschallbildgebung und eines Elektroskalpells die innere linke Brustwandarterie (*A. mammaria interna sinistra*, LIMA) für die Verwendung als Bypassgefäß unter Kontrolle des Operateurs von der Innenseite der Brustwand her zu präparieren, nachdem diese in ihrem Verlauf registriert wurde (LIMA-Tracking). Im Kontext des ASTMA-Projektes wurde ein Phantom anhand vorher festgelegter Anforderungen vorrangig für den Arbeitsprozess des LIMA-Trackings entwickelt. Dieses sollte die Brustwand möglichst anatomisch korrekt nachbilden und es erlauben, Prozesse wie den arteriellen Fluss in der LIMA physiologisch simulieren zu können. Für die Phantomkonstruktion wurde die menschliche Brustwand zu einem

3-Kompartimente-Modell vereinfacht: Im Phantom bildete eine knöcherne Stützstruktur aus Gips den knöchernen Thorax, Polyvinylalkohol-Kryogel (PVA-C) wurde als Weichteilmaterial daran befestigt und die LIMA, sowie Venen und Interkostalarterien integriert. Das Phantom wurde an eine Pumpe angeschlossen, durch welche arterielle Flussprofile unter Verwendung einer geeigneten Blutersatzflüssigkeit simuliert wurden.

Anforderung	Ergebnis
Vorhandensein relevanter Strukturen	angenommen
Anatomie der Strukturen	angenommen
Zugang zum OP-Gebiet	angenommen
Simulation des Blutflusses	angenommen
Ähnlichkeit im Bildgebungsverfahren	angenommen
Physikalische Interaktion von System und Phantom	abgelehnt
Haltbarkeit und Kosteneffizienz	angenommen

Tabelle 6.1.: ZUSAMMENFASSUNG DER VALIDIERUNGSERGEBNISSE. Die Tabelle zeigt die Ergebnisse der Validierung in Hinblick auf eine Eignung des Phantoms zur Entwicklung des LIMA-Trackings durch das ASTMA-System.

Die Validierung des Phantoms erfolgte in Hinblick auf die gestellten Anforderungen in einer Probandenstudie. An dieser nahmen 18 Ärzte mit Erfahrung in Duplexultraschallbildung und koronaren Bypassoperationen teil, von denen 17 zur Auswertung herangezogen werden konnten. Die Probanden bewerteten verschiedene Eigenschaften des Phantoms in Vergleich zum Menschen. Es zeigte sich, dass das Phantom hinsichtlich der anatomischen Eigenschaften überwiegend gut modelliert war, jedoch die Gefäßgeometrie, besonders der *Vv. thoracicae internae*, verbesserungswürdig erschien. Hinsichtlich der sonographischen Eigenschaften wurde das Phantom ebenfalls als gut mit dem Menschen vergleichbar bewertet, insbesondere der Fluss in den Arterien konnte trotz eines teils ausgeprägten Streuverhaltens der verwendeten Pumpe gut simuliert werden, wenn auch der Venenfluss unphysiologisch erschien. Als nicht befriedigend erschienen die haptischen Eigenschaften des Phantoms und damit die Interaktionsmöglichkeiten des Systems mit diesem. Das Phantom war kostengünstig und verhältnismäßig einfach zu fertigen und zeigte stabile Eigenschaften im zeitlichen Verlauf. Tabelle 6.1 zeigt einen Überblick über das Validierungsergebnis.

Ausgehend von den Ergebnissen der Validierungsstudie war es trotz ungünstiger haptischer Eigenschaften zu erwarten, dass am Phantom der Prozess des LIMA-

Tracking in einer ausreichend physiologischen Umgebung simuliert werden konnte, so dass auch eine Übertragung auf die Situation *in vivo* nach Experimenten am Phantom ermöglicht worden. Folglich gelang die Übertragung auf das Tiermodell, nachdem das ASTMA-System erfolgreich am Phantom erprobt wurde.

Insgesamt konnte in dieser Arbeit demonstriert werden, wie ein Phantom hinsichtlich bestimmter Anforderungen entwickelt und validiert wurde, wie hieraus Aussagen für eine zielführende Verbesserung des Phantoms gewonnen werden können und wie ausgehend von der Validität des Phantoms ein medizintechnisches Verfahren in Entwicklung bewertet werden kann. Dies ermöglichte die zielführende Entwicklung des ASTMA-Systems unter Berücksichtigung der anatomischen und physiologischen Gegebenheiten sowie von Usability-Aspekten. Auch für zukünftige medizintechnische Projekte sollte die Entwicklung an zuvor validierten Phantomen als Möglichkeit berücksichtigt und die hier vorgestellten Konzepte weiterentwickelt werden.

Literaturverzeichnis

- [1] Comparison of coronary bypass surgery with angioplasty in patients with multivessel disease. The Bypass Angioplasty Revascularization Investigation (BARI) Investigators. *N Engl J Med*, 335(4):217–25, 1996.
- [2] B. Albayrak, A. F. Samdani, and P. M. Black. Intra-operative magnetic resonance imaging in neurosurgery. *Acta Neurochir (Wien)*, 146(6):543–56; discussion 557, 2004.
- [3] J. E. Aldrich. Basic physics of ultrasound imaging. *Crit Care Med*, 35(5 Suppl):S131–7, 2007.
- [4] E. M. Antman, D. T. Anbe, P. W. Armstrong, E. R. Bates, L. A. Green, M. Hand, J. S. Hochman, H. M. Krumholz, F. G. Kushner, G. A. Lamas, C. J. Mullany, J. P. Ornato, D. L. Pearle, M. A. Sloan, Jr. Smith, S. C., J. S. Alpert, J. L. Anderson, D. P. Faxon, V. Fuster, R. J. Gibbons, G. Gregoratos, J. L. Halperin, L. F. Hiratzka, S. A. Hunt, and A. K. Jacobs. ACC/AHA guidelines for the management of patients with ST-elevation myocardial infarction; A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee to Revise the 1999 Guidelines for the Management of patients with acute myocardial infarction). *J Am Coll Cardiol*, 44(3):E1–E211, 2004.
- [5] M. Argenziano, M. Katz, J. Bonatti, S. Srivastava, D. Murphy, R. Poirier, D. Loulmet, L. Siwek, U. Kreaden, and D. Ligon. Results of the prospective multicenter trial of robotically assisted totally endoscopic coronary artery bypass grafting. *Ann Thorac Surg*, 81(5):1666–74; discussion 1674–5, 2006.
- [6] Z. M. Arnez, L. Valdatta, M. P. Tyler, and F. Planinsek. Anatomy of the internal mammary veins and their use in free TRAM flap breast reconstruction. *Br J Plast Surg*, 48(8):540–5, 1995.

- [7] National Electrical Manufacturers Association. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Standard, 2009.
- [8] F. J. Baumgartner, A. Gheissari, E. R. Capouya, G. P. Panagiotides, A. Katouzian, and T. Yokoyama. Technical aspects of total revascularization in off-pump coronary bypass via sternotomy approach. *Ann Thorac Surg*, 67(6):1653–8, 1999.
- [9] U. Benedetto, G. Melina, E. Angeloni, S. Refice, A. Roscitano, B. Fiorani, G. D. Di Nucci, and R. Sinatra. Coronary artery bypass grafting versus drug-eluting stents in multivessel coronary disease. A meta-analysis on 24,268 patients. *Eur J Cardiothorac Surg*, 36(4):611–5, 2009.
- [10] A. Benninghoff and D. Drenckhahn. *Anatomie. Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie*, volume 1. Urban und Fischer Verlag/Elsevier GmbH, 16. auflage edition, 2003.
- [11] A. Benninghoff and D. Drenckhahn. *Anatomie. Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie*, volume 2. Urban und Fischer Verlag/Elsevier GmbH, 16. auflage edition, 2004.
- [12] M. Bühner. *Einführung in die Test- und Fragebogenkonstruktion*. Pearson Studium, 2 edition, 2006.
- [13] J. G. th Bittner, J. D. Mellinger, T. Imam, R. R. Schade, and Jr. Macfadyen, B. V. Face and construct validity of a computer-based virtual reality simulator for ERCP. *Gastrointest Endosc*, 71(2):357–64, 2010.
- [14] P. W. Boonstra, J. G. Grandjean, and M. A. Mariani. Improved method for direct coronary grafting without CPB via anterolateral small thoracotomy. *Ann Thorac Surg*, 63(2):567–9, 1997.
- [15] J. Bortz and N. Döring. *Forschungsmethoden und Evaluation: für Human- und Sozialwissenschaftler*. Springer, Berlin, 4 edition, 2006.
- [16] J. Brunette, R. Mongrain, G. Cloutier, M. Bertrand, O. F. Bertrand, and J. C. Tardif. A novel realistic three-layer phantom for intravascular ultrasound imaging. *Int J Cardiovasc Imaging*, 17(5):371–81, 2001.
- [17] E. Buffolo, C. S. de Andrade, J. N. Branco, C. A. Teles, L. F. Aguiar, and W. J. Gomes. Coronary artery bypass grafting without cardiopulmonary bypass. *Ann Thorac Surg*, 61(1):63–6, 1996.

- [18] J. A. Cadeddu, A. Bzostek, S. Schreiner, A. C. Barnes, W. W. Roberts, J. H. Anderson, R. H. Taylor, and L. R. Kavoussi. A robotic system for percutaneous renal access. *J Urol*, 158(4):1589–93, 1997.
- [19] A. M. Calafiore, M. Di Mauro, M. Contini, G. Di Giammarco, M. Pano, G. Vitolla, A. Bivona, R. Carella, and S. D’Alessandro. Myocardial revascularization with and without cardiopulmonary bypass in multivessel disease: impact of the strategy on early outcome. *Ann Thorac Surg*, 72(2):456–62; discussion 462–3, 2001.
- [20] P.E. Ceruzzi. *A History of Modern Computing (History of Computing)*. MIT Press, 2nd edition, 1998.
- [21] X. Chen, C. D. Lehman, and K. E. Dee. MRI-guided breast biopsy: clinical experience with 14-gauge stainless steel core biopsy needle. *AJR Am J Roentgenol*, 182(4):1075–80, 2004.
- [22] K. C. Chu and B. K. Rutt. Polyvinyl alcohol cryogel: an ideal phantom material for MR studies of arterial flow and elasticity. *Magn Reson Med*, 37(2):314–9, 1997.
- [23] L. J. Cronbach and P. E. Meehl. Construct validity in psychological tests. *Psychol Bull*, 52(4):281–302, 1955.
- [24] R. Cubeddu, A. Pifferi, P. Taroni, A. Torricelli, and G. Valentini. A solid tissue phantom for photon migration studies. *Phys Med Biol*, 42(10):1971–9, 1997.
- [25] M. O. Culjat, D. Goldenberg, P. Tewari, and R. S. Singh. A review of tissue substitutes for ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol*, 36(6):861–73, 2010.
- [26] W. Dabrowski, J. Dunmore-Buyze, H. N. Cardinal, and A. Fenster. A real vessel phantom for flow imaging: 3-D Doppler ultrasound of steady flow. *Ultrasound Med Biol*, 27(1):135–41, 2001.
- [27] M. J. Davies. The pathophysiology of acute coronary syndromes. *Heart*, 83(3):361–6, 2000.
- [28] D. de Canniere, G. Wimmer-Greinecker, R. Cichon, V. Gulielmos, F. Van Praet, U. Seshadri-Kreaden, and V. Falk. Feasibility, safety, and efficacy of totally endoscopic coronary artery bypass grafting: multicenter european experience. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 134(3):710–6, 2007.

- [29] Y. Deng, K. Byth, and H. S. Paterson. Phrenic nerve injury associated with high free right internal mammary artery harvesting. *Ann Thorac Surg*, 76(2):459–63, 2003.
- [30] C. Detter, H. Reichenspurner, D. H. Boehm, M. Thalhammer, P. Raptis, A. Schutz, and B. Reichart. Minimally invasive direct coronary artery bypass grafting (MID-CAB) and off-pump coronary artery bypass grafting (OPCAB): two techniques for beating heart surgery. *Heart Surg Forum*, 5(2):157–62, 2002.
- [31] C. Detter, H. Reichenspurner, D. H. Boehm, M. Thalhammer, A. Schutz, and B. Reichart. Single vessel revascularization with beating heart techniques – minithoracotomy or sternotomy? *Eur J Cardiothorac Surg*, 19(4):464–70, 2001.
- [32] A. Diegeler, M. Matin, V. Falk, R. Battellini, T. Walther, R. Autschbach, and F. W. Mohr. Coronary bypass grafting without cardiopulmonary bypass—technical considerations, clinical results, and follow-up. *Thorac Cardiovasc Surg*, 47(1):14–8, 1999.
- [33] J. Dineley, S. Meagher, T. L. Poepping, W. N. McDicken, and P. R. Hoskins. Design and characterisation of a wall motion phantom. *Ultrasound Med Biol*, 32(9):1349–57, 2006.
- [34] S. Dogan, T. Aybek, K. Westphal, S. Mierdl, A. Moritz, and G. Wimmer-Greinecker. Computer-enhanced totally endoscopic sequential arterial coronary artery bypass. *Ann Thorac Surg*, 72(2):610–1, 2001.
- [35] F. Duboeuf, A. Basarab, H. Liebgott, E. Brusseau, P. Delachartre, and D. Vray. Investigation of PVA cryogel Young’s modulus stability with time, controlled by a simple reliable technique. *Med Phys*, 36(2):656–61, 2009.
- [36] F. Duboeuf, H. Liebgott, A. Basarab, E. Brusseau, P. Delachartre, and D. Vray. Static mechanical assessment of elastic Young’s modulus of tissue mimicking materials used for medical imaging. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2007:3450–3, 2007.
- [37] A.J. Duerinckx and E.J. Pisa. Filmless Picture Archiving and Communication System (PACS) in Diagnostic Radiology. *Proc SPIE*, 318:9–18, 1982.
- [38] C. L. Dupin, R. J. Allen, C. A. Glass, and R. Bunch. The internal mammary artery and vein as a recipient site for free-flap breast reconstruction: a report of 110 consecutive cases. *Plast Reconstr Surg*, 98(4):685–9; discussion 690–2, 1996.

- [39] K. A. Eagle, R. A. Guyton, R. Davidoff, F. H. Edwards, G. A. Ewy, T. J. Gardner, J. C. Hart, H. C. Herrmann, L. D. Hillis, Jr. Hutter, A. M., B. W. Lytle, R. A. Marlow, W. C. Nugent, and T. A. Orszulak. ACC/AHA 2004 guideline update for coronary artery bypass graft surgery: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee to Update the 1999 Guidelines for Coronary Artery Bypass Graft Surgery). *Circulation*, 110(14):e340–437, 2004.
- [40] V. Falk, A. Diegeler, T. Walther, J. Banusch, J. Brucerius, J. Raumans, R. Autschbach, and F. W. Mohr. Total endoscopic computer enhanced coronary artery bypass grafting. *Eur J Cardiothorac Surg*, 17(1):38–45, 2000.
- [41] V. Falk, A. Diegeler, T. Walther, S. Jacobs, J. Raumans, and F. W. Mohr. Total endoscopic off-pump coronary artery bypass grafting. *Heart Surg Forum*, 3(1):29–31, 2000.
- [42] V. Falk, S. Jacobs, J. Gummert, and T. Walther. Robotic coronary artery bypass grafting (CABG)–the Leipzig experience. *Surg Clin North Am*, 83(6):1381–6, ix, 2003.
- [43] V. Falk, F. Mourgues, L. Adhami, S. Jacobs, H. Thiele, S. Nitzsche, F. W. Mohr, and E. Coste-Maniere. Cardio navigation: planning, simulation, and augmented reality in robotic assisted endoscopic bypass grafting. *Ann Thorac Surg*, 79(6):2040–7, 2005.
- [44] A. Felden, J. Vagner, A. Hinz, H. Fischer, S. O. Pfeleiderer, J. R. Reichenbach, and W. A. Kaiser. ROBITOM-robot for biopsy and therapy of the mamma. *Biomed Tech (Berl)*, 47 Suppl 1 Pt 1:2–5, 2002.
- [45] L. J. Feng. Recipient vessels in free-flap breast reconstruction: a study of the internal mammary and thoracodorsal vessels. *Plast Reconstr Surg*, 99(2):405–16, 1997.
- [46] G. Fichtinger, J. P. Fiene, C. W. Kennedy, G. Kronreif, I. Iordachita, D. Y. Song, E. C. Burdette, and P. Kazanzides. Robotic assistance for ultrasound-guided prostate brachytherapy. *Med Image Anal*, 12(5):535–45, 2008.
- [47] J. Fromageau, J. L. Gennisson, C. Schmitt, R. L. Maurice, R. Mongrain, and G. Cloutier. Estimation of polyvinyl alcohol cryogel mechanical properties with four ultrasound elastography methods and comparison with gold standard testings. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 54(3):498–509, 2007.

- [48] T. R. Gadacz and M. A. Talamini. Traditional versus laparoscopic cholecystectomy. *Am J Surg*, 161(3):336–8, 1991.
- [49] A. G. Gallagher, N. McClure, J. McGuigan, K. Ritchie, and N. P. Sheehy. An ergonomic analysis of the fulcrum effect in the acquisition of endoscopic skills. *Endoscopy*, 30(7):617–20, 1998.
- [50] B. Gansera, M. Schiller, T. Kiask, L. Angelis, P. Neumaier-Prauser, and B. M. Kemkes. Internal thoracic artery vs. vein grafts—postoperative angiographic findings in symptomatic patients after 1000 days. *Thorac Cardiovasc Surg*, 51(5):239–43, 2003.
- [51] A. A. Gresens, R. C. Britt, E. C. Feliberti, and L. D. Britt. Ultrasound-guided breast biopsy for surgical residents: evaluation of a phantom model. *J Surg Educ*, 69(3):411–5, 2012.
- [52] J. F. Gummert, A. Funkat, A. Beckmann, W. Schiller, K. Hekmat, M. Ernst, and A. Haverich. Cardiac surgery in Germany during 2007: a report on behalf of the German Society for Thoracic and Cardiovascular Surgery. *Thorac Cardiovasc Surg*, 56(6):328–36, 2008.
- [53] M. Gupta, L. Sodhi, and D. Sahni. The branching pattern of internal thoracic artery on the anterior chest wall. *J Anat. Soc. India*, 51(2):194–198, 2002.
- [54] C. N. Gutt, T. Oniu, A. Mehrabi, A. Kashfi, P. Schemmer, and M. W. Buchler. Robot-assisted abdominal surgery. *Br J Surg*, 91(11):1390–7, 2004.
- [55] J. R. Haaga and A. J. Weinstein. CT-guided percutaneous aspiration and drainage of abscesses. *AJR Am J Roentgenol*, 135(6):1187–94, 1980.
- [56] U. Hagn, R. Konietschke, A. Tobergte, M. Nickl, S. Jorg, B. Kubler, G. Passig, M. Groger, F. Frohlich, U. Seibold, L. Le-Tien, A. Albu-Schaffer, A. Nothhelfer, F. Hacker, M. Grebenstein, and G. Hirzinger. DLR MiroSurge: a versatile system for research in endoscopic telesurgery. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 5(2):183–93, 2010.
- [57] S. J. Harris, F. Arambula-Cosio, Q. Mei, R. D. Hibberd, B. L. Davies, J. E. Wickham, M. S. Nathan, and B. Kundu. The Probot—an active robot for prostate resection. *Proc Inst Mech Eng H*, 211(4):317–25, 1997.
- [58] J. M. Hartman, J. C. Kelder, R. G. Ackerstaff, E. T. Bal, F. E. Vermeulen, and A. J. Bogers. Different behavior of sequential versus single left internal mammary

- artery to left anterior descending area grafts(1). *Cardiovasc Surg*, 9(6):586–94, 2001.
- [59] L. Hefel, A. Schwabegger, M. Ninkovic, G. Wechselberger, B. Moriggl, P. Waldenberger, and H. Anderl. Internal mammary vessels: anatomical and clinical considerations. *Br J Plast Surg*, 48(8):527–32, 1995.
- [60] A. K. Hemal and M. Menon. Robotics in urology. *Curr Opin Urol*, 14(2):89–93, 2004.
- [61] H. S. Ho, P. Mohan, E. D. Lim, D. L. Li, J. S. Yuen, W. S. Ng, W. K. Lau, and C. W. Cheng. Robotic ultrasound-guided prostate intervention device: system description and results from phantom studies. *Int J Med Robot*, 5(1):51–8, 2009.
- [62] W. Huda and G. A. Sandison. Estimation of mean organ doses in diagnostic radiology from rando phantom measurements. *Health Phys*, 47(3):463–7, 1984.
- [63] N. Hungr, J. A. Long, V. Beix, and J. Troccaz. A realistic deformable prostate phantom for multimodal imaging and needle-insertion procedures. *Med Phys*, 39(4):2031–41, 2012.
- [64] S. Jacobs, V. Falk, D. Holzhey, and F. W. Mohr. Perspectives in endoscopic cardiac surgery. *Comput Biol Med*, 37(10):1374–6, 2007.
- [65] S. Jacobs, V. Falk, J. Onnasch, and F. W. Mohr. [thorascopic coronary surgery. current status and future perspectives]. *Chirurg*, 74(4):310–4, 2003.
- [66] M. Jakopec, S. J. Harris, F. Rodriguez y Baena, P. Gomes, J. Cobb, and B. L. Davies. The first clinical application of a "hands-on" robotic knee surgery system. *Comput Aided Surg*, 6(6):329–39, 2001.
- [67] A. Jankovski, F. Francotte, G. Vaz, E. Fomekong, T. Duprez, M. Van Boven, M. A. Docquier, L. Hermoye, G. Cosnard, and C. Raftopoulos. Intraoperative magnetic resonance imaging at 3-T using a dual independent operating room-magnetic resonance imaging suite: development, feasibility, safety, and preliminary experience. *Neurosurgery*, 63(3):412–24; discussion 424–6, 2008.
- [68] W. B. Kannel. Silent myocardial ischemia and infarction: insights from the framingham study. *Cardiol Clin*, 4(4):583–91, 1986.
- [69] M. G. Katz, R. Katz, A. Schachner, and A. J. Cohen. Phrenic nerve injury after coronary artery bypass grafting: will it go away? *Ann Thorac Surg*, 65(1):32–5, 1998.

- [70] W. E. Katz, M. Zenati, W. A. Mandarino, H. A. Cohen, and 3rd Gorcsan, J. Assessment of left internal mammary artery graft patency and flow reserve after minimally invasive direct coronary artery bypass. *Am J Cardiol*, 84(7):795–801, 1999.
- [71] J. Kempfert, V. Falk, G. Schuler, A. Linke, D. Merk, F. W. Mohr, and T. Walther. Dyna-CT during minimally invasive off-pump transapical aortic valve implantation. *Ann Thorac Surg*, 88(6):2041, 2009.
- [72] J. Kettenbach, G. Kronreif, M. Figl, M. Furst, W. Birkfellner, R. Hanel, W. Ptacek, and H. Bergmann. Robot-assisted biopsy using computed tomography-guidance: initial results from in vitro tests. *Invest Radiol*, 40(4):219–28, 2005.
- [73] A. Kharine, S. Manohar, R. Seeton, R. G. Kolkman, R. A. Bolt, W. Steenbergen, and F. F. de Mul. Poly(vinyl alcohol) gels for use as tissue phantoms in photoacoustic mammography. *Phys Med Biol*, 48(3):357–70, 2003.
- [74] J. K. Kirklin, S. Westaby, E. H. Blackstone, J. W. Kirklin, D. E. Chenoweth, and A. D. Pacifico. Complement and the damaging effects of cardiopulmonary bypass. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 86(6):845–57, 1983.
- [75] A. D. Koch, S. N. Buzink, J. Heemskerk, S. M. Botden, R. Veenendaal, J. J. Jakimowicz, and E. J. Schoon. Expert and construct validity of the Symbionix GI Mentor II endoscopy simulator for colonoscopy. *Surg Endosc*, 22(1):158–62, 2008.
- [76] W. Korb, M. Kornfeld, W. Birkfellner, R. Boesecke, M. Figl, M. Fuerst, J. Kettenbach, A. Vogler, S. Hassfeld, and G. Kornreif. Risk analysis and safety assessment in surgical robotics: a case study on a biopsy robot. *Minim Invasive Ther Allied Technol*, 14(1):23–31, 2005.
- [77] W. Korb, R. Marmulla, J. Raczkowski, J. Muhling, and S. Hassfeld. Robots in the operating theatre—chances and challenges. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 33(8):721–32, 2004.
- [78] V. Kumar, A.K. Abbas, and N. Fausto. *Robbins and Cotran's Pathologic Basis of Disease*. Saunders, 7th edition, 2004.
- [79] A. P. Kypson, L. W. Nifong, and Jr. Chitwood, W. R. Robot-assisted surgery: training and re-training surgeons. *Int J Med Robot*, 1(1):70–6, 2004.
- [80] S. L. Lee, M. Lerotic, V. Vitiello, S. Giannarou, K. W. Kwok, M. Visentini-Scarzanella, and G. Z. Yang. From medical images to minimally invasive

- intervention: Computer assistance for robotic surgery. *Comput Med Imaging Graph*, 34(1):33–45, 2010.
- [81] P. Libby and P. Theroux. Pathophysiology of coronary artery disease. *Circulation*, 111(25):3481–8, 2005.
- [82] R. L. Lieber. *The Physiological Basis of Rehabilitation*. Lippincott Williams and Wilkins, 2nd edition, 2002.
- [83] Y. J. Lim, D. Deo, T. P. Singh, D. B. Jones, and S. De. In situ measurement and modeling of biomechanical response of human cadaveric soft tissues for physics-based surgical simulation. *Surg Endosc*, 23(6):1298–307, 2009.
- [84] D. Lindner, C. Trantakis, C. Renner, S. Arnold, A. Schmitgen, J. Schneider, and J. Meixensberger. Application of intraoperative 3D ultrasound during navigated tumor resection. *Minim Invasive Neurosurg*, 49(4):197–202, 2006.
- [85] F. D. Loop, B. W. Lytle, D. M. Cosgrove, R. W. Stewart, M. Goormastic, G. W. Williams, L. A. Golding, C. C. Gill, P. C. Taylor, W. C. Sheldon, and et al. Influence of the internal-mammary-artery graft on 10-year survival and other cardiac events. *N Engl J Med*, 314(1):1–6, 1986.
- [86] E. L. Madsen, J. A. Zagzebski, R. A. Banjavie, and R. E. Jutila. Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms. *Med Phys*, 5(5):391–4, 1978.
- [87] S. Maeso, M. Reza, J. A. Mayol, J. A. Blasco, M. Guerra, E. Andradas, and M. N. Plana. Efficacy of the Da Vinci surgical system in abdominal surgery compared with that of laparoscopy: a systematic review and meta-analysis. *Ann Surg*, 252(2):254–62, 2010.
- [88] S. Maithel, R. Sierra, J. Korndorffer, P. Neumann, S. Dawson, M. Callery, D. Jones, and D. Scott. Construct and face validity of MIST-VR, Endotower, and CELTS: are we ready for skills assessment using simulators? *Surg Endosc*, 20(1):104–12, 2006.
- [89] S. Manohar, A. Kharine, J. C. van Hespen, W. Steenbergen, and T. G. van Leeuwen. Photoacoustic mammography laboratory prototype: imaging of breast tissue phantoms. *J Biomed Opt*, 9(6):1172–81, 2004.
- [90] F. Mantwill, A. P. Schulz, A. Faber, D. Hollstein, M. Kammal, A. Fay, and Ch Jurgens. Robotic systems in total hip arthroplasty—is the time ripe for a new approach? *Int J Med Robot*, 1(4):8–19, 2005.

- [91] C. R. Merritt. Doppler US: the basics. *Radiographics*, 11(1):109–19, 1991.
- [92] D. G. Mitchell. Color Doppler imaging: principles, limitations, and artifacts. *Radiology*, 177(1):1–10, 1990.
- [93] M. Moche, D. Zajonz, T. Kahn, and H. Busse. MRI-guided procedures in various regions of the body using a robotic assistance system in a closed-bore scanner: preliminary clinical experience and limitations. *J Magn Reson Imaging*, 31(4):964–74, 2010.
- [94] H. Mockel, R. Grunert, A. Possneck, M. Hofer, M. Thalheim, G. Strauss, U. Fickweiler, J. Meixensberger, A. Dietz, and W. Korb. [ElePhant: an anatomic-electronic simulation system for the evaluation of computer assisted interventions and surgical education]. *Biomed Tech (Berl)*, 52(6):375–82, 2007.
- [95] F. W. Mohr, V. Falk, A. Diegeler, and R. Autschback. Computer-enhanced coronary artery bypass surgery. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 117(6):1212–4, 1999.
- [96] G. E. Moore. Cramming more components onto integrated circuits. *Electronics*, 38(8), 1965.
- [97] H. Moriyama, N. Ishikawa, M. Kawaguchi, K. Hirose, and G. Watanabe. Robot-assisted laparoscopic resection for gastric gastrointestinal stromal tumor. *Surg Laparosc Endosc Percutan Tech*, 22(3):e155–6, 2012.
- [98] T. Mutoh, T. Ishikawa, H. Ono, and N. Yasui. A new polyvinyl alcohol hydrogel vascular model (KEZLEX) for microvascular anastomosis training. *Surg Neurol Int*, 1:74, 2010.
- [99] J. M. Neuerburg, G. Adam, A. Buecker, K. W. Zilkens, T. Schmitz-Rode, D. Hunter, J. J. van Vaals, and R. W. Guenther. MRI-guided biopsy of bone in a hybrid system. *J Magn Reson Imaging*, 8(1):85–90, 1998.
- [100] B. Nevo. Face validity revisited. *JEM*, 22(4):287–293, 1985.
- [101] W. H. Ng, K. Mukhida, and J. T. Rutka. Image guidance and neuromonitoring in neurosurgery. *Childs Nerv Syst*, 26(4):491–502, 2010.
- [102] J. Nielsen. *Usability Engineering*. Morgan Kaufmann, new edition edition, 1994.
- [103] S. G. Orel, M. Rosen, C. Mies, and M. D. Schnall. MR imaging-guided 9-gauge vacuum-assisted core-needle breast biopsy: initial experience. *Radiology*, 238(1):54–61, 2006.

- [104] S. Pandya, J. W. Motkoski, C. Serrano-Almeida, A. D. Greer, I. Latour, and G. R. Sutherland. Advancing neurosurgery with image-guided robotics. *J Neurosurg*, 111(6):1141–9, 2009.
- [105] P. Paw and J. M. Sackier. Complications of laparoscopy and thoracoscopy. *J Intensive Care Med*, 9(6):290–304, 1994.
- [106] T. L. Poepping, H. N. Nikolov, M. L. Thorne, and D. W. Holdsworth. A thin-walled carotid vessel phantom for Doppler ultrasound flow studies. *Ultrasound Med Biol*, 30(8):1067–78, 2004.
- [107] K. M. Pondman, J. J. Futterer, B. ten Haken, L. J. Schultze Kool, J. A. Witjes, T. Hambrock, K. J. Macura, and J. O. Barentsz. MR-guided biopsy of the prostate: an overview of techniques and a systematic review. *Eur Urol*, 54(3):517–27, 2008.
- [108] R. Porst. Question Wording — Zur Formulierung von Fragebogen-Fragen. In *Fragebogen*, pages 95–114. VS Verlag für Sozialwissenschaften, 2008.
- [109] National Cholesterol Education Program. Third report of the expert panel on detection, evaluation, and treatment of high blood cholesterol in adults (adult treatment panel iii) final report. *Circulation*, 106(25):3143–421, 2002.
- [110] J. D. Puskas, V. H. Thourani, J. J. Marshall, S. J. Dempsey, M. A. Steiner, B. H. Sammons, 3rd Brown, W. M., J. P. Gott, W. S. Weintraub, and R. A. Guyton. Clinical outcomes, angiographic patency, and resource utilization in 200 consecutive off-pump coronary bypass patients. *Ann Thorac Surg*, 71(5):1477–83; discussion 1483–4, 2001.
- [111] K. V. Ramnarine, T. Anderson, and P. R. Hoskins. Construction and geometric stability of physiological flow rate wall-less stenosis phantoms. *Ultrasound Med Biol*, 27(2):245–50, 2001.
- [112] K. V. Ramnarine, D. K. Nassiri, P. R. Hoskins, and J. Lubbers. Validation of a new blood-mimicking fluid for use in Doppler flow test objects. *Ultrasound Med Biol*, 24(3):451–9, 1998.
- [113] J. Rassweiler, M. Hruza, D. Teber, and L. M. Su. Laparoscopic and robotic assisted radical prostatectomy—critical analysis of the results. *Eur Urol*, 49(4):612–24, 2006.

- [114] C. E. Reiley, T. Akinbiyi, D. Burschka, D. C. Chang, A. M. Okamura, and D. D. Yuh. Effects of visual force feedback on robot-assisted surgical task performance. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 135(1):196–202, 2008.
- [115] I. Reinertsen and D. L. Collins. A realistic phantom for brain-shift simulations. *Med Phys*, 33(9):3234–40, 2006.
- [116] D. W. Rickey, P. A. Picot, D. A. Christopher, and A. Fenster. A wall-less vessel phantom for Doppler ultrasound studies. *Ultrasound Med Biol*, 21(9):1163–76, 1995.
- [117] F. Robicsek. Robotic cardiac surgery: time told! *J Thorac Cardiovasc Surg*, 135(2):243–6, 2008.
- [118] G. D. Rosson, L. H. Holton, R. P. Silverman, N. K. Singh, and M. Y. Nahabedian. Internal mammary perforators: a cadaver study. *J Reconstr Microsurg*, 21(4):239–42, 2005.
- [119] M. Saint-Cyr, D. W. Chang, G. L. Robb, and P. M. Chevray. Internal mammary perforator recipient vessels for breast reconstruction using free TRAM, DIEP, and SIEA flaps. *Plast Reconstr Surg*, 120(7):1769–73, 2007.
- [120] A. Samani, J. Bishop, C. Luginbuhl, and D. B. Plewes. Measuring the elastic modulus of ex vivo small tissue samples. *Phys Med Biol*, 48(14):2183–98, 2003.
- [121] M. Schijven and J. Jakimowicz. Construct validity: experts and novices performing on the Xitact LS500 laparoscopy simulator. *Surg Endosc*, 17(5):803–10, 2003.
- [122] G. Schmidt. *Checkliste Sonographie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 3., vollständig überarbeitete auflage edition, 2005.
- [123] A. H. Schwabegger, G. Bodner, M. Rieger, W. R. Jaschke, and M. M. Ninkovic. Internal mammary vessels as a model for power Doppler imaging of recipient vessels in microsurgery. *Plast Reconstr Surg*, 104(6):1656–65, 1999.
- [124] A. H. Schwabegger, B. Moriggl, P. Waldenberger, L. Hefel, M. Ninkovic, E. Brenner, and H. Anderl. [use of the internal mammary artery in reconstructive microsurgery in the thoracic region: anatomical-radiologic study]. *Handchir Mikrochir Plast Chir*, 30(2):87–94, 1998.

- [125] A. H. Schwabegger, M. M. Ninkovic, B. Moriggl, P. Waldenberger, E. Brenner, G. Wechselberger, and H. Anderl. Internal mammary veins: classification and surgical use in free-tissue transfer. *J Reconstr Microsurg*, 13(1):17–23, 1997.
- [126] W. Siebert, S. Mai, R. Kober, and P. F. Heeckt. Technique and first clinical results of robot-assisted total knee replacement. *Knee*, 9(3):173–80, 2002.
- [127] S. Srivastava, S. Gadasalli, M. Agusala, R. Kolluru, J. Naidu, M. Shroff, R. Barrera, S. Quismundo, and V. Srivastava. Use of bilateral internal thoracic arteries in CABG through lateral thoracotomy with robotic assistance in 150 patients. *Ann Thorac Surg*, 81(3):800–6; discussion 806, 2006.
- [128] J. Stattaus, S. Maderwald, H. A. Baba, G. Gerken, J. Barkhausen, M. Forsting, and M. E. Ladd. MR-guided liver biopsy within a short, wide-bore 1.5 Tesla MR system. *Eur Radiol*, 18(12):2865–73, 2008.
- [129] D. Stefanidis, R. Haluck, T. Pham, J. B. Dunne, T. Reinke, S. Markley, Jr. Korn-dorffer, J. R., P. Arellano, D. B. Jones, and D. J. Scott. Construct and face validity and task workload for laparoscopic camera navigation: virtual reality versus videotrainer systems at the SAGES Learning Center. *Surg Endosc*, 21(7):1158–64, 2007.
- [130] K. J. Surry, H. J. Austin, A. Fenster, and T. M. Peters. Poly(vinyl alcohol) cryogel phantoms for use in ultrasound and MR imaging. *Phys Med Biol*, 49(24):5529–46, 2004.
- [131] G. R. Sutherland, I. Latour, and A. D. Greer. Integrating an image-guided robot with intraoperative MRI: a review of the design and construction of neuroArm. *IEEE Eng Med Biol Mag*, 27(3):59–65, 2008.
- [132] N. E. Swailes, M. E. MacDonald, and R. Frayne. Dynamic phantom with heart, lung, and blood motion for initial validation of mri techniques. *J Magn Reson Imaging*, 34(4):941–6, 2011.
- [133] R. H. Taylor, L. Joskowicz, B. Williamson, A. Gueziec, A. Kalvin, P. Kazanzides, R. Van Vorhis, J. Yao, R. Kumar, A. Bzostek, A. Sahay, M. Borner, and A. Lahmer. Computer-integrated revision total hip replacement surgery: concept and preliminary results. *Med Image Anal*, 3(3):301–19, 1999.
- [134] D. Teber, M. Baumhauer, E. O. Guven, and J. Rassweiler. Robotic and imaging in urological surgery. *Curr Opin Urol*, 19(1):108–13, 2009.

- [135] M. L. Thorne, T. L. Poepping, R. N. Rankin, D. A. Steinman, and D. W. Holdsworth. Use of an ultrasound blood-mimicking fluid for Doppler investigations of turbulence in vitro. *Ultrasound Med Biol*, 34(7):1163–73, 2008.
- [136] G. Unsgaard, S. Ommedal, T. Muller, A. Gronningsaeter, and T. A. Nagelhus Hernes. Neuronavigation by intraoperative three-dimensional ultrasound: initial experience during brain tumor resection. *Neurosurgery*, 50(4):804–12; discussion 812, 2002.
- [137] J. A. van Son, F. Smedts, J. Korving, A. Guyt, and L. B. de Kok. Intercostal artery: histomorphometric study to assess its suitability as a coronary bypass graft. *Ann Thorac Surg*, 56(5):1078–81, 1993.
- [138] Jr. Vassiliades, T. A. Technical aids to performing thoracoscopic robotically-assisted internal mammary artery harvesting. *Heart Surg Forum*, 5(2):119–24, 2002.
- [139] S. Wan, M. B. Izzat, T. W. Lee, I. Y. Wan, N. L. Tang, and A. P. Yim. Avoiding cardiopulmonary bypass in multivessel CABG reduces cytokine response and myocardial injury. *Ann Thorac Surg*, 68(1):52–6; discussion 56–7, 1999.
- [140] T. J. Welch, 2nd Sheedy, P. F., C. D. Johnson, C. M. Johnson, and D. H. Stephens. CT-guided biopsy: prospective analysis of 1,000 procedures. *Radiology*, 171(2):493–6, 1989.
- [141] P. N. Wells. Ultrasound imaging. *Phys Med Biol*, 51(13):R83–98, 2006.
- [142] S. D. Wexner, R. Bergamaschi, A. Lacy, J. Udo, H. Brolmann, R. H. Kennedy, and H. John. The current status of robotic pelvic surgery: results of a multinational interdisciplinary consensus conference. *Surg Endosc*, 23(2):438–43, 2009.
- [143] H. S. Woo, W. S. Kim, W. Ahn, D. Y. Lee, and S. Y. Yi. Haptic interface of the KAIST-Ewha colonoscopy simulator II. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 12(6):746–53, 2008.
- [144] Y. J. Woo and E. A. Nacker. Robotic minimally invasive mitral valve reconstruction yields less blood product transfusion and shorter length of stay. *Surgery*, 140(2):263–7, 2006.
- [145] K. Zell, J. I. Sperl, M. W. Vogel, R. Niessner, and C. Haisch. Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging. *Phys Med Biol*, 52(20):N475–84, 2007.

-
- [146] T. Zeller, U. Frank, C. Muller, B. Horn, L. Gunkel, S. Pascucci, H. Roskamm, and F. J. Neumann. [Normal values for the internal thoracic artery by Doppler ultrasound and modification of the Doppler curve after bypass to the left anterior descending artery]. *Ultraschall Med*, 23(3):176–80, 2002.



Anhang: Charakterisierung der Pumpe

Da keine Informationen über das tatsächliche Verhalten der zur Flusssimulation im ASTMA-Phantom verwendeten Pumpe bei unterschiedlichen Steuerspannungen vorlagen, wurde ein Experiment zur Charakterisierung der Pumpe durchgeführt. Hierbei sollte ein Modell für die von der Pumpe erzeugten Flüsse in Abhängigkeit von der Zeit erstellt werden, da sich hieraus Informationen über die Art und Weise des Betriebs der Pumpe zur Simulation eines arteriellen Flusses ableiten ließen.

Zur Aufzeichnung von Flussprofilen wurde ein Testphantom aus PVA-C gefertigt, in welchem ein „Gefäß“ in einem Winkel von ca. 30° zur Oberfläche verlief. Die Fertigung erfolgte analog zu der in Abschnitt 3.1.5 auf Seite 41 beschriebenen Methode. Das Testphantom wurde mit der Pumpe verbunden, wobei eine Schlauchkonstruktion verwendet wurde, welche rechnerisch annähernd gleiche Flusswiderstände aufweisen sollte, wie die jeweils zu- und ableitenden Schläuche des ASTMA-Phantoms. Die Pumpe wurde nun so programmiert, dass sie zyklisch für zwei Sekunden über eine definierte Steuerspannung betrieben wurde und ebenso lange pausierte.

Nun wurden Dopplerultraschallmessungen an diesem Testphantom durchgeführt. Hierzu wurde das Gefäß mit dem in Tabelle 3.6 auf Seite 51 angegebenen Sonographieequipment im B-Mode aufgesucht und im Längsschnitt dargestellt. Anschließend wurde das Gerät in den Dopplermodus geschaltet, eine Winkelkorrektur eingestellt und die Sonographiesonde fixiert. Für 17 Steuerspannungen zwischen 0,75 V und 2,1 V wurden nun durch die Pumpe erzeugte Dopplerspektren aufgezeichnet und

mit der Software des Ultraschallgerätes ausgewertet. Dies wurde für jede Spannung 10 mal wiederholt, wobei die jeweilige Spannung bis zum Erreichen dieser Zahl zufällig gewählt wurde. Auf den für unterschiedliche Steuerspannungen am Phantom aufgezeichneten Flusskurven wurden nun Stützpunkte definiert und diese in einem mathematischen Modell unter Verwendung des Tabellenkalkulationsprogramms Microsoft Excel 2003 mit einer geeigneten Funktion approximiert. Hieraus konnte das Verhalten der Pumpe bei definierten Steuerspannungen abgeleitet werden, um eine Linearität des Pumpverhaltens zu untersuchen und die Eigenschaften der durch die Pumpe erzeugten Flussprofile zu erklären.

A.1 Modellbildung

Von besonderem Interesse zur Generierung geeigneter „arterieller“ Flussprofile war, ob sich eine lineare Abhängigkeit des maximal erreichten Flusses von den zugehörigen verwendeten Steuerspannungen zeigte und wie die Flussbeschleunigung von dieser Spannung abhing und wie konstant sich dies reproduzieren ließ. Der linke Teil von Abbildung A.1 zeigt ein charakteristisches Flussprofil, welches während des Experiments zur Pumpenbeschreibung aufgezeichnet wurde.

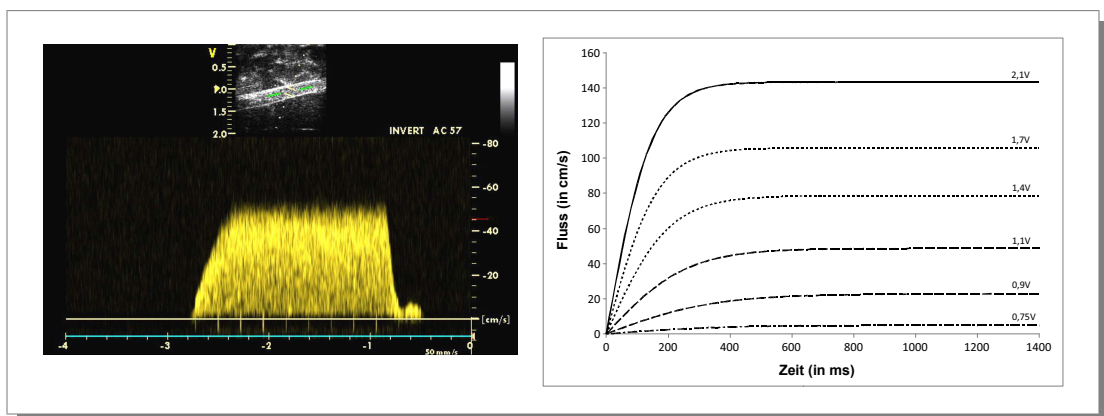


Abbildung A.1.: AUFGEZEICHNETES FLUSSPROFIL UND APPROXIMIERTE FLUSSKURVEN. Links ist exemplarisch ein Flussprofil gezeigt, welches bei einer Steuerspannung von 1,1 V im Dopplermodus während des Experiments zur Pumpencharakterisierung aufgezeichnet wurde. Rechts werden die mit Gleichung A.1 approximierten Flusskurven für einzelne ausgewählte Steuerspannungen dargestellt.

Um die Abhängigkeit des Flusses und der Flussbeschleunigung von der Steuerspannung zu beschreiben, sollte der Kurvenverlauf des Flussanstieges numerisch durch eine geeignete Funktion approximiert werden. Hierfür erschien eine Hyperbelfunktion

(eine skalierte Tangens-Hyperbolicus-Funktion, siehe Gleichung A.1) als geeignet, welche für alle Spannungen eine gute Annäherung des registrierten Flusses v zu einem beliebigen Zeitpunkt t ermöglichte, wenn die Werte für $v_{max}(U)$ und $K(U)$ experimentell bestimmt wurden ($v_{max}(U)$ bezeichnet den bei einer Steuerspannung maximal erreichten Fluss, $K(U)$ eine von der Spannung abhängige Skalierungskonstante).

$$v(U,t) = v_{max}(U) \tanh\left(\frac{tK(U)}{2}\right) = v_{max}(U) \left(1 - \frac{2}{e^{tK(U)} + 1}\right) \quad (\text{A.1})$$

Um diese Approximation durchzuführen, wurden unter Verwendung der Software des Ultraschallgeräts sechs Wertepaare $p_{U,i,j}(t,v)$ ($U = 0,75 \text{ V}; \dots; 2,1 \text{ V}; j = 1; \dots; 6$) von Zeit t und zugehörigem Fluss v für jede der 10 Dopplermessungen bei jeder der getesteten Spannungen als Stützwerte bestimmt (entsprechend ist der Wertebereich der Index $i = 1; \dots; 10$). Dabei wurde der Zeitpunkt unmittelbar vor Anstieg des Flusses willkürlich als $t = 0 \text{ ms}$ gesetzt und alle späteren ermittelten Wertepaare im zeitlichen Abstand zu diesem Zeitpunkt registriert. Das letzte Wertepaar $p_{U,i,6}$ sollte den Maximalfluss $v_{max}(U,i)$ und den zugehörigen Zeitpunkt $t_{max}(U,i)$ repräsentieren und wurde entsprechend in der Dopplerkurve gewählt. Zusätzlich wurde das Geschwindigkeits-Zeit-Integral für jede Kurve in den Grenzen von $t = 0$ bis t_{max} bestimmt.

Mit einem selbst entwickelten Visual-Basic-for-Applications-Modul (VBA-Modul) wurde mit der Software Microsoft Excel 2003 nun jeder Satz an Wertepaaren durch Gleichung A.1 approximiert. Hierfür wurde die Variable $K(U,i)$ für jede Gleichung numerisch durch Minimierung der Abweichung der Stützwerte mit der Methode der kleinsten Quadrate in einem Brute-Force-Ansatz angenähert. Für jede Steuerspannung wurde so eine Kurvenschar $v(U,i)$ mit 10 Gleichungen ermittelt. Nun wurden die arithmetischen Mittel von $K(U,i)$ und $v_{max}(U,i)$ für jede Messung bestimmt, diese Mittelwerte werden nachfolgend als $K(U)$ bzw. $v_{max}(U)$ bezeichnet und für die folgenden Betrachtungen herangezogen. Im rechten Teil von Abbildung A.1 werden exemplarisch die approximierten Graphen für ausgewählte Steuerspannungen gezeigt, in Tabelle A.1 sind die ermittelten Werte für $K(U)$ und $v_{max}(U)$, sowie ein Fehlermaß für die Approximation dargestellt.

Aus den erhaltenen Gleichungen ließen sich nun weitere Parameter berechnen. So ließen sich die maximal erreichten Flussbeschleunigungen für jede Spannung durch partielle Differenzierung der approximierten Funktionen $v(U,t)$ nach t erhalten:

$$a(U,t) = \dot{v}(U,t) = \frac{\delta v(U,t)}{\delta t} = v_{max}(U) \frac{2K(U)e^{tK(U)}}{(e^{tK(U)} + 1)^2} \quad (\text{A.2})$$

Zur Ermittlung des Zeitpunktes der maximalen Flussbeschleunigung wurde Funktion A.2 auf Extremwerte untersucht. Hierzu wurde diese Funktion erneut nach t partiell differenziert und die Ableitung auf Nullstellen überprüft:

$$\dot{a}(U,t) = \frac{\delta a(U,t)}{\delta t} = v_{max}(U) \frac{2K(U)^2 e^{tK(U)} (e^{tK(U)} - 1)}{(e^{tK(U)} + 1)^3} \quad (\text{A.3})$$

Diese Gleichung hat eine Nullstelle bei $t = 0$. Dies entspricht einer Maximalstelle in Gleichung A.2, welche sich damit zur Berechnung der maximalen Flussbeschleunigung vereinfacht zu:

$$a_{max}(U) = \frac{1}{2} v_{max}(U) K(U) \quad (\text{A.4})$$

Auch diese Beschleunigungswerte wurden für jede der 10 Messungen jeder Spannung berechnet und analog zum maximalen Fluss gemittelt.

U in V	0,75	0,8	0,85	0,9	0,95	1,0
K	0,0053	0,0049	0,0053	0,0058	0,0061	0,0062
v_{max} in $\frac{cm}{s}$	4,93	10,61	16,56	22,75	29,19	36,85
VTI in cm	3,55	7,58	12,42	17,23	23,05	28,74
VTI_B in cm	3,52	7,52	12,15	16,99	22,37	28,38
$ \frac{VTI_B - VTI}{VTI} $	0,0082	0,0076	0,0217	0,0136	0,0296	0,0126
U in V	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6
K	0,0078	0,0083	0,0088	0,0100	0,0105	0,0116
v_{max} in $\frac{cm}{s}$	48,67	59,36	69,41	78,69	87,87	97,03
VTI in cm	39,76	49,75	58,51	67,74	75,42	84,88
VTI_B in cm	39,86	49,35	58,23	67,74	76,06	85,32
$ \frac{VTI_B - VTI}{VTI} $	0,0126	0,0026	0,0048	0,0018	0,0085	0,0051
U in V	1,7	1,8	1,9	2,0	2,1	
K	0,0123	0,0121	0,0132	0,0133	0,0137	
v_{max} in $\frac{cm}{s}$	105,85	115,69	124,25	132,66	143,28	
VTI in cm	93,44	101,67	110,57	118,53	128,29	
VTI_B in cm	93,74	102,33	111,09	118,63	128,61	
$ \frac{VTI_B - VTI}{VTI} $	0,0033	0,0065	0,0048	0,0008	0,0026	

Tabelle A.1.: ERGEBNISSE DER PUMPENCHARAKTERISIERUNG. In dieser Tabelle sind die Mittelwerte für K und v_{max} für jede Spannung dargestellt. K selbst ist dimensionslos, der Absolutwert ist jedoch abhängig von der zur Berechnung verwendeten Einheit für die Zeit t (hier wurden Werte für K mit t in ms berechnet). VTI ist das mittlere in den Kurven bis zum jeweiligen mit v_{max} korrespondierenden Zeitpunkt gemessene Geschwindigkeits-Zeit-Integral. VTI_B ist der Mittelwert der Funktionsintegrale $VTI_B(U,i)$ welche numerisch bestimmt wurden und sich formell für jede approximierte Funktion $v(U,i)$ berechnen nach $VTI_B(U,i) = \int_0^{t_{max}(U,i)} v_{max}(U,i) \left(1 - \frac{2}{e^{tK(U,i)} + 1}\right) dt$. Die auf das tatsächlich gemessene Integral normierte absolute Differenz $|\frac{VTI_B - VTI}{VTI}|$ soll hier als Fehlermaß gelten und verdeutlicht die Güte der Annäherung. Diese war durchgängig sehr gut und erreicht eine maximale Abweichung von 3% bei 0,95 V.

A.2 Linearität des Pumpverhaltens

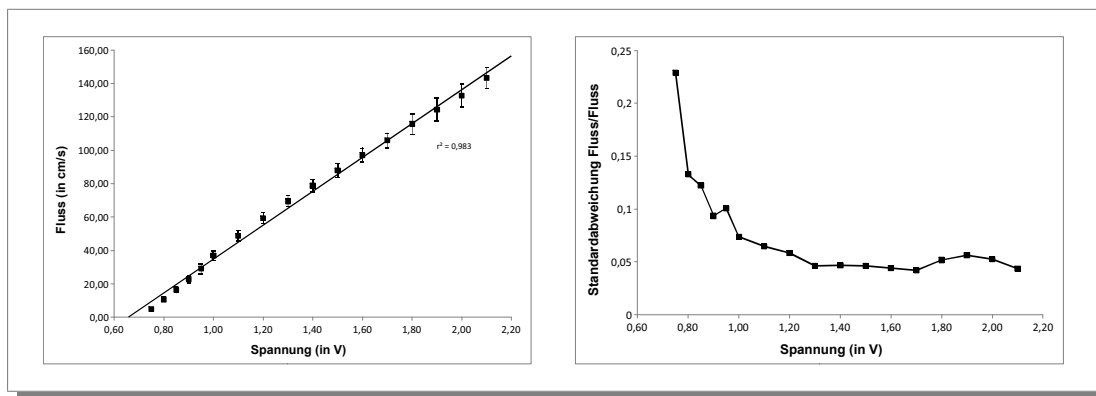


Abbildung A.2.: MITTLERER MAXIMALER FLUSS IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SPANNUNG. Links ist der approximierte mittlere maximale Fluss v_{max} gegen die Spannung aufgetragen. Spannung und Fluss stellten sich in einer linearen Relation dar. Im rechten Teil der Abbildung ist der Quotienten aus Standardabweichung des maximalen Fluss und maximalem Fluss in Abhängigkeit von der Spannung wiedergegeben. Man erkennt, dass die Standardabweichung relativ zum Fluss bei niedrigeren Spannungen deutlich größer war und sich dann bei Spannungen größer 1,0 V auf einen Wert um 0,05 einstellte.

Die Abhängigkeit des mittleren maximalen Fluss $v_{max}(U)$ von der Spannung U ist im linken Teil der Abbildung A.2 dargestellt und war in sehr guter Näherung eine lineare Beziehung ($r^2 = 0,983$). Bei Betrachtung der Standardabweichungen des Flusses fällt auf, dass diese mit höherer Spannung absolut zunahmten. Die relative Streuung war jedoch bei niedrigen Steuerspannungen und Flüssen ausgeprägter, wie im rechten Teil von Abbildung A.2 gezeigt wird. Oberhalb einer Steuerspannung von 1,0 V näherte sich die Standardabweichung hier etwa 5% der mittleren maximalen

Flussgeschwindigkeit an, während sie beim niedrigsten gemessenen Wert 20% des zugehörigen Flusses überschritt.

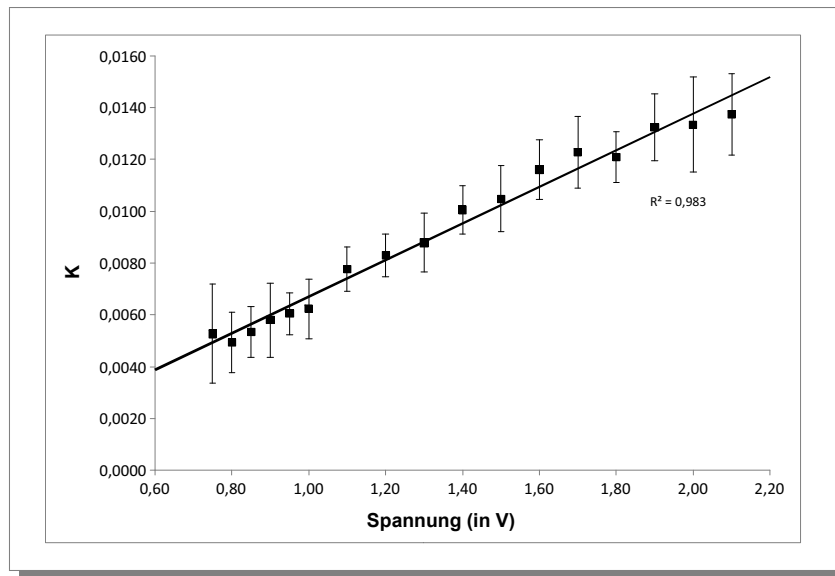


Abbildung A.3.: KONSTANTE K IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SPANNUNG. Auch K (siehe Gleichung A.1 stellte sich als linear proportional zur Steuerspannung dar.

Es zeigte sich weiterhin, dass auch $K(U)$ linear von der Steuerspannung U abhängig war, wie in Abbildung A.3 verdeutlicht wird. Daher resultiert aus Gleichung A.4 eine quadratische Proportionalität der mittleren maximalen Beschleunigung zur Steuerspannung. Die errechnete Beschleunigung in Abhängigkeit von der Spannung wird im linken Teil der Abbildung A.4 gezeigt. Da die Flussbeschleunigung nach Gleichung A.4 von v_{max} abhängig war, war auch bei dieser ein zu v_{max} analoges Streuverhalten der berechneten Werte zu erwarten, wie im rechten Teil der Abbildung A.4 zu sehen ist.

Zusammenfassend ließ sich damit eine nicht lineare Proportionalität zwischen Flussbeschleunigung und Steuerspannung ableiten, während die erreichten Maximalgeschwindigkeiten in einer linearen Beziehung zur Spannung standen und eine recht hohe Varianz der Pumpenleistung insbesondere bei niedrigen Steuerspannungen vorlag.

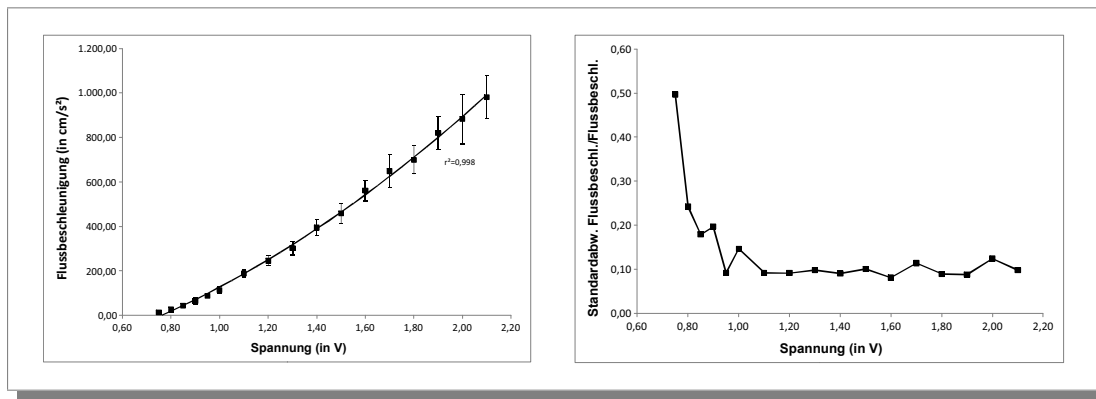


Abbildung A.4.: MITTLERE MAXIMALE FLUSSBESCHLEUNIGUNG IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SPANNUNG.

Im linken Teil der Abbildung ist die approximierte maximale Flussbeschleunigung dargestellt, welche in einer quadratische Proportionalität zur Spannung stand. Der rechte Teil zeigt ein zu v_{max} analoges Streuverhalten, was nach Gleichung A.2 zu erwarten war.

A.3 Ableitung der Pumpeneinstellung für die Durchführung der Phantomvalidierungsstudie

In Tabelle A.2 sind die Einstellungen dargestellt, mit denen die Pumpe während der ASTMA-Studie mit einer Frequenz von 60 Zyklen pro Minute betrieben wurde. Zur Erzeugung eines arteriellen Flussprofils wurde die Pumpe für kurze Zeit zunächst mit einer Steuerspannung von 1,7 V betrieben, welche dann über eine Zwischenstufe auf die Minimalspannung von 0,75 V reduziert wurde, bei welcher theoretisch nur ein geringer Restfluss von etwa $5 \frac{cm}{s}$ zu erwarten war. Die hohe Anfangsspannung erzeugte zunächst eine starke Beschleunigung des Flusses innerhalb der ersten 125 ms (theoretisch: $a_{max} = 649 \frac{cm}{s^2}$) jedes Zyklus auf eine theoretische Geschwindigkeit von etwa $68 \frac{cm}{s}$, welche dann auf den genannten niedrigen Fluss abfiel (tatsächlich war der erzeugte Fluss im Phantom absolut höher, was nahelegt, dass der Gefäßwiderstand im Phantom für die Konstruktion des Testphantoms als zu hoch eingeschätzt wurde). Auf diese Weise wurde die Systole simuliert, welche etwa die halbe Länge der Systole haben sollte. Dies bedeutet, dass der Flussanstieg etwa im ersten Drittel der simulierten Systole erfolgte. Im diastolischen Teil sind weitere kleine Anstiege der Steuerspannung integriert, welche eine Variationen des niedrigen diastolischen Basisflusses simulieren sollten. Die erste Erhöhung nach 375 ms ($i = 11$) sollte eine dikrote Welle nachempfinden, eine zweite Erhöhung weitere diastolische Nachschwingungen des Flusses. Letztlich wurden die Spannungen für den diastolischen Fluss

durch Ausprobieren und Vergleich der erzeugten Flusskurven mit dokumentierten LIMA-Flusskurven ermittelt (siehe hierzu bspw. Hartman *et al.*⁵⁸ und Katz *et al.*⁷⁰).

Index i	0	1	2	3	4	5	6	7
U_i in V	1,70	1,70	1,70	1,28	0,75	0,75	0,75	0,75
Index i	8	9	10	11	12	13	14	15
U_i in V	0,75	0,75	0,75	0,98	1,02	1,02	0,96	0,81
Index i	16	17	18	19	20	21	22	23
U_i in V	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,78	0,81
Index i	24	25	26	27	28	29	30	31
U_i in V	0,87	0,87	0,81	0,76	0,75	0,75	0,75	0,75

Tabelle A.2.: EINSTELLUNG DER PUMPE WÄHREND DER VALIDIERUNGSSTUDIE. Ein Datenfeld aus 32 Fließkommazahlen, welche Steuerspannungen repräsentierten, wurde erzeugt und über die in Abschnitt 3.1.6 aus Seite 46ff. beschriebene Steuersoftware an die Pumpe gesendet. Da die Pumpe mit einer Frequenz von 60 Aktionen pro Minute arbeitete, füllte jede der angegebenen Spannungen einen Zeitraum von 31,25 ms aus.

Die Charakterisierung der Pumpe hinsichtlich der Linearität des Pumpverhaltens bei Ansteuerung mit einzelnen, zufällig gewählten Steuerspannung, wurde durch die Analyse des Pumpverhaltens bei sequentieller Ansteuerung mit unterschiedlichen Steuerspannungen zur Erzeugung von Flusskurven während des Validierungsexperiments ergänzt. Dies wurde im Ergebnis- und Diskussionsteil näher erörtert.

B

Anhang: Fragebogen für die Phantomvalidierungsstudie

ASTMA-Phantomstudie - Fragebogen

Vorbemerkungen

Der folgende Fragebogen soll der Validierung eines Phantoms der Thoraxwand dienen, welches zur Entwicklung eines Robotersystems im Rahmen des ASTMA-Projektes eingesetzt wird. Das System soll in der Lage sein ein Gefäß selbständig aufzufinden, seinen Verlauf zu erkennen und zu verfolgen und es semiautomatisch partiell frei zu präparieren (ASTMA = automatic soft tissue manipulation). Exemplarisch soll das System während des Harvesting-Prozesses der linken A. mammaria interna (Left internal mammary artery, LIMA) eingesetzt werden, welche für aortokoronare Bypässe entsprechend mobilisiert und präpariert werden muss. Der Roboter wird mit einer Dopplersonde und einem Elektrokauter ausgestattet sein und über Duplexultraschall das Gefäß auffinden, Gefäßabgänge, -verlauf, etc. detektieren und mithilfe des Kauters die Arterie mobilisieren. Zur effektiven Entwicklung dieses Roboters, wird das hier zu validierende Phantom als ständig verfügbare, reproduzierbare Testumgebung für das System benötigt.

Bitte lesen Sie den folgenden Fragebogen aufmerksam und bearbeiten Sie die Fragen der Reihe nach. Vor jeder Frage/jedem Frageblock steht eine Handlungsanweisung wie mit dem Phantom und dem Fragebogen zu verfahren ist. Bitte kreuzen Sie stets nur ein Kästchen pro Frage an. Bei Unsicherheiten entscheiden Sie sich bitte dennoch immer für genau eine Antwort und vermerken Sie Ihre Schwierigkeiten mit der entsprechenden Frage bitte am Ende des Fragebogens. Bitte versuchen Sie möglichst alle Fragen zu beantworten, es sei denn Sie können eine Frage oder Aussage grundsätzlich nicht bewerten (beispielsweise weil sie eine Struktur generell nicht auffinden können). Bitte vermerken Sie insbesondere solche Probleme am Ende des Fragebogens.

Diese Studie wird anonym durchgeführt. Wir behandeln Ihre Daten vertraulich und nutzen Sie ausschließlich zur Validierung des Phantoms über diese Studie.

Herzlichen Dank für Ihre Teilnahme!

Bitte geben Sie uns zunächst kurz Auskunft zu Ihrer Person.

Tragen Sie bitte unter „Chiffre“ folgendes ein:

zweiter Buchstabe Ihres Vornamens, Länge Ihres Vornamens

(z.B. Klaus wird so zu L5),

zweiter Buchstabe Ihres Nachnamens, Länge Ihres Nachnamens

(z.B. Müller wird zu Ü6),

je nach Ihrem Geschlecht M oder W

Bsp.: Klaus Müller → **L5Ü6M**, Inge Mustermann → **N4U10W**

Chiffre: _____

Alter: _____

Fachrichtung:	<input type="checkbox"/> Herzchirurgie <input type="checkbox"/> Kardiologie <input type="checkbox"/> Radiologie <input type="checkbox"/> andere: _____
Wie lange sind Sie bereits in Ihrer Fachrichtung tätig?	_____ Jahre
Sind Sie Facharzt?	<input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein
An wie vielen aortokoronaren Bypassoperationen haben Sie in etwa bereits teilgenommen?	ca. _____
Wie oft haben Sie dabei selbst die A. mammaria interna sinistra (LIMA) präpariert?	ca. _____
Wie viele Duplexultraschalluntersuchungen haben Sie in etwa bereits durchgeführt?	ca. _____
Falls Sie aktuell nicht in einer chirurgischen Abteilung arbeiten, waren Sie nach dem Studium für eine Zeit lang in einer chirurgischen Abteilung tätig?	<input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein

Bitte betrachten Sie das Phantom zunächst nur und beurteilen Sie folgende Fragen/Aussagen:

Die Form des Phantoms ist wie mit der Form des menschlichen Thorax vergleichbar?

<input type="checkbox"/> sehr schlecht	<input type="checkbox"/> schlecht	<input type="checkbox"/> weder gut noch schlecht	<input type="checkbox"/> gut	<input type="checkbox"/> sehr gut
--	-----------------------------------	--	------------------------------	-----------------------------------

Die Größe der Thoraxwand des Phantoms ist im Vergleich zur durchschnittlichen Größe der menschlichen Thoraxwand...

<input type="checkbox"/> viel zu klein	<input type="checkbox"/> zu klein	<input type="checkbox"/> weder zu klein noch zu groß	<input type="checkbox"/> zu groß	<input type="checkbox"/> viel zu groß
--	-----------------------------------	--	----------------------------------	---------------------------------------

Die Form der Rippen im Phantom ist im Vergleich zur Form menschlicher Rippen wie modelliert?

<input type="checkbox"/> sehr schlecht	<input type="checkbox"/> schlecht	<input type="checkbox"/> weder gut noch schlecht	<input type="checkbox"/> gut	<input type="checkbox"/> sehr gut
--	-----------------------------------	--	------------------------------	-----------------------------------

Wie ist die Lage der Rippen im Phantom im Vergleich zur Lage der Rippen beim Menschen modelliert?

<input type="checkbox"/> sehr schlecht	<input type="checkbox"/> schlecht	<input type="checkbox"/> weder gut noch schlecht	<input type="checkbox"/> gut	<input type="checkbox"/> sehr gut
--	-----------------------------------	--	------------------------------	-----------------------------------

Bitte klappen Sie das Phantom nun vorsichtig auf.

Wie lässt sich der Zugang zur inneren Thoraxwand am aufgeklappten Phantom mit dem Zugang während einer OP mit Sternotomie am Menschen vergleichen?

<input type="checkbox"/> sehr schlecht	<input type="checkbox"/> schlecht	<input type="checkbox"/> weder gut noch schlecht	<input type="checkbox"/> gut	<input type="checkbox"/> sehr gut
--	-----------------------------------	--	------------------------------	-----------------------------------

Betasten Sie nun bitte die innere Thoraxwand des Phantoms.

Wie ist die Oberflächenbeschaffenheit des Weichteilgewebes im Phantom im Vergleich zu menschlichem Weichteilgewebe modelliert?

<input type="checkbox"/> sehr schlecht	<input type="checkbox"/> schlecht	<input type="checkbox"/> weder gut noch schlecht	<input type="checkbox"/> gut	<input type="checkbox"/> sehr gut
--	-----------------------------------	--	------------------------------	-----------------------------------

Beschreiben Sie die Oberflächenbeschaffenheit näher. Die Oberfläche ist...

<input type="checkbox"/> viel zu rau	<input type="checkbox"/> zu rau	<input type="checkbox"/> weder zu rau noch zu glatt	<input type="checkbox"/> zu glatt	<input type="checkbox"/> viel zu glatt
--------------------------------------	---------------------------------	---	-----------------------------------	--

Wie ist die Konsistenz des Weichteilgewebes im Vergleich zu menschlichem Weichteilgewebe modelliert?

sehr schlecht schlecht weder gut noch schlecht gut sehr gut

Beschreiben Sie die Konsistenz näher. Die Konsistenz ist...

viel zu weich zu weich weder zu weich noch zu hart zu hart viel zu hart

Wie ist die durch das Weichteilgewebe gebildete Form der inneren Thoraxwandoberfläche im Vergleich zur Form der inneren Thoraxwand beim Menschen modelliert?

sehr schlecht schlecht weder gut noch schlecht gut sehr gut

Können Sie einen Puls an der inneren Thoraxwand des Phantoms tasten?

ja nein

Wenn ja, wie ist die Pulsqualität im Vergleich zum Puls einer peripheren Arterie beim Menschen simuliert?

sehr schlecht schlecht weder gut noch schlecht gut sehr gut

Bitte führen Sie nun eine Ultraschalluntersuchung an der inneren Thoraxwand des Phantoms durch und beurteilen Sie folgende Fragen/Aussagen. Schalten Sie das Ultraschallgerät dazu in den B-Modus ohne Farbduplex.

Im Phantom sind Rippen, Weichteilgewebe und Gefäße modelliert. Gelingt es Ihnen alle diese Strukturen im Phantom sonographisch darstellen?

ja nein

Wenn nein, welche der Strukturen können Sie nicht darstellen?

Rippen
 Weichteilgewebe
 Gefäße

Wenn Sie die Rippen darstellen können, wie ist die Ähnlichkeit der modellierten Rippen im Vergleich zu menschlichen Rippen in der sonographischen Darstellung?

<input type="checkbox"/> sehr schlecht	<input type="checkbox"/> schlecht	<input type="checkbox"/> weder gut noch schlecht	<input type="checkbox"/> gut	<input type="checkbox"/> sehr gut
--	-----------------------------------	--	------------------------------	-----------------------------------

Die durch die modellierten Rippen auftretenden Ultraschallartefakte sind im Vergleich zu denen, die durch menschliche Rippen hervorgerufen werden...

<input type="checkbox"/> stark vermindert	<input type="checkbox"/> vermindert	<input type="checkbox"/> gleich	<input type="checkbox"/> vermehrt	<input type="checkbox"/> stark vermehrt
---	-------------------------------------	---------------------------------	-----------------------------------	---

Wenn Sie das Weichteilgewebe darstellen können, wie ist die Ähnlichkeit des modellierten Weichteilgewebes im Vergleich zu menschlichem Weichteilgewebe in der sonographischen Darstellung?

<input type="checkbox"/> sehr schlecht	<input type="checkbox"/> schlecht	<input type="checkbox"/> weder gut noch schlecht	<input type="checkbox"/> gut	<input type="checkbox"/> sehr gut
--	-----------------------------------	--	------------------------------	-----------------------------------

Die durch das modellierte Weichteilgewebe auftretenden Ultraschallartefakte sind im Vergleich zu denen, die durch menschliches Weichteilgewebe hervorgerufen werden...

<input type="checkbox"/> stark vermindert	<input type="checkbox"/> vermindert	<input type="checkbox"/> gleich	<input type="checkbox"/> vermehrt	<input type="checkbox"/> stark vermehrt
---	-------------------------------------	---------------------------------	-----------------------------------	---

Wenn Sie die Gefäße darstellen können, wie ist die Ähnlichkeit der modellierten Gefäße im Vergleich zu menschlichen Gefäßen in der sonographischen Darstellung?

<input type="checkbox"/> sehr schlecht	<input type="checkbox"/> schlecht	<input type="checkbox"/> weder gut noch schlecht	<input type="checkbox"/> gut	<input type="checkbox"/> sehr gut
--	-----------------------------------	--	------------------------------	-----------------------------------

Die durch die modellierten Gefäße auftretenden Ultraschallartefakte sind im Vergleich zu denen, die durch menschliche Gefäße hervorgerufen werden...

<input type="checkbox"/> stark vermindert	<input type="checkbox"/> vermindert	<input type="checkbox"/> gleich	<input type="checkbox"/> vermehrt	<input type="checkbox"/> stark vermehrt
---	-------------------------------------	---------------------------------	-----------------------------------	---

Der Kontakt der Ultraschallsonde mit dem Weichteilgewebe ist...

<input type="checkbox"/> sehr schlecht	<input type="checkbox"/> schlecht	<input type="checkbox"/> weder gut noch schlecht	<input type="checkbox"/> gut	<input type="checkbox"/> sehr gut
--	-----------------------------------	--	------------------------------	-----------------------------------

Aktivieren Sie nun bitte den Farbduplex am Ultraschallgerät und optimieren Sie gegebenenfalls die Einstellung des Gerätes.

Im Phantom sind verschiedene Gefäße der Thoraxwand modelliert. Bitte beurteilen Sie diese nun anhand der folgenden Fragen/Aussagen.

Welche der folgenden Gefäßstrukturen können Sie im Phantom nicht darstellen?

- A. mammaria interna sinistra (LIMA)
- Interkostalarterien
- Vv. mammariae internae sinistrae

Falls Sie Venen im Phantom darstellen können, wie können Sie diese von den Arterien duplexsonographisch unterscheiden?

- sehr schlecht
- schlecht
- weder gut noch schlecht
- gut
- sehr gut

Wie können Sie Gefäßabgänge von der LIMA duplexsonographisch darstellen?

- sehr schlecht
- schlecht
- weder gut noch schlecht
- gut
- sehr gut

Wie entspricht das im Farbduplex darstellbare Flusssignal der modellierten LIMA dem einer menschlichen peripheren Arterie?

- sehr schlecht
- schlecht
- weder gut noch schlecht
- gut
- sehr gut

Bitte messen Sie die Innendurchmesser (Lumina) der modellierten Gefäße.

Lumen der LIMA: _____ mm

Lumen einer Vene: _____ mm

Lumen einer Interkostalarterie: _____ mm

Versuchen Sie nun bitte dem Verlauf der modellierten LIMA mit der Ultraschallsonde zu folgen (LIMA im Querschnitt einstellen) und beurteilen Sie dabei die Lage der Gefäße. Überspringen Sie gegebenenfalls Fragen zu Gefäßstrukturen, die Sie nicht darstellen können.

Wie können Sie dem Verlauf der LIMA mit der Ultraschallsonde folgen?

- sehr schlecht
- schlecht
- weder gut noch schlecht
- gut
- sehr gut

Wie ist der Verlauf der modellierten LIMA im gesamten Phantom im Vergleich zum Verlauf der LIMA in der menschlichen Thoraxwand modelliert?

<input type="checkbox"/> sehr schlecht	<input type="checkbox"/> schlecht	<input type="checkbox"/> weder gut noch schlecht	<input type="checkbox"/> gut	<input type="checkbox"/> sehr gut
--	-----------------------------------	--	------------------------------	-----------------------------------

Wie ist die Lage der modellierten LIMA im Phantom im Vergleich zur Lage der LIMA in der menschlichen Thoraxwand?

<input type="checkbox"/> viel zu tief	<input type="checkbox"/> zu tief	<input type="checkbox"/> weder zu tief noch zu oberflächlich	<input type="checkbox"/> zu oberflächlich	<input type="checkbox"/> viel zu oberflächlich
---------------------------------------	----------------------------------	--	---	--

Wenn Sie Begleitvenen der modellierten LIMA erkennen können, wie ist der Verlauf dieser Begleitvenen im gesamten Phantom im Vergleich zum Verlauf der entsprechenden menschlichen Gefäße modelliert?

<input type="checkbox"/> sehr schlecht	<input type="checkbox"/> schlecht	<input type="checkbox"/> weder gut noch schlecht	<input type="checkbox"/> gut	<input type="checkbox"/> sehr gut
--	-----------------------------------	--	------------------------------	-----------------------------------

Wie ist die Lage der modellierten Venen im Phantom im Vergleich zur Lage der Begleitvenen der LIMA in der menschlichen Thoraxwand?

<input type="checkbox"/> viel zu tief	<input type="checkbox"/> zu tief	<input type="checkbox"/> weder zu tief noch zu oberflächlich	<input type="checkbox"/> zu oberflächlich	<input type="checkbox"/> viel zu oberflächlich
---------------------------------------	----------------------------------	--	---	--

Wie ist der Abstand der LIMA zu ihren Begleitvenen im Phantom modelliert?

<input type="checkbox"/> viel zu klein	<input type="checkbox"/> zu klein	<input type="checkbox"/> weder zu klein noch zu groß	<input type="checkbox"/> zu groß	<input type="checkbox"/> viel zu groß
--	-----------------------------------	--	----------------------------------	---------------------------------------

Wenn Sie Interkostalarterien erkennen können, wie ist der Verlauf der Interkostalarterien im Phantom im Vergleich zum Verlauf der menschlichen Gefäße modelliert?

<input type="checkbox"/> sehr schlecht	<input type="checkbox"/> schlecht	<input type="checkbox"/> weder gut noch schlecht	<input type="checkbox"/> gut	<input type="checkbox"/> sehr gut
--	-----------------------------------	--	------------------------------	-----------------------------------

Wie ist die Länge des modellierten LIMA-Abschnitts im Vergleich zur Länge des Gefäßabschnitts, welcher als Graft bei aortokoronaren Bypassoperationen am Menschen mobilisiert wird?

<input type="checkbox"/> viel zu kurz	<input type="checkbox"/> zu kurz	<input type="checkbox"/> weder zu kurz noch zu lang	<input type="checkbox"/> zu lang	<input type="checkbox"/> viel zu lang
---------------------------------------	----------------------------------	---	----------------------------------	---------------------------------------

Suchen Sie sich bitte die LIMA im Phantom möglichst proximal auf (LIMA im Längsschnitt einstellen) und schalten Sie dann das Ultraschallgerät in den PW-Modus. Adjustieren Sie bitte die Winkelkorrektur und die Geschwindigkeitsskalierung und zeichnen Sie eine Flusskurve auf. Speichern Sie diese bitte.

Wie entspricht das in der modellierten LIMA proximal messbare Flussprofil dem in einer menschlichen peripheren Arterie messbaren Flussprofil?

<input type="checkbox"/> sehr schlecht	<input type="checkbox"/> schlecht	<input type="checkbox"/> weder gut noch schlecht	<input type="checkbox"/> gut	<input type="checkbox"/> sehr gut
--	-----------------------------------	--	------------------------------	-----------------------------------

Messen Sie bitte folgende Parameter an der aufgezeichneten Flusskurve. Nutzen Sie hierzu für die ersten beiden Parameter bitte die Funktion "Point", für die übrigen die Funktion "Trace" der Messsoftware des Ultraschallgerätes. Speichern Sie Ihre Auswertung bitte ebenfalls.

maximale systolische Flussgeschwindigkeit	_____ cm/s
maximale diastolische Flussgeschwindigkeit	_____ cm/s
mittlere systolische Flussgeschwindigkeit	_____ cm/s
mittlere diastolische Flussgeschwindigkeit	_____ cm/s
systolisches Geschwindigkeits-Zeit-Integral	_____ cm
diastolisches Geschwindigkeits-Zeit-Integral	_____ cm
mittlere Flussgeschwindigkeit während Systole und Diastole	_____ cm/s

Falls Sie weitere Anmerkungen oder Vorschläge zum Phantom oder zu diesem Fragebogen haben, hinterlassen Sie diese bitte hier:

Herzlichen Dank für Ihre Teilnahme!



Anhang: Rohdaten

C.1 Phantomvalidierungsstudie

Chiffre	Teilnahmedatum	Geschlecht	Alter	Fachrichtung	Dauer der Tätigkeit
I7H3W	30-Jun-2009	1	35	1	9
O8O7M	01-Jul-2009	0	31	1	4
E6E8M	02-Jul-2009	0	34	1	11
L6A6W	09-Jul-2009	1	32	1	6
M4A7M	09-Jul-2009	0	34	3	5
J4E7M	14-Jul-2009	0	38	1	10
A7A5M	15-Jul-2009	0		1	5
Ö4E8M	15-Jul-2009	0	33	1	6
O6M4M	21-Jul-2009	0	31	1	5
H9I6M	22-Jul-2009	0	41	1	15
U5U8M	22-Jul-2009	0		1	6
E7F11W	29-Jul-2009	1	38	1	12
A6U7M	30-Jul-2009	0	34	1	5
N4Ü5W	30-Jul-2009	1	28	1	3
A7U8W	05-Aug-2009	1	27	1	2
O7M4M	05-Aug-2009	0	26	1	2
N7A10M	12-Aug-2009	0		2	20
E5E4M	18-Aug-2009	0	31	1	3

Tabelle C.1.: ROHDATEN DER ASTMA-PHANTOM-VALIDIERUNGSSTUDIE. (Skala Geschlecht: 0 ... männlich, 1 ... weiblich; Skala Fachrichtung: 1 ... Herzchirurgie, 2 ... Kardiologie, 3 ... Radiologie; Alter und Dauer der Tätigkeit (in der jeweiligen Fachrichtung) in Jahren.)

Chiffre	Facharzt	Teilnahme an CABG	Eigenständige Mammariapräparationen	Duplexuntersuchungen	Bereits in Chirurgie tätig
I7H3W	0	80	20	5	1
O8O7M	0	5	0	250	1
E6E8M	0	400	65	100	1
L6A6W	0	15	10	0	1
M4A7M	1	3	0	30	0
J4E7M	1	500	200	500	1
A7A5M	0	50	0	10	1
Ö4E8M	0	500	50	250	1

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

Chiffre	Facharzt	Teilnahme an CABG	Eigenständige Mammariapräparationen	Duplex- untersu- chungen	Bereits in Chirurgie tätig
O6M4M	0	500	0	10	1
H9I6M	1	3.500	500	200	1
U5U8M	0	300	20	200	1
E7F11W	1	2000	400	0	1
A6U7M	0	300	3	300	1
N4Ü5W	0	40	0	50	1
A7U8W	0	8	0	20	1
O7M4M	0	30	0	30	1
N7A10M	1	0	0	100000	0
E5E4M	0	100	14	20	1

Tabelle C.2.: ROHDATEN DER ASTMA-PHANTOM-VALIDIERUNGSSTUDIE. (Skala Facharzt und chirurgische Tätigkeit: 0 ... nein, 1 ... ja; Eigenständige Mammariapräparationen, Teilnahme an CABG-Operationen und Duplexuntersuchungen sind Häufigkeitsangaben.)

Chiffre	Seriennr. des Fragebo- gens	Form des Phantoms	Größe des Phantoms	Form der Rippen	Lage der Rippen
I7H3W	103	2	3	2	2
O8O7M	109	2	3	2	2
E6E8M	107	2	3	2	2
L6Ä6W	111	2	4	2	2
M4A7M	101	2	4	2	2
J4E7M	133	2	4	2	2
A7A5M	105	2	4	3	2
Ö4E8M	131	2	4	4	4
O6M4M	135	3	3	2	2
H9I6M	137	1	3	3	2
U5U8M	141	2	3	2	2
E7F11W	151	1	3	1	1
A6U7M	155	1	3	2	2
N4Ü5W	153	2	4	1	2
A7U8W	123	2	3	3	2
O7M4M	121	2	3	2	2
N7A10M	127	2	4	2	2
E5E4M	191	1	3	1	1

Tabelle C.3.: ROHDATEN DER ASTMA-PHANTOM-VALIDIERUNGSSTUDIE. (Skala Form des Phantoms/der Rippen, Lage der Rippen: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht; Größe des Phantoms: 1 ... viel zu groß, 2 ... zu groß, 3 ... weder zu groß noch zu klein, 4 ... zu klein, 5 ... viel zu klein.)

Chiffre	Zugang zur inneren Thorax- wand	Oberflächenbeschaffenheit allgemein	Glätte des TMM	Konsistenz des TMM, allgemein	Härte des TMM
I7H3W	3	3	3	3	3
O8O7M	2	2	3	2	3
E6E8M	2	2	2	3	2
L6Ä6W	1	2	2	2	4
M4A7M	3	2	2	2	4
J4E7M	2	2	2	3	2
A7A5M	3	2	2	2	3
Ö4E8M	2	3	2	3	2
O6M4M	3	5	1	4	4
H9I6M	4	4	2	2	3
U5U8M	2	2	3	2	3
E7F11W	1	3	1	4	2
A6U7M	2	3	3	4	4
N4Ü5W	2	4	2	2	4

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

Chiffre	Zugang zur inneren Thoraxwand	Oberflächenbeschaffenheit allgemein	Glätte des TMM	Konsistenz des TMM, allgemein	Härte des TMM
A7U8W	2	4	2	3	2
O7M4M	2	2	2	3	4
N7A10M	3	3	3	2	3
E5E4M	2	2	2	2	3

Tabelle C.4.: ROHDATEN DER ASTMA-PHANTOM-VALIDIERUNGSSTUDIE. (Skala Zugang zur inneren Thoraxwand, allgemein Oberflächenbeschaffenheit und TMM-Konsistenz: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht; Glätte des TMM: 1 ... viel zu glatt, 2 ... zu glatt, 3 ... weder zu rau noch zu glatt, 4 ... zu rau, 5 ... viel zu rau; Härte des TMM: 1 ... viel zu hart, 2 ... zu hart, 3 ... weder zu hart noch zu weich, 4 ... zu weich, 5 ... viel zu weich.)

Chiffre	Form der inneren Thoraxwand	Pulstastbarkeit	Pulsqualität	sonogr. Ähnlichkeit der Rippen	sonogr. Artefakte durch Rippen
I7H3W	3	1	2	3	4
O8O7M	2	0		3	4
E6E8M	2	1	2	2	3
L6A6W	1	1	4	1	3
M4A7M	3	0		4	4
J4E7M	2	0		1	2
A7A5M	3	1	2	2	4
Ö4E8M	4	0		3	3
O6M4M	4	0		1	5
H9I6M	2	0		2	4
U5U8M	2	1	3	2	3
E7F11W	1	0		2	4
A6U7M	3	1	4	2	4
N4Ü5W	2	1	4	2	2
A7U8W	3	1	3	3	3
O7M4M	2	0		3	4
N7A10M	2	1	3	1	3
E5E4M	3	1	4	2	4

Tabelle C.5.: ROHDATEN DER ASTMA-PHANTOM-VALIDIERUNGSSTUDIE. (Skala Pulstastbarkeit: 0 ... nein, 1 ... ja; Artefakte: 1 ... stark vermehrt, 2 ... vermehrt, 3 ... neutral, 4 ... vermindert, 5 ... stark vermindert; sonstige: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht.)

Chiffre	sonogr. Ähnlichkeit des Weichteilgewebe	sonogr. Artefakte durch Weichteilgewebe	sonogr. Ähnlichkeit der Gefäße	sonogr. Artefakte durch Gefäße	Sondenkontakt
I7H3W	2	3	2	3	2
O8O7M	4	4	3	2	2
E6E8M	2	3	3	3	2
L6A6W	2	4	2	3	2
M4A7M	2	4	2	4	2
J4E7M	1	3	1	2	1
A7A5M	2	3	1	2	1
Ö4E8M	4	4	4	2	3
O6M4M	1	5	1	5	1
H9I6M	1	3	2	2	1
U5U8M	2	3	3	3	1
E7F11W	1	3	2	3	1
A6U7M	2	3	2	3	1
N4Ü5W	1	3	1	2	1
A7U8W	2	3	4	3	3
O7M4M	2	3	2	3	2
N7A10M	2	4	4	5	1

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

Chiffre	sonogr. Ähnlichkeit des Weichteilgewebe	sonogr. Artefakte durch Weichteilgewebe	sonogr. Ähnlichkeit der Gefäße	sonogr. Artefakte durch Gefäße	Sondenkontakt
E5E4M	2	3	1	3	2

Tabelle C.6.: ROHDATEN DER ASTMA-PHANTOM-VALIDIERUNGSSTUDIE. (Skala Artefakte: 1 ... stark vermehrt, 2 ... vermehrt, 3 ... neutral, 4 ... vermindert, 5 ... stark vermindert; sonstige: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht.)

Chiffre	sonogr. Darstellbarkeit der LIMA	sonogr. Darstellbarkeit der Interkostalararterien	sonogr. Darstellbarkeit der Venen	sonogr. Unterscheidbarkeit von Arterien u. Venen	sonogr. Darstellbarkeit von Gefäßabgängen
I7H3W	1	1	1	2	2
O8O7M	1	1	1	5	2
E6E8M	1	1	1	2	1
L6Ä6W	1	1	1	1	1
M4A7M	1	1	1	2	2
J4E7M	1	1	1	2	2
A7A5M	1	1	1	5	2
Ö4E8M	1	1	1	2	2
O6M4M	1	1	1	1	2
H9I6M	1	1	1	2	1
U5U8M	1	1	1	2	2
E7F11W	1	1	1	2	1
A6U7M	1	1	1	1	2
N4Ü5W	1	1	1	1	1
A7U8W	1	1	1	4	1
O7M4M	1	1	1	2	2
N7A10M	1	1	1	4	1
E5E4M	1	1	1	1	1

Tabelle C.7.: ROHDATEN DER ASTMA-PHANTOM-VALIDIERUNGSSTUDIE. (Skala 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht.)

Chiffre	Flusssignal im Color-Mode	Lumen der LIMA	Lumen einer Begleitvene	Lumen einer Interkostalarterie	sonogr. Verfolgbarkeit der LIMA
I7H3W	2	2,60	2,20	1,70	2
O8O7M	2	2,60	2,00	1,40	2
E6E8M	2	2,80	2,40	2,00	1
L6Ä6W	2	3,00	2,20	1,50	1
M4A7M	2	3,00	2,50	1,40	2
J4E7M	2	2,90	2,40	1,60	2
A7A5M	2	3,00	2,10	1,90	2
Ö4E8M	2	3,80	2,40	1,90	1
O6M4M	2	2,20	2,20	1,80	2
H9I6M	2	2,20	1,90	1,40	1
U5U8M	3	3,00	2,60	2,40	2
E7F11W	2	2,50	2,50	1,80	1
A6U7M	1	2,40	2,20	1,80	2
N4Ü5W	2	2,80	2,30	1,80	1
A7U8W	2	3,00	2,50	1,50	1
O7M4M	2	2,70	1,40	2,10	2
N7A10M	2	2,50	2,00	1,20	1
E5E4M	2	3,20	2,50	2,20	2

Tabelle C.8.: ROHDATEN DER ASTMA-PHANTOM-VALIDIERUNGSSTUDIE. (Skala Lumina in mm, sonstige: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht.)

Chiffre	Verlauf der LIMA	Lage der LIMA	Verlauf der Venen	Lage der Venen	Abstand zw. LIMA u. Venen
I7H3W	2	3	4	2	2
O8O7M	3	3	2	3	3
E6E8M	2	3	4	3	2
L6Ä6W	4	3	4	4	2
M4A7M	3	3	2	2	3
J4E7M	3	3	2	3	2
A7A5M	2	4	2	3	2
Ö4E8M	3	3	3	3	2
O6M4M	2	3	1	4	2
H9I6M	1	3	4	3	2
U5U8M	2	4	4	2	2
E7F11W	1	3	4	2	1
A6U7M	2	4	2	3	2
N4Ü5W	2	4	2	3	2
A7U8W	3	3	3	3	2
O7M4M	2	3	2	3	3
N7A10M	4	2	2	2	2
E5E4M	1	4	2	4	2

Tabelle C.9.: ROHDATEN DER ASTMA-PHANTOM-VALIDIERUNGSTUDIE. (Skala Verläufe: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht; Lagen: 1 ... viel zu tief, 2 ... zu tief, 3 ... neutral, 4 ... zu oberflächlich, 5 ... viel zu oberflächlich; Abstand zw. LIMA und Venen: 1 ... viel zu groß, 2 ... zu groß, 3 ... neutral, 4 ... zu klein, 5 ... viel zu klein.)

Chiffre	Verlauf der Interkostalarterien	Länge des modellierten LIMA-Abschnitts	Flusssignal im PW-Mode	PSV	MSV
I7H3W	3	4	3	0,91	0,45
O8O7M	2	3	1	0,93	0,49
E6E8M	2	4	2	1,03	0,57
L6Ä6W	3	4	2	1,06	0,48
M4A7M	3	3	3	0,78	0,36
J4E7M	2	3	2	0,94	0,49
A7A5M	3	4	2	0,63	0,35
Ö4E8M	3	4	1	0,93	0,46
O6M4M	1	3	1	0,86	0,46
H9I6M	2	4	1	1,11	0,58
U5U8M	3	4	2	0,82	0,42
E7F11W	2	4	1	0,72	0,34
A6U7M	3	4	3	0,80	0,34
N4Ü5W	2	4	1	1,16	0,64
A7U8W	2	3	2	0,96	0,49
O7M4M	2	4	2	1,29	0,60
N7A10M	2	3	2	0,81	0,43
E5E4M	2	3	2	0,87	0,38

Tabelle C.10.: ROHDATEN DER ASTMA-PHANTOM-VALIDIERUNGSTUDIE. (Skala Verlauf der Interkostalart. und Flusssignal im PW-Mode: 1 ... sehr gut, 2 ... gut, 3 ... weder gut noch schlecht, 4 ... schlecht, 5 ... sehr schlecht; Länge des modellierten Abschnitts: 1 ... viel zu lang, 2 ... zu lang, 3 ... neutral, 4 ... zu kurz, 5 ... viel zu kurz.); PSV, MSV in $\frac{m}{s}$.)

Chiffre	SVTI	Dauer Systole	PDV	MDV	DVTI
I7H3W	15,38	343,81	0,20	0,13	7,32
O8O7M	16,75	343,81	0,20	0,14	8,93
E6E8M	18,69	329,02	0,31	0,21	12,39
L6Ä6W	17,48	365,99	0,19	0,11	6,62
M4A7M	12,64	354,90	0,13	0,07	3,90
J4E7M	13,58	277,27	0,13	0,05	3,54
A7A5M	11,80	336,41	0,21	0,15	9,47

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

Chiffre	SVTI	Dauer Systole	PDV	MDV	DVTI
Ö4E8M	16,21	354,90	0,18	0,09	5,43
O6M4M	13,42	292,05	0,15	0,05	3,42
H9I6M	19,45	340,11	0,33	0,21	13,36
U5U8M	14,34	343,81	0,27	0,16	9,93
E7F11W	9,31	273,57	0,11	0,02	1,01
A6U7M	11,86	351,21	0,14	0,07	4,64
N4Ü5W	21,60	340,11	0,38	0,28	17,16
A7U8W	16,82	343,81	0,29	0,19	11,79
O7M4M	20,68	347,51	0,31	0,21	12,71
N7A10M	14,66	340,11	0,24	0,14	8,59
E5E4M	13,01	347,51	0,14	0,05	3,00

Tabelle C.11.: ROHDATEN DER ASTMA-PHANTOM-VALIDIERUNGSSTUDIE. (Skala PDV und MDV in $\frac{m}{s}$, SVTI und DVTI in cm; Dauer Systole in ms.)

Chiffre	EDV	Dauer Diastole	MV	TVTI	Winkel
I7H3W	0,13	620,61	0,23	22,61	63
O8O7M	0,11	621,07	0,27	25,87	65
E6E8M	0,17	606,28	0,33	31,65	64
L6Ä6W	0,10	621,07	0,25	24,05	60
M4A7M	0,07	609,98	0,17	16,48	63
J4E7M	0,10	698,71	0,18	17,20	59
A7A5M	0,14	643,25	0,22	21,42	64
Ö4E8M	0,09	602,59	0,23	21,62	63
O6M4M	0,05	672,83	0,17	16,84	63
H9I6M	0,17	628,47	0,34	33,00	64
U5U8M	0,13	624,77	0,25	24,39	66
E7F11W	0,03	709,80	0,11	10,37	60
A6U7M	0,06	643,25	0,17	16,47	61
N4Ü5W	0,24	624,77	0,40	39,55	60
A7U8W	0,16	624,77	0,30	28,68	60
O7M4M	0,16	628,47	0,34	33,50	60
N7A10M	0,09	628,47	0,24	23,43	66
E5E4M	0,03	628,47	0,16	16,05	60

Tabelle C.12.: ROHDATEN DER ASTMA-PHANTOM-VALIDIERUNGSSTUDIE. (Skala EDV und MV in $\frac{m}{s}$; TVTI in cm; Winkel in Grad und Dauer Diastole in ms.)

C.2 Pumpencharakterisierung

U in V	0,75	0,8	0,85	0,9	0,95
Messung 1					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	3,14	2,87	4,57	5,49	6,01
Fluss 2	5,23	6,14	9,02	12,81	12,02
Fluss 3	6,93	9,54	14,50	18,95	18,82
Fluss 4	7,19	11,50	16,59	22,34	25,61
Fluss 5	7,19	11,76	16,73	22,87	28,49
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	107,21	55,45	77,63	59,15	62,85
Zeitpkt. 2	258,78	170,06	184,84	155,27	144,18
Zeitpkt. 3	443,62	325,32	380,78	314,23	247,69
Zeitpkt. 4	683,92	573,01	680,22	558,23	406,65
Zeitpkt. 5	972,27	1090,00	1127,00	1249,00	894,64
VTI 1000ms	6,18	9,48	13,22	18,45	23,45
Messung 2					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	1,57	3,14	3,27	4,44	7,32

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

<i>U</i> in V	0,75	0,8	0,85	0,9	0,95
Fluss 2	2,87	6,01	6,53	10,45	15,68
Fluss 3	4,38	8,04	9,41	15,94	21,95
Fluss 4	4,97	8,69	11,43	19,47	24,96
Fluss 5	5,10	9,08	14,05	19,99	25,48
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	66,54	107,21	81,33	48,06	99,82
Zeitpkt. 2	170,06	247,69	195,93	136,78	218,11
Zeitpkt. 3	332,72	458,41	295,75	284,66	343,81
Zeitpkt. 4	524,95	683,92	380,78	476,89	573,01
Zeitpkt. 5	813,31	1105,00	964,88	835,49	1057,00
VTI 1000ms	4,31	7,04	11,02	16,38	20,91
Messung 3					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	1,76	2,21	4,30	3,91	4,04
Fluss 2	3,26	5,35	9,00	10,31	11,49
Fluss 3	4,31	8,29	13,18	15,93	20,63
Fluss 4	5,09	9,47	15,27	20,37	26,38
Fluss 5	5,29	9,53	15,41	21,15	26,90
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	118,30	73,94	77,63	51,76	51,76
Zeitpkt. 2	303,14	214,42	203,33	181,15	166,36
Zeitpkt. 3	539,74	425,14	377,08	362,29	336,41
Zeitpkt. 4	842,88	709,80	672,83	654,34	632,16
Zeitpkt. 5	1160,00	1345,00	1168,00	1219,00	1353,00
VTI 1000ms	3,85	7,31	12,52	17,06	21,22
Messung 4					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	1,56	2,02	3,78	5,61	5,34
Fluss 2	3,46	4,83	8,61	11,62	14,36
Fluss 3	5,09	7,70	12,14	17,63	20,24
Fluss 4	5,55	10,06	13,71	21,15	26,64
Fluss 5	5,74	10,58	13,84	21,29	26,90
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	170,06	96,12	118,30	77,63	66,54
Zeitpkt. 2	358,60	225,51	269,87	195,93	151,57
Zeitpkt. 3	587,80	425,14	425,14	377,08	273,57
Zeitpkt. 4	916,82	654,34	669,13	676,52	473,20
Zeitpkt. 5	1319,00	1426,00	1253,00	1179,00	1127,00
VTI 1000ms	3,92	7,58	10,81	16,80	22,14
Messung 5					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	1,31	2,61	3,59	4,18	5,36
Fluss 2	2,42	5,29	7,97	10,06	13,33
Fluss 3	3,53	8,04	10,98	15,94	21,04
Fluss 4	4,70	9,67	14,90	20,91	26,79
Fluss 5	5,10	9,93	15,75	22,47	28,62
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	181,15	136,78	99,82	88,72	85,03
Zeitpkt. 2	399,26	280,96	255,08	184,84	170,06
Zeitpkt. 3	628,47	476,89	384,47	325,32	325,32
Zeitpkt. 4	975,97	687,62	609,98	502,77	554,53
Zeitpkt. 5	1268,00	1079,00	1375,00	1053,00	1175,00
VTI 1000ms	2,74	6,80	11,87	17,14	22,50
Messung 6					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	1,30	2,48	4,30	5,74	5,87
Fluss 2	2,48	5,09	8,48	11,75	12,14
Fluss 3	3,78	7,96	12,27	17,37	19,98
Fluss 4	4,57	10,06	16,32	21,94	26,12
Fluss 5	4,65	10,12	16,84	22,33	27,95

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

<i>U in V</i>	0,75	0,8	0,85	0,9	0,95
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	151,57	110,91	96,12	107,21	55,45
Zeitpkt. 2	303,14	277,26	199,63	210,72	136,78
Zeitpkt. 3	502,77	473,20	303,14	336,41	277,26
Zeitpkt. 4	794,82	761,55	480,59	602,59	469,50
Zeitpkt. 5	1253,00	1397,00	802,22	1182,00	1345,00
VTI 1000ms	3,38	7,28	13,45	17,65	23,62
Messung 7					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	1,23	1,76	3,38	4,69	4,82
Fluss 2	2,08	3,91	7,57	10,44	11,22
Fluss 3	3,26	6,07	12,79	15,80	19,59
Fluss 4	4,24	8,29	15,54	20,50	26,38
Fluss 5	4,57	9,47	15,67	20,89	27,82
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	110,91	103,51	103,51	99,82	66,54
Zeitpkt. 2	177,45	218,11	258,78	229,21	158,96
Zeitpkt. 3	369,69	365,99	473,20	380,78	332,72
Zeitpkt. 4	665,43	569,32	761,55	602,59	573,01
Zeitpkt. 5	1086,00	1138,00	1360,00	1360,00	1386,00
VTI 1000ms	3,41	6,71	11,00	15,44	21,20
Messung 8					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	2,02	2,48	2,60	2,73	4,49
Fluss 2	3,00	5,22	8,09	8,61	12,72
Fluss 3	3,98	8,62	13,05	15,54	21,93
Fluss 4	4,37	10,51	17,50	21,55	29,77
Fluss 5	4,50	11,36	18,67	26,25	33,69
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	199,63	99,82	70,24	66,54	48,06
Zeitpkt. 2	432,53	255,08	251,39	184,84	181,15
Zeitpkt. 3	761,55	458,41	406,65	340,11	314,23
Zeitpkt. 4	1068,00	669,13	658,04	539,74	554,53
Zeitpkt. 5	1382,00	1134,00	1438,00	1286,00	1353,00
VTI 1000ms	2,98	7,73	12,95	17,20	25,01
Messung 9					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	0,58	1,37	3,38	4,43	4,49
Fluss 2	1,37	3,78	7,57	10,18	12,52
Fluss 3	2,15	6,92	11,49	16,84	21,74
Fluss 4	2,48	9,66	16,32	22,46	29,97
Fluss 5	2,74	10,45	18,80	24,42	32,91
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	33,27	66,54	85,03	77,63	55,45
Zeitpkt. 2	129,39	199,63	214,42	188,54	147,87
Zeitpkt. 3	295,75	384,47	354,90	329,02	306,84
Zeitpkt. 4	536,04	617,38	576,71	499,08	473,20
Zeitpkt. 5	1179,00	1397,00	1268,00	1256,00	1134,00
VTI 1000ms	1,92	7,05	12,64	18,38	24,99
Messung 10					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	1,30	2,35	2,60	3,12	4,10
Fluss 2	2,67	5,09	7,17	8,35	13,11
Fluss 3	3,65	7,96	15,41	15,01	25,46
Fluss 4	4,18	12,02	19,59	22,20	32,91
Fluss 5	4,37	13,84	19,85	25,86	33,10
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	122,00	66,54	48,06	59,15	36,97
Zeitpkt. 2	373,38	207,02	173,75	166,36	170,06
Zeitpkt. 3	628,47	391,87	388,17	358,60	351,20

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

<i>U</i> in V	0,75	0,8	0,85	0,9	0,95
Zeitpkt. 4	968,58	728,28	628,47	558,23	613,68
Zeitpkt. 5	1574,00	1382,00	1449,00	1463,00	1519,00
VTI 1000ms	2,76	8,83	14,71	17,79	25,47

Tabelle C.13.: ROHDATEN DER PUMPENCHARAKTERISIERUNG. (Skala Flüsse $\frac{cm}{s}$; Zeitpunkte in ms.)

<i>U</i> in V	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4
Messung 1					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	8,23	10,00	8,17	13,72	11,43
Fluss 2	19,21	19,80	20,25	29,07	30,71
Fluss 3	26,46	31,95	34,63	48,67	46,71
Fluss 4	33,12	42,14	49,00	63,05	67,62
Fluss 5	37,04	47,24	57,49	66,31	78,07
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	66,54	27,73	42,51	44,36	31,42
Zeitpkt. 2	157,12	90,57	97,97	99,82	81,33
Zeitpkt. 3	245,84	197,78	166,36	184,84	127,54
Zeitpkt. 4	419,59	358,60	301,29	353,05	264,33
Zeitpkt. 5	831,79	809,61	687,62	761,55	717,19
VTI 1000ms	29,75	39,90	48,56	57,32	67,71
Messung 2					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	6,14	7,45	13,07	15,35	26,79
Fluss 2	12,94	17,44	30,38	31,69	53,90
Fluss 3	21,04	30,38	41,81	47,69	44,43
Fluss 4	27,96	41,55	51,61	61,09	69,58
Fluss 5	33,06	45,67	55,53	65,66	74,15
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	59,15	44,36	51,76	48,06	70,24
Zeitpkt. 2	134,94	105,36	120,15	103,51	112,75
Zeitpkt. 3	245,84	188,54	199,63	182,99	158,96
Zeitpkt. 4	369,69	388,17	351,20	369,69	323,48
Zeitpkt. 5	776,34	787,43	645,10	787,43	724,58
VTI 1000ms	26,05	36,93	47,93	56,64	64,18
Messung 3					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	7,54	7,60	9,77	11,07	12,69
Fluss 2	17,62	20,33	28,71	30,02	36,70
Fluss 3	27,62	34,65	41,78	49,29	62,67
Fluss 4	33,50	45,78	52,89	62,69	72,96
Fluss 5	35,06	47,37	59,09	69,87	74,92
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	64,70	64,70	49,91	46,21	40,67
Zeitpkt. 2	160,81	153,42	131,24	114,60	105,36
Zeitpkt. 3	275,42	268,02	216,27	208,87	236,60
Zeitpkt. 4	432,53	486,14	338,26	325,32	378,93
Zeitpkt. 5	728,28	783,73	787,43	813,31	776,34
VTI 1000ms	28,41	38,60	49,95	58,57	66,34
Messung 4					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	6,84	10,09	16,95	11,40	17,10
Fluss 2	15,66	22,51	31,98	27,08	39,15
Fluss 3	26,05	35,90	47,01	43,74	58,75
Fluss 4	33,50	44,39	57,46	60,07	72,47
Fluss 5	34,48	46,35	58,11	66,93	75,90
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	51,76	61,00	77,63	57,30	49,91

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

<i>U in V</i>	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4
Zeitpkt. 2	122,00	131,24	155,27	118,30	116,45
Zeitpkt. 3	247,69	268,02	280,96	181,15	203,33
Zeitpkt. 4	419,59	417,74	517,56	290,20	353,05
Zeitpkt. 5	761,55	724,58	1227,00	634,01	715,34
VTI 1000ms	29,68	39,19	49,13	56,84	64,65
Messung 5					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	5,29	7,84	9,47	13,72	14,70
Fluss 2	12,74	18,29	21,23	32,99	32,34
Fluss 3	23,91	31,03	35,93	52,27	49,49
Fluss 4	33,12	42,79	50,31	65,66	72,03
Fluss 5	36,65	47,69	57,49	68,93	78,40
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	77,63	59,15	51,76	27,73	49,91
Zeitpkt. 2	157,12	118,30	118,30	97,97	107,21
Zeitpkt. 3	280,96	207,02	199,63	205,18	170,06
Zeitpkt. 4	467,65	380,78	323,48	395,56	299,45
Zeitpkt. 5	817,01	798,52	731,98	774,49	628,47
VTI 1000ms	28,24	38,77	47,40	59,42	67,31
Messung 6					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	6,64	7,15	11,73	12,05	17,10
Fluss 2	15,07	17,61	28,39	27,73	37,68
Fluss 3	24,68	30,35	42,43	44,72	58,75
Fluss 4	32,71	40,47	52,56	60,07	72,47
Fluss 5	34,87	45,05	55,50	66,61	75,41
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	55,45	36,97	48,06	44,36	57,30
Zeitpkt. 2	133,09	94,27	122,00	92,42	118,30
Zeitpkt. 3	251,39	175,60	218,11	160,81	188,54
Zeitpkt. 4	417,74	284,66	329,02	288,35	301,29
Zeitpkt. 5	783,73	630,31	707,95	648,80	670,98
VTI 1000ms	28,74	39,39	48,07	57,67	66,41
Messung 7					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	6,25	14,01	12,05	11,07	13,67
Fluss 2	15,46	25,77	29,04	27,73	31,80
Fluss 3	25,85	36,23	44,72	46,35	55,81
Fluss 4	31,54	46,25	56,48	63,67	75,41
Fluss 5	36,44	49,62	59,42	69,87	80,80
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	73,94	70,24	66,54	36,97	46,21
Zeitpkt. 2	184,84	157,12	151,57	105,36	103,51
Zeitpkt. 3	336,41	253,23	255,08	195,93	175,60
Zeitpkt. 4	513,86	475,05	417,74	347,50	308,69
Zeitpkt. 5	918,67	929,76	817,01	815,16	720,89
VTI 1000ms	26,84	40,27	48,88	58,15	68,09
Messung 8					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	5,08	8,13	11,73	8,28	8,77
Fluss 2	14,09	23,16	24,79	26,41	26,90
Fluss 3	27,03	37,21	42,76	46,01	49,93
Fluss 4	36,44	47,99	59,75	64,63	75,90
Fluss 5	41,34	55,17	65,95	74,92	83,25
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	59,15	35,12	44,36	33,27	29,57
Zeitpkt. 2	177,45	129,39	103,51	107,21	85,03
Zeitpkt. 3	310,54	223,66	199,63	182,99	147,87
Zeitpkt. 4	491,68	351,20	362,29	304,99	304,99
Zeitpkt. 5	907,58	687,62	815,16	841,04	820,70

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

<i>U</i> in V	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4
VTI 1000ms	30,98	43,26	55,03	60,33	70,80
Messung 9					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	4,68	8,79	7,81	8,46	10,24
Fluss 2	11,15	21,85	22,18	24,14	31,31
Fluss 3	19,97	34,27	40,15	43,74	56,30
Fluss 4	30,56	45,37	53,54	61,38	73,94
Fluss 5	38,79	50,60	60,73	70,85	81,29
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	35,12	35,12	27,73	31,42	20,33
Zeitpkt. 2	129,39	116,45	94,27	99,82	70,24
Zeitpkt. 3	229,21	225,51	192,24	170,06	147,87
Zeitpkt. 4	373,38	373,38	314,23	277,26	286,51
Zeitpkt. 5	733,83	746,77	735,67	730,13	685,77
VTI 1000ms	28,71	40,21	50,51	60,20	69,35
Messung 10					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	3,70	6,17	11,07	7,15	7,79
Fluss 2	11,54	17,93	25,77	24,79	39,15
Fluss 3	22,13	30,35	43,74	47,01	57,77
Fluss 4	34,87	45,05	58,11	66,61	75,90
Fluss 5	40,75	51,91	64,32	74,12	84,72
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	31,42	35,12	29,57	36,97	24,03
Zeitpkt. 2	125,69	109,06	90,57	114,60	105,36
Zeitpkt. 3	225,51	192,24	203,33	207,02	160,81
Zeitpkt. 4	397,41	334,57	386,32	382,62	273,57
Zeitpkt. 5	805,91	767,10	774,49	791,13	805,91
VTI 1000ms	30,03	41,09	51,99	59,96	71,33

Tabelle C.14.: ROHDATEN DER PUMPENCHARAKTERISIERUNG. (Skala Flüsse $\frac{cm}{s}$; Zeitpunkte in ms.)

<i>U</i> in V	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9
Messung 1					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	18,13	29,40	24,01	22,05	16,66
Fluss 2	40,18	52,92	46,55	46,55	44,10
Fluss 3	65,17	68,60	72,03	77,91	73,50
Fluss 4	81,83	84,28	95,55	103,39	109,27
Fluss 5	86,24	93,59	101,92	109,27	120,54
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	36,97	57,30	31,42	35,12	22,18
Zeitpkt. 2	88,72	103,51	61,00	72,09	51,76
Zeitpkt. 3	170,06	158,96	131,24	149,72	94,27
Zeitpkt. 4	358,60	243,99	238,45	260,63	214,42
Zeitpkt. 5	737,52	571,16	548,98	611,83	534,20
VTI 1000ms	74,16	80,87	93,18	95,56	107,65
Messung 2					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	17,15	18,62	16,17	23,52	21,07
Fluss 2	35,77	44,10	43,61	50,96	50,47
Fluss 3	56,84	67,62	72,52	75,95	85,75
Fluss 4	78,89	90,16	94,57	104,37	114,66
Fluss 5	83,79	93,59	101,92	110,25	119,56
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	40,67	25,88	31,42	31,42	27,73
Zeitpkt. 2	88,72	77,63	88,72	72,09	72,09
Zeitpkt. 3	160,81	158,96	171,90	134,94	140,48
Zeitpkt. 4	327,17	336,41	295,75	275,42	260,63
Zeitpkt. 5	698,71	595,19	682,07	713,49	645,10
VTI 1000ms	71,80	83,54	88,07	98,57	105,07

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

<i>U in V</i>	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9
Messung 3					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	13,18	19,06	16,61	33,27	22,80
Fluss 2	40,62	45,03	43,07	57,28	58,08
Fluss 3	64,14	71,98	77,86	84,72	91,40
Fluss 4	77,86	90,60	102,36	105,79	116,23
Fluss 5	86,68	95,50	106,77	113,63	119,49
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	46,21	33,27	25,88	68,39	40,67
Zeitpkt. 2	118,30	90,57	77,63	116,45	99,82
Zeitpkt. 3	194,09	186,69	158,96	170,06	160,81
Zeitpkt. 4	295,75	358,60	277,26	253,23	290,20
Zeitpkt. 5	707,95	754,16	713,49	560,07	639,56
VTI 1000ms	73,87	83,68	92,34	99,39	107,43
Messung 4					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	17,59	28,37	23,47	30,64	26,07
Fluss 2	44,54	51,40	50,42	65,92	60,69
Fluss 3	65,61	71,00	79,82	95,32	89,44
Fluss 4	81,78	85,21	97,95	109,69	115,57
Fluss 5	84,23	93,05	102,36	112,31	119,49
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	36,97	38,82	48,06	51,76	42,51
Zeitpkt. 2	86,88	92,42	96,12	120,15	81,33
Zeitpkt. 3	162,66	155,27	160,81	194,09	127,54
Zeitpkt. 4	295,75	245,84	277,26	321,63	227,36
Zeitpkt. 5	737,52	561,92	574,86	639,56	650,65
VTI 1000ms	74,75	83,92	90,20	99,77	107,75
Messung 5					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	24,01	17,15	21,56	24,01	20,91
Fluss 2	42,14	48,02	46,06	58,31	54,88
Fluss 3	62,72	72,03	71,54	94,57	88,20
Fluss 4	81,83	91,63	97,02	116,13	114,99
Fluss 5	88,69	96,53	106,82	116,62	117,60
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	51,76	48,06	24,03	53,60	33,27
Zeitpkt. 2	101,66	103,51	64,70	97,97	72,09
Zeitpkt. 3	173,75	155,27	123,84	170,06	122,00
Zeitpkt. 4	284,66	275,42	231,05	358,60	249,54
Zeitpkt. 5	661,74	724,58	682,07	693,16	591,50
VTI 1000ms	76,43	85,90	95,44	101,63	110,11
Messung 6					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	19,55	18,08	23,96	29,84	17,57
Fluss 2	39,64	42,09	66,10	53,60	64,61
Fluss 3	57,77	66,10	86,19	82,27	90,75
Fluss 4	75,90	85,21	97,95	110,69	115,57
Fluss 5	82,76	94,52	101,87	111,67	120,80
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	48,06	46,21	51,76	53,60	36,97
Zeitpkt. 2	99,82	97,97	114,60	99,82	75,79
Zeitpkt. 3	147,87	149,72	182,99	140,48	123,84
Zeitpkt. 4	223,66	245,84	301,29	290,20	208,87
Zeitpkt. 5	611,83	622,92	632,16	739,37	471,35
VTI 1000ms	73,53	82,15	92,81	99,14	109,37
Messung 7					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	8,77	18,57	19,06	14,96	17,57
Fluss 2	29,35	49,44	47,97	56,77	57,43

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

<i>U</i> in V	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9
Fluss 3	56,30	77,86	77,37	90,75	95,32
Fluss 4	81,78	94,52	100,89	115,57	124,72
Fluss 5	89,13	98,93	107,75	121,45	130,60
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	24,03	42,51	40,67	25,88	29,57
Zeitpkt. 2	81,33	88,72	97,97	81,33	86,88
Zeitpkt. 3	168,21	162,66	168,21	134,94	155,27
Zeitpkt. 4	319,78	349,35	266,17	256,93	279,11
Zeitpkt. 5	709,80	737,52	752,31	702,40	676,52
VTI 1000ms	75,95	87,33	92,51	103,99	111,81
Messung 8					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	8,28	11,71	10,24	7,77	15,61
Fluss 2	33,27	37,19	34,74	40,44	52,20
Fluss 3	66,59	64,63	64,14	78,33	86,83
Fluss 4	85,70	90,11	95,50	109,69	116,88
Fluss 5	90,11	97,46	103,83	113,61	126,03
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	25,88	20,33	20,33	18,48	24,03
Zeitpkt. 2	88,72	72,09	55,45	66,54	73,94
Zeitpkt. 3	181,15	114,60	103,51	131,24	142,33
Zeitpkt. 4	308,69	236,60	231,05	260,63	258,78
Zeitpkt. 5	765,25	774,49	761,55	722,74	731,98
VTI 1000ms	77,03	84,56	92,87	102,86	107,89
Messung 9					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	17,10	14,65	15,63	20,84	13,00
Fluss 2	45,52	41,11	49,44	49,59	52,85
Fluss 3	70,51	69,53	81,78	82,25	94,01
Fluss 4	88,64	92,07	104,32	107,73	123,41
Fluss 5	90,60	99,91	109,71	119,49	128,64
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	29,57	25,88	31,42	22,18	16,64
Zeitpkt. 2	107,21	88,72	92,42	64,70	75,79
Zeitpkt. 3	195,93	175,60	168,21	131,24	127,54
Zeitpkt. 4	319,78	280,96	286,51	229,21	247,69
Zeitpkt. 5	757,86	750,46	648,80	695,01	754,16
VTI 1000ms	77,17	85,18	94,26	106,03	114,97
Messung 10					
Fluss 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fluss 1	13,67	15,63	22,80	14,31	14,31
Fluss 2	38,66	45,03	49,59	51,55	54,16
Fluss 3	66,10	73,94	82,91	88,79	95,97
Fluss 4	86,68	98,93	110,35	124,07	129,95
Fluss 5	96,48	107,26	115,57	128,64	139,75
Zeitpkt. 0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	31,42	25,88	24,03	27,73	22,18
Zeitpkt. 2	97,97	83,18	70,24	85,03	66,54
Zeitpkt. 3	177,45	171,90	149,72	151,57	125,69
Zeitpkt. 4	295,75	317,93	314,23	306,84	264,33
Zeitpkt. 5	733,83	741,22	785,58	722,74	752,31
VTI 1000ms	79,47	91,66	102,68	109,76	123,63

Tabelle C.15.: ROHDATEN DER PUMPENCHARAKTERISIERUNG. (Skala Flüsse $\frac{cm}{s}$; Zeitpunkte in ms.)

<i>U</i> in V	2,0	2,1
Messung 1		
Fluss 0	0,00	0,00
Fluss 1	26,79	28,75
Fluss 2	55,53	61,41
Fluss 3	89,51	101,27
Fluss 4	116,95	134,59
Fluss 5	126,09	141,12

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

<i>U in V</i>	2,0	2,1
Zeitpkt. 0	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	12,94	16,64
Zeitpkt. 2	46,21	44,36
Zeitpkt. 3	103,51	112,75
Zeitpkt. 4	197,78	232,90
Zeitpkt. 5	548,98	547,13
VTI 1000ms	116,63	127,36
Messung 2		
Fluss 0	0,00	0,00
Fluss 1	26,13	32,67
Fluss 2	66,64	70,56
Fluss 3	104,53	113,03
Fluss 4	128,05	134,59
Fluss 5	129,36	138,51
Zeitpkt. 0	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	40,67	42,51
Zeitpkt. 2	96,12	86,88
Zeitpkt. 3	157,12	133,09
Zeitpkt. 4	286,51	264,33
Zeitpkt. 5	700,55	545,29
VTI 1000ms	115,01	126,97
Messung 3		
Fluss 0	0,00	0,00
Fluss 1	33,91	35,21
Fluss 2	74,41	69,84
Fluss 3	107,08	112,31
Fluss 4	129,29	131,91
Fluss 5	131,25	136,48
Zeitpkt. 0	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	53,60	42,51
Zeitpkt. 2	114,60	86,88
Zeitpkt. 3	179,30	136,78
Zeitpkt. 4	325,32	275,42
Zeitpkt. 5	696,86	524,95
VTI 1000ms	117,34	123,95
Messung 4		
Fluss 0	0,00	0,00
Fluss 1	29,99	33,25
Fluss 2	66,57	83,56
Fluss 3	97,28	121,45
Fluss 4	123,41	140,40
Fluss 5	127,33	141,05
Zeitpkt. 0	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	46,21	40,67
Zeitpkt. 2	97,97	86,88
Zeitpkt. 3	151,57	162,66
Zeitpkt. 4	247,69	356,75
Zeitpkt. 5	628,47	667,28
VTI 1000ms	115,49	127,80
Messung 5		
Fluss 0	0,00	0,00
Fluss 1	18,95	37,24
Fluss 2	52,27	71,87
Fluss 3	81,01	113,68
Fluss 4	112,37	135,24
Fluss 5	127,40	141,12
Zeitpkt. 0	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	25,88	49,91
Zeitpkt. 2	72,09	94,27
Zeitpkt. 3	105,36	162,66

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

<i>U</i> in V	2,0	2,1
Zeitpkt. 4	166,36	216,27
Zeitpkt. 5	545,29	439,93
VTI 1000ms	117,24	125,22
Messung 6		
Fluss 0	0,00	0,00
Fluss 1	35,87	25,41
Fluss 2	86,83	60,04
Fluss 3	111,00	98,59
Fluss 4	127,33	131,91
Fluss 5	127,99	139,09
Zeitpkt. 0	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	46,21	42,51
Zeitpkt. 2	96,12	86,88
Zeitpkt. 3	158,96	138,63
Zeitpkt. 4	262,48	208,87
Zeitpkt. 5	589,65	524,95
VTI 1000ms	115,10	122,15
Messung 7		
Fluss 0	0,00	0,00
Fluss 1	16,92	17,88
Fluss 2	45,01	54,62
Fluss 3	80,29	91,37
Fluss 4	122,11	133,01
Fluss 5	139,75	148,52
Zeitpkt. 0	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	25,88	22,18
Zeitpkt. 2	62,85	64,70
Zeitpkt. 3	110,91	120,15
Zeitpkt. 4	188,54	223,66
Zeitpkt. 5	674,68	602,59
VTI 1000ms	122,22	133,05
Messung 8		
Fluss 0	0,00	0,00
Fluss 1	16,27	21,49
Fluss 2	54,81	58,08
Fluss 3	96,63	94,67
Fluss 4	129,95	133,87
Fluss 5	131,91	141,71
Zeitpkt. 0	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	29,57	20,33
Zeitpkt. 2	81,33	64,70
Zeitpkt. 3	144,18	120,15
Zeitpkt. 4	249,54	227,36
Zeitpkt. 5	584,10	757,86
VTI 1000ms	113,54	126,51
Messung 9		
Fluss 0	0,00	0,00
Fluss 1	20,19	23,60
Fluss 2	63,31	55,44
Fluss 3	104,47	102,80
Fluss 4	131,91	141,99
Fluss 5	137,79	147,71
Zeitpkt. 0	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	35,12	24,03
Zeitpkt. 2	94,27	62,85
Zeitpkt. 3	162,66	125,69
Zeitpkt. 4	264,33	232,90
Zeitpkt. 5	802,22	665,43
VTI 1000ms	120,58	133,34
Messung 10		

Fortsetzung auf nächster Seite...

Fortsetzung von letzter Seite...

<i>U</i> in V	2,0	2,1
Fluss 0	0,00	0,00
Fluss 1	22,78	24,41
Fluss 2	62,79	70,14
Fluss 3	107,70	120,76
Fluss 4	144,44	156,69
Fluss 5	147,71	157,50
Zeitpkt. 0	0,00	0,00
Zeitpkt. 1	16,64	31,42
Zeitpkt. 2	62,85	83,18
Zeitpkt. 3	146,03	168,21
Zeitpkt. 4	317,93	314,23
Zeitpkt. 5	791,13	730,13
VTI 1000ms	132,15	136,59

Tabelle C.16.: ROHDATEN DER PUMPENCHARAKTERISIERUNG. (Skala Flüsse $\frac{cm}{s}$; Zeitpunkte in ms.)

C.3 PVA-C-Blocklänge

	Block 1	Block 2	Block 3	Block 4	Block 5	Block 6
Tag 1	75,7	77,4	76,7	77,0	77,0	75,2
Tag 2	75,0	77,0	75,0	74,6	72,6	72,7
Tag 3	74,2	76,0	73,8	73,6	72,0	71,8
Tag 4	74,0	76,1	74,1	73,3	72,0	72,0
Tag 5	73,5	76,3	73,6	73,6	72,6	72,0
Tag 6	73,4	75,3	74,0	72,3	71,8	70,9
Tag 7	73,6	75,4	73,2	72,7	71,9	71,6
Tag 8	72,9	74,3	72,4	71,8	71,3	70,9
Tag 9	72,8	74,5	72,8	72,8	71,5	70,5
Tag 10	72,3	75,0	73,4	72,0	71,0	70,4
Tag 11	71,9	75,1	72,9	71,8	70,0	70,3
Tag 12	72,8	74,0	73,2	73,6	70,6	70,8
Tag 13	72,9	74,8	72,6	72,9	71,4	70,7
Tag 14	72,0	74,9	72,6	71,6	70,9	70,0

Tabelle C.17.: ROHDATEN DER LÄNGENBESTIMMUNG DER PVA-C-BLÖCKE. (Skala: mm)

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich schließlich bei allen bedanken, die mir bei der Datenerhebung und der Anfertigung der Arbeit zur Seite standen. Zunächst gilt mein herzlicher Dank meinen Betreuern, Herrn Prof. Volkmar Falk, welcher Leipzig leider verließ, mir aber trotzdem half mit Herrn Prof. Martin Misfeld einen engagierten und hilfsbereiten Betreuer für die Arbeit zu finden. Prof. Misfeld sei noch einmal herzlich für die Übernahme der Betreuung gedankt, Herrn Dr. Jörg Seeburger danke ich für die Vermittlung und die Kommentare zum Inhalt der Arbeit. Mein besonderer Dank geht an Prof. Werner Korb für die Unterstützung und Förderung im ICCAS sowie viele hilfreiche Hinweise zum Inhalt der Arbeit, sowie Adrian Vasquez und Dr. Denis Merk, welche mir bei der Organisation und Durchführung der Studie zur Seite standen. Weiterhin danke ich Philipp Liebmann, Elmar Dittrich und Mario Thalheim für die Vorarbeiten im ICCAS - und natürlich allen Probanden der Experimente.

Schließlich geht mein besonderer Dank an meine Eltern, Kerstin und Klaus-Peter Fricke, sowie meine Großeltern Gertrud und Karl-Heinz Machemehl, ohne deren immerwährende Unterstützung auch in manchmal nicht ganz einfachen Zeiten schon das Studium für mich nicht möglich gewesen wäre.

Erklärung über die eigenständige Abfassung der Arbeit

Hiermit erkläre ich, daß ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Ich versichere, daß Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, und daß die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren.

.....

Datum

.....

Unterschrift